



Zdravotně  
sociální fakulta  
Faculty of Health  
and Social Sciences

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

**Fyzika v příkladech pro radiologické asistenty**

## **BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

Studijní program: **SPECIALIZACE  
VE ZDRAVOTNICTVÍ**

**Autor:** Jan Kovář

**Vedoucí práce:** doc. RNDr. Přemysl Záškodný CSc.

České Budějovice 2021

### **Prohlášení**

Prohlašuji, že svoji bakalářskou s názvem *Fyzika v příkladech pro radiologické asistenty* 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 jejích 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 výsledku obhajoby bakalářské/diplomové práce. Rovněž souhlasím s porovnáním textu mé bakalářské/diplomové práce s databází kvalifikačních prací Theses.cz provozovanou Národním registrem vysokoškolských kvalifikačních prací a systémem na odhalování plagiátů.

V Českých Budějovicích dne 3.5.2021

.....

Jan Kovář

### **Poděkování**

Chtěl bych velmi poděkovat panu doc. RNDr. Přemyslovi Záškodnému CSc. za odborné a trpělivé vedení při psaní bakalářské práce, za jeho užitečné rady a doporučení. Dále děkuji své rodině a přátelům, kteří mě podporovali a věřili mi. V poslední řadě bych chtěl také poděkovat všem respondentům, kteří si našli čas a byli ochotni se zúčastnit výzkumu.

## Fyzika v příkladech pro radiologické asistenty

### Abstrakt

Bakalářská práce zkoumala možnost aplikace teorie kurikulárního procesu v problematice obecné a radiologické fyziky a jejich příkladových vyjádřeních.

Prvním cílem práce bylo vytvořit edukační text, který by objasnil potřebnou fyzikální teorii pro radiologického asistenta. Edukační text by měl obsahovat příkladová vyjádření potřebných fyzikálních oborů. Druhým cílem bylo implementovat kurikulární proces v podobě testu a aplikací testu ověřit dosažené znalosti respondentů. Plnění cílů bylo spojeno s ověřováním tří hypotéz. První hypotéza předpokládala, že je možné aplikací kurikulárního procesu vymezit soubor příkladů z fyziky, které budou přizpůsobené potřebám a možnostem radiologických asistentů. Druhá hypotéza byla rozdělena na dvě dílčí části: A) Komparací struktury fyziky a složek profilu radiologického asistenta lze zpracovat soubor příkladů obecné fyziky. B) Komparací struktury radiologické fyziky a složek profilu radiologického asistenta lze zpracovat soubor příkladů radiologické fyziky. Třetí stanovená hypotéza předpokládala, že znalosti respondentů v oblasti příkladů z obecné a radiologické fyziky budou mít rozdělení blízké normálnímu rozdělení.

Komparací konceptuálního kurikula fyziky a radiologie byl vytvořen edukační text, který obsahoval příkladová vyjádření obecné a radiologické fyziky ve vazbě na složky profilu radiologického asistenta. Vytvořením textu a vymezením příkladových vyjádření byl splněn první cíl práce a přijaty první dvě hypotézy. Další aplikací kurikulárního procesu byl sestaven test, jehož otázky vycházely z obsahu edukačního textu. Užitím metod deskriptivní a matematické statistiky bylo provedeno statistické šetření výsledků předloženého testu. Výsledek šetření potvrdil třetí hypotézu. Aplikací testu byl splněn druhý cíl práce. Jako určitá standardizace byl navíc použit druhý, již dříve používaný test. Ten byl předložen respondentům současně s prvním edukačním testem. Pomocí parametrického testování byla potvrzena vazba mezi výsledky obou testů. Následná korelační analýza určila mezi výsledky silnou kladnou korelaci.

Výsledky bakalářské práce ukazují, že vytvořený edukační text společně se souborem příkladových vyjádření lze efektivně použít pro přípravu studentů na povolání radiologického asistenta.

**Klíčová slova**

Fyzikální principy; fyzikální zákony; kurikulární proces; radiologický asistent; radiologická fyzika

## **Physics problems for radiology assistants**

### **Abstract**

The thesis was examining an opportunity to apply the curriculum process theorem in the matter of general and radiology physics and their problems' expression.

The first objective is to create an educational text which would elucidate an indispensable theory for radiology assistant. The educational text is to involve problem expressions of needful physical fields. The second objective was to implement the curriculum process as a quiz and so to evaluate the familiarity among the professionals in the field. Furthermore, three hypotheses were formed. The first hypothesis presumed it is possible by applying the curriculum process to delimit the collection of physics problems that will be tailored to the needs and facilities of radiology assistants. The second hypothesis was divided into two subparts: A) By comparison of a physics structure and compounds of a radiology assistant profile it is possible to process a collection of problems dedicated to general physics. B) By comparison of a physics structure and compounds of a radiology assistant profile it is possible to process the collection of problems dedicated to radiology physics. The third formed hypothesis presumed the familiarity among responders regarding the field will resemble of normal distribution.

By comparing the conceptual curriculum of physics and radiology, an educational text was created, which contained exemplary statements of general and radiological physics in relation to the components of the profile of the radiological assistant. By creating the text and defining example statements, the first goal of the work was fulfilled, and the first two hypotheses were accepted. Another application of the curricular process was to compile a test, the questions of which were based on the content of the educational text. Descriptive and mathematical statistics were used to appraise the research observing the test results. The outcome of the research acknowledged the third hypothesis. The second objective was reached by the test implementation. As a certain standardisation the second, previously used test was handed to the responders concomitantly to the first test. Via a parametric test the link between both tests results was confirmed. Following correlation analysis established the strong positive correlation.

The results of the bachelor's thesis show that the created educational text together with a set of example statements can be effectively used to prepare students for the profession of radiological assistant.

**Key words**

Curricular process; physical principles; physical laws; radiology assistant; radiological physics

# Obsah

|  |    |
|--|----|
| Úvod.....  | 10 |
| 1 Teoretická část .....  | 11 |
| 1.1 Teorie kurikulárního procesu fyziky.....                                 | 11 |
| 1.2 Interdisciplinárně pojatý vztah radiologie a fyziky .....                | 12 |
| 1.2.1 Elementární částice a jejich interakce .....                           | 13 |
| 1.2.2 Radioaktivita.....   | 15 |
| 1.2.3 Zdroje ionizujícího záření.....  | 16 |
| 1.2.4 Interakce ionizujícího záření v prostředí .....                        | 17 |
| 1.3 Vícerozměrné metody statistiky .....                                     | 18 |
| 1.3.1 Statistická jednotka, statistický znak.....                            | 18 |
| 1.3.2 Členění statistických jednotek.....                                    | 19 |
| 1.3.3 Statistické znaky, hodnoty statistických znaků, teoretická rozdělení   | 20 |
| 1.3.4 Algoritmy šetření datových souborů .....                               | 21 |
| 1.3.5 Výchozí teoretické základy statistiky použité v bakalářské práci ..... | 22 |
| 1.4 Fyzikální principy složek profilu radiologického asistenta .....         | 22 |
| 1.4.1 Nukleární medicína .....   | 23 |
| 1.4.2 Rentgenová diagnostika a terapie.....                                  | 25 |
| 1.4.3 Magnetická rezonance .....   | 32 |
| 1.4.4 Termografie .....  | 36 |
| 1.4.5 Sonografie.....  | 37 |
| 1.4.6 Urychlovače částic jako zdroje ionizujícího záření.....                | 40 |
| 2 Hypotézy, cíle práce a metodika výzkumu .....                              | 45 |
| 2.1 Hypotézy a cíle práce.....   | 45 |
| 2.2 Metodika výzkumu .....   | 45 |



|       |  |    |
|-------|--|----|
| 3     | Výsledky .....                           | 48 |
| 3.1   | Výchozí teorie .....                     | 48 |
| 3.1.1 | Konceptuální kurikulum .....             | 48 |
| 3.1.2 | Zamýšlené kurikulum .....                | 48 |
| 3.1.3 | Projektové kurikulum .....               | 51 |
| 3.1.4 | Implementované kurikulum – 1 .....       | 52 |
| 3.1.5 | Implementované kurikulum – 2 .....       | 52 |
| 3.2   | Statistické vyhodnocení dotazníku .....  | 52 |
| 3.2.1 | Formulace statistického šetření .....    | 52 |
| 3.2.2 | Škálování .....                          | 53 |
| 3.2.3 | Elementární statistické zpracování ..... | 53 |
| 3.2.4 | Neparametrické testování .....           | 57 |
| 3.2.5 | Parametrické testování .....             | 59 |
| 3.2.6 | Lineární korelační analýza .....         | 61 |
| 4     | Diskuse .....                            | 64 |
| 5     | Závěr .....                              | 67 |
| 6     | Seznam použitých zdrojů .....            | 69 |
| 7     | Seznam obrázků a tabulek .....           | 73 |
| 8     | Seznam příloh .....                      | 74 |

## Úvod

Radiologie je obor, jenž se značně opírá o fyzikální poznatky a využívá je pro zlepšení zdravotní péče. Relativně jednoduché metody, jako například sonografie nebo termografie, či vyšetření postavená na složitých principech nukleární magnetické rezonance, velkou měrou ovlivnily postupy diagnostiky i terapie v dnešní medicínské praxi. Pro radiologického asistenta je často důležitá orientace v neustále se vyvíjející technologii. Je také potřebné mít přehled o tom, jak dané přístroje fungují. Cílem je co nejlépe provedené vyšetření, či dobře nastavená terapie. Pacient je zatížen minimálně a lze dosáhnout nejlepšího výsledku.

V České republice je podle Společnosti radiologických asistentů ČR (2015) 8 vysokých škol nabízejících studium oboru Radiologických asistent. I tak ovšem v současné době neexistuje volně dostupná publikace, jež by potřebné fyzikální poznatky přizpůsobila možnostem a požadavkům radiologických asistentů. Radiologičtí asistenti nejsou radiologickým fyzikem, matematikem či lékařem. Mají specifické zaměření.

Bakalářská práce se pokusí spojit modely fyziky a radiologie a vytvořit edukační text. Ten by měl náročností odpovídat potřebám radiologických asistentů. Edukační text by měl vysvětlovat jednotlivé složky profilu radiologického asistenta. Uvedený teoretický výklad bude doplněn příkladovými vyjádřeními obecné a radiologické fyziky. Tato příkladová vyjádření mají za cíl pomoci adresátům edukačního procesu si lépe osvojit poznatky získané při studiu textu. Cílem bakalářské práce je pak vytvořit příkladová vyjádření obecné a radiologické fyziky. První dvě hypotézy předpokládají, že je možné komparací konceptuálního kurikula fyziky a radiologie vytvořit soubor příkladových vyjádření obecné a radiologické fyziky.

Druhým cílem bakalářské práce bude aplikací kurikulárního procesu ověřit znalosti u respondentů, kteří zahrnují studenty i absolventy oboru Radiologický asistent. V návaznosti na edukační text bude vytvořen edukační test a ten bude předložen respondentům. Obsah tohoto testu by měl vycházet z předloženého textu. Třetí hypotéza předpokládá, že vědomosti respondentů budou odpovídat Gaussovu normálnímu rozdělení. Realizovaný výzkum bude mít charakter kvantitativního výzkumu a bude směřovat k verifikaci hypotéz. Zároveň ověří edukační hodnotu vytvořeného textu. Respondentům bude dále předložen druhý test, jakožto určitá standardizace výsledků. V rámci tohoto výzkumu bude zkoumán korelační vztah mezi výsledky respondentů v prvním a druhém předloženém testu.

## 1 Teoretická část

V rámci teoretické části budou popsány výchozí teorie, z nichž aplikovaný kvantitativní výzkum vycházel. Mezi tyto výchozí teorie patří „Teorie kurikulárního procesu“, „Interdisciplinárně pojatý vztah radiologie a fyziky“ a „Vícerozměrné metody statistiky“.

### 1.1 Teorie kurikulárního procesu fyziky

Kurikulum je charakterizováno různými způsoby. V širším úhlu pohledu lze kurikulum popsat jako všechny získané zkušenosti při vzdělávání. Předávání těchto zkušeností se nazývá edukační komunikace. Transformací edukační komunikace vznikají jednotlivé variantní formy kurikula, které na sebe postupně navazují. Tato postupná návaznost variantních forem kurikula je označována jako kurikulární proces. (Průcha 2008; Záškodný 2015)

Jednotlivými variantními formami kurikula jsou:

- Konceptuální kurikulum
- Zamýšlené kurikulum
- Projektové kurikulum
- Implementované kurikulum – 1
- Implementované kurikulum – 2
- Dosažené kurikulum

(Záškodný 2015, Záškodný 2021)

Během edukační komunikace fyziky se jedná o předávání poznatků zjištěných pomocí metod fyzikálního poznání, určité cílové skupině jednotlivců. Tito jednotlivci se na původním poznatku nepodíleli. Poznatek se dostává do celé společnosti, jelikož tato komunikace zahrnuje kromě školní soustavy i celoživotní vzdělávání. (Záškodný 2015, Záškodný 2021)

Výchozím bodem edukační komunikace fyziky je poznatek na vědecké úrovni. Vyskytuje se v odborných časopisech či zprávách o výzkumu. Tato úroveň je pro veřejnost těžko srozumitelná. Informace prochází několika transformacemi z vědecké úrovně, na úroveň jednoduše srozumitelnou studentům nebo učitelům. V rámci edukační komunikace jsou uskutečněny transformace: komunikační, obsahová, kurikulární, edukační a aplikační. (Záškodný 2015)

**Komunikační transformace** – přechod mezi vědeckým systémem fyziky, který jako jediný nemá svou kurikulární formu, na sdělitelný vědecký systém fyziky (tzv. konceptuální kurikulum). Analyticko-syntetický model je popsán běžným jazykem.

**Obsahová transformace** – změna ze sdělitelného vědeckého systému fyziky (konceptuálního kurikula) na edukační systém fyziky (zamýšlené kurikulum).

Zde je obsah fyziky modelovaný podle možností a potřeb cílové skupiny edukační komunikace.

**Kurikulární transformace** – přechod z edukačního systému fyziky (zamýšlené kurikulum) na výukový projekt fyziky (projektové kurikulum). Výukový projekt fyziky v učebním textu obsahuje promítnutý a podložený maticový model. V diagonále matice jsou v lineárním sledu umístěny kapitoly učebnice.

**Edukační transformace** – změna projektového kurikula na implementované kurikulum – 1. To popisuje přípravu na zprostředkování poznatků obsažených v projektovém kurikulu.

**Aplikační transformace** – transformace implementovaného kurikula – 1 na implementované kurikulum – 2. Toto kurikulum zahrnuje obsah fyziky, který si adresát osvojil v průběhu zprostředkování poznatků (výuky).

**Dosažené kurikulum** neboli aplikovatelné výsledky výuky fyziky popisuje, jak je obsah osvojený adresátem při výuce implementován v praktickém životě a v dalším vědeckém výzkumu. (Záškodný 2015, Záškodný 2021)

## ***1.2 Interdisciplinárně pojatý vztah radiologie a fyziky***

Radiologii lze charakterizovat jako klinický obor využívající pro diagnostické nebo terapeutické metody v medicíně ionizující i neionizující elektromagnetické záření, korpuskulární záření a mechanické vlnění. Historicky byla prvotně radiologie spojována s využitím rentgenového záření pro vyšetření zobrazovacími metodami a pro léčebné metody. Postupně nastalo rozdělení radiologie na radiodiagnostiku a radioterapii. Vývoj radiologie dále pokračoval ve směru využití ionizujícího elektromagnetické záření – záření gama. Fotony rentgenového či gama záření ionizují atom přímo nebo nepřímo. K přímé ionizaci dochází kvůli absorpci energie fotonu. Nepřímou ionizaci způsobují elektricky nabitě částice, které se uvolnily při interakci záření s prostředím. Kromě metod využívajících ionizující záření se k radiologii přiřadily i metody postavené na neionizujícím záření v oblasti rádiových vln (magnetická rezonance), infračerveném záření (termografie) či mechanickém vlnění (ultrazvuk).

„Radiologie je obor, jehož vývoj není zdaleka ukončen. Spektrum studentů zabývajících se studiem radiodiagnostiky je v současné době velmi široké – od studentů medicíny k různým odvětvím nemedicínských lékařských oborů, kde je rozsah požadovaných znalostí poněkud odlišný.“ (Seidl 2012, s.15; Záškodný 2018a)

Fyzika zkoumá vlastnosti přírodních objektů a popisuje změny vnějších a nezávislých vnitřních stavů fyzikálních objektů. Tyto stavy mohou být pomocí statistického a nestatistického přístupu fyziky rozděleny na stavy: termodynamické – neuspořádané a pohybové – uspořádané. **Nestatistická fyzika** mohla díky absenci vnitřní struktury fyzikálního objektu oddělit své tři dimenze nestatistického přístupu – klasický nestatistický přístup, kvantový nestatistický přístup a relativistický nestatistický přístup. Pro zkoumání fyzikálních objektů byl v rámci nestatistické fyziky vymezen pojem mechanika. **Mechanika** je věda zkoumající mechanický pohyb fyzikálních objektů. Mechanika se rozděluje na dynamiku a kinematiku. Oba pojmy vystupují ve všech třech dimenzích nestatistické fyziky. **Dynamika** zkoumá příčiny pohybu pomocí různých fyzikálních veličin. **Kinematika** analyzuje a popisuje různými fyzikálními veličinami pouze samotný pohyb fyzikálního objektu. V rámci **radiologické fyziky** popisuje dynamika **zdroje** ionizujícího i neionizujícího záření jako příčiny změn pohybových stavů. Kinematika zkoumá pohyb fyzikálního objektu jako **interakci** ionizujícího a neionizujícího záření s okolním prostředím. (Tarábek c2006; Záškodný 2018a)

V této bakalářské práci půjde o hledání konceptuálního kurikula radiologie a konceptuálního kurikula fyziky. Tato kurikula budou následně podrobena komparaci a jejich průnikem by mělo dojít ke vzniku zamýšleného kurikula fyzikální podstaty složek profilu radiologického asistenta.

### **1.2.1 Elementární částice a jejich interakce**

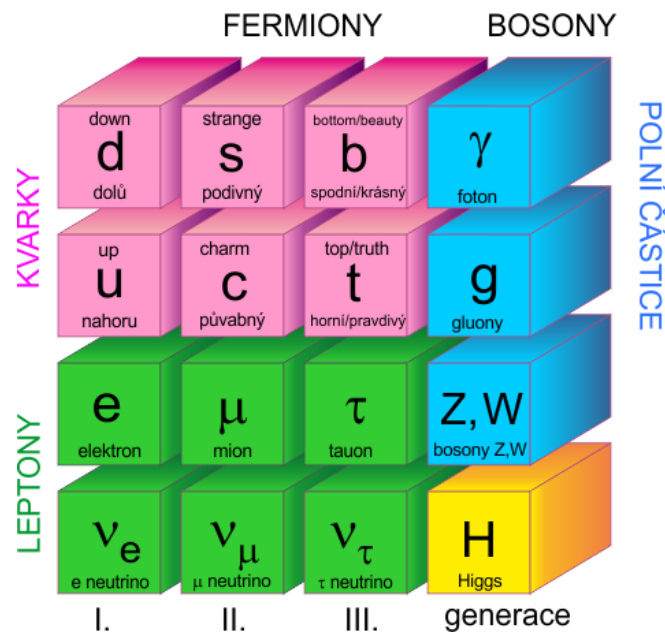
Při popisování fyziky mikrosvěta bylo původně předpokládáno, že atomy jako základní kameny jsou dále nedělitelné. Dalším zkoumáním byla ovšem zjištěna existence ještě menších již dále nedělitelných částic. Tyto částice se označují jako **elementární částice**. Nejsou stabilní a mohou procházet různými změnami. (Ullmann b.r.)

Vlastnosti jednotlivých elementárních částic charakterizují jejich fyzikální parametry. Tyto parametry popisují částice z pohledu klasické fyziky nebo kvantové fyziky. Známým parametrem z kvantové fyziky je právě tzv. **kvantové číslo**. Mezi parametry klasické fyziky poté patří hmotnost částice a její velikost. **Klidová hmotnost** částice se na rozdíl od obyčejné hmotnosti nevyjadřuje v gramech, ale v elektronvoltech. Důvodem je souvislost se známým Einsteinovým vztahem  $E = mc^2$ .

Dalším důležitým parametrem elementárních částic je **elektrický náboj**. Tento parametr je vyjadřován v coulombech. Označuje tak velikost elementárního náboje částice. (Ullmann b. r.)

K částicím existují také tzv. antičástice. Náboj antičástice má stejnou absolutní hodnotu, ovšem opačné znaménko. Posledním důležitým parametrem je **spin**. Jedná se o kvantovaný parametr udávající moment hybnosti částice. Spinové číslo může nabývat buďto celočíselných hodnot nebo hodnot poločíselných. Jedná o násobky Planckovy konstanty. (Ullmann b. r; Wagner 2008)

Strukturu hmoty a interakcí, které mezi částicemi probíhají, popisuje tzv. standardní model částic (obr. 1). Tento model rozlišuje dva základní druhy částic: částice hmoty (**fermiony**) a částice interakcí, které jsou zodpovědné za interakce a nazývají se **bosony**.



**Obrázek 1 - Rozdělení fermionů a bosonů**

**Zdroj:** (Kulhánek et al. 2018)

Po vymezení částic hmoty a částic interakcí budou postupně probrány jednotlivé interakce. **Interakce** lze popsat jako vzájemné působení různých objektů, při kterém dochází k přenosu energie. Z pohledu klasické mechaniky na sebe elementární částice působí silou, jejíž původ není podstatný. Podstatné jsou důsledky působení těchto sil. Klasická elektrodynamika popisuje existenci pole kolem částice. Na částici působí síla, pokud se nachází v silovém poli jiné částice. Velikost silového působení v daném poli charakterizuje **intenzita silového pole**. Změny stavů v poli mají konečnou rychlost. Velikost předané energie má spojitý charakter. Podle kvantové dimenze nestatistické fyziky jsou změny v silových polích diskrétní.

Změny všech příslušných fyzikálních veličin a energie jsou kvantovány. **Kvanta** jsou podle kvantové teorie pole charakterizována jako nositelé interakce. Kvantová teorie pole popisuje interakce jako výměnu kvant polí (polních částic) mezi částicemi hmoty (látkovými částicemi). (Ullmann b. r.)

Existují čtyři druhy interakcí: elektromagnetická, slabá, silná a gravitační. Silnou interakci lze rozlišit na fundamentální silnou interakci a zbytkovou silnou interakci. Jednotlivé interakce je možné obecně popsat jako výměnu bosonů mezi fermiony. Nejznámější interakcí je **elektromagnetická interakce**. Tato interakce se uskutečňuje výměnou fotonů. Elektromagnetická interakce je zodpovědná za Coulombův rozptyl, vznik anihilačních párů, jejich následnou anihilaci a radiační procesy.

Elektromagnetická interakce také umožňuje stabilitu atomu. Druhou interakcí je **silná interakce**. Silná interakce obecně působí mezi kvarky nebo mezi hadrony (mezony a baryony). Polními částicemi u silné interakce jsou gluony. Silnou interakci lze podle dosahu rozdělit na fundamentální silnou interakci a zbytkovou slabou interakci. Fundamentální silná interakce je zodpovědná za stabilitu nukleonů v atomovém jádře. Zbytková silná interakce umožňuje stabilitu atomového jádra. Třetí ze čtyř známých interakcí je **slabá interakce**. Tato interakce se projevuje u všech elementárních částic kromě gravitonů. Pro radiologii je působení slabé interakce důležité, z důvodu vzniku radioaktivního záření  $\beta$ . Při tomto jevu může docházet k emisi elektronu ( $\beta^-$ ) nebo k emisi pozitronu ( $\beta^+$ ). (Ullmann b. r.; Wagner 2008)

### **1.2.2 Radioaktivita**

Pojem radioaktivita je definován jako proces, při kterém se energie, zodpovědná za stabilitu atomového jádra uvolní, a to v podobě kinetické energie výsledných produktů. Energie zodpovědná za stabilitu jádra se nazývá vazebná energie jádra. Jedná se o energii, kterou je do systému potřeba dodat, aby došlo k rozpadu jádra. Zároveň se tato energie uvolní při vzniku jádra z volných nukleonů. Velikost této vazebné energie je charakterizována vztahem:

$$E_j = B \cdot c^2$$

Veličina  $B$  v tomto výrazu vyjadřuje tzv. hmotnostní schodek. Je to číslo popisující rozdíl mezi součtem všech klidových hmotností nukleonů a skutečnou hmotností jádra atomu. S vazebnou energií atomu souvisí tzv. separační energie. Jedná se o vazebnou energii jednoho nukleonu v atomovém jádře.

Velikost této separační energie je vyjádřena výrazem:

$$\varepsilon_j = \frac{E_j}{A}$$

Atom se skládá z atomového jádra a elektronového obalu. V atomovém jádře jsou obsaženy nukleony. Do nich spadají neutrony bez elektrického náboje a protony s kladným elektrickým nábojem. Počet nukleonů v atomovém jádře popisuje nukleonové číslo  $A$ . Počet protonů popisuje protonové číslo  $Z$  a počet neutronů neutronové číslo  $N$ . Právě těmito čísly se dále charakterizují pojmy jako **nuklid** či **izotop**. Nuklidy jsou prvky složené z atomů se stejným nukleonovým číslem a protonovým číslem. Obecně se nuklid zapisuje tvarem:  ${}^A_ZX$ , kde  $X$  označuje značku daného prvku. Izotop se od nuklidu liší svým nukleonovým číslem. Protonové číslo zůstává stejné. Izotop může být stabilní či nestabilní. Stabilní izotopy mají velmi podobný počet neutronů a protonů. Obecně mají stabilnější izotopy prvky s nižším počtem nukleonů. Nestabilní izotopy se nazývají **radioizotopy**.

Jedná se o nestabilní prvky, které podléhají jadernému rozpadu. Současně dochází k emisi záření. Tento proces se nazývá radioaktivita. (Canadian Nuclear Safety Commission 2012; Tarábek c2006)

Popsaný proces radioaktivního rozpadu je spontánní vlastností nestabilního jádra atomu a tzv. mononukleární reakci. Jedná se pouze o jeden z možných procesů, který vede k jaderné změně. Podle emitovaného záření se radioaktivní rozpad rozděluje na tři základní druhy: alfa rozpad, beta rozpad a gama rozpad. Při **alfa rozpadu** dochází k emisi částic složených ze dvou protonů a neutronů – héliová jádra. Beta rozpad lze podle průběhu a emitované částice rozdělit na  $\beta^+$  a  $\beta^-$ . Obecně je radioaktivní **rozpad  $\beta$**  doprovázen emisí elektronů či pozitronů. Posledním druhem radioaktivního rozpadu je **gama rozpad**. Tento druh rozpadu je přítomný u předešlých dvou druhů rozpadů, pokud je přítomná zbytková jaderná energie. Tato zbytková jaderná energie je vyzářena v podobě fotonu gama záření. (Canadian Nuclear Safety Commission 2012; Tarábek c2006)

### **1.2.3 Zdroje ionizujícího záření**

Stejně jako všechny další druhy na Zemi jsme i my lidé neustále vystaveni radiaci z tzv. přirozeného pozadí. Za posledních několik desítek let se hodnota tohoto ozáření zvýšila kvůli umělému ozáření. Poměr přirozeného ozáření k umělému ozáření je 80 % ku 20 %.



Většina z umělého ozáření je způsobena lékařským ozářením ať už z důvodu diagnostiky či terapie. Zdroje ionizujícího záření jsou rozděleny na přírodní a umělé zdroje. (United Nations Environment Programme 2016)

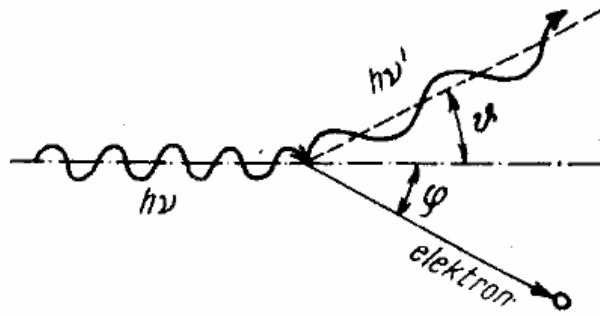
**Přírozené zdroje** ozáření doprovázejí planetu Zemi od jejího vzniku. Záření buďto působí na zemi ze zdrojů v kosmu nebo se nacházejí přímo v pedosféře Země. Přírozené zdroje záření lze podle původu dělit na kosmické zdroje a terestriální zdroje. (United Nations Environment Programme 2016)

**Umělé zdroje** souvisejí s rozvojem využití atomové energie v posledních desetiletích. Tato energie je využívána k různým účelům – v armádě, medicíně, domácnostech nebo v energetice. Obdržené dávky z umělých zdrojů mohou být různé. Díky předpisům radiační ochrany se jedná o relativně nízké hodnoty. Pro bakalářskou práci budou významné umělé zdroje záření používané v medicíně. Lékařské ozáření je totiž doposud hlavním zdrojem ozáření z umělých zdrojů. Tvoří kolem 98 % z veškerého umělého ozáření a zároveň zastupuje 20 % celkového ozáření společně s terestriálním zářením. Lékařské ozáření obecně zahrnuje několik kategorií: radiodiagnostiku (společně s intervenční radiologií), nukleární medicínu a radioterapii. (United Nations Environment Programme 2016)

#### ***1.2.4 Interakce ionizujícího záření v prostředí***

Pokud kvanta ionizujícího záření procházejí okolním prostředím, dochází k postupné ztrátě jejich kinetické energie, až dojde k jejich úplnému zastavení. Záření v okolní hmotě interaguje následujícími způsoby. Buďto dojde A) k absorpci jeho energie okolním prostředím, nebo B) se záření v prostředí rozptýlí, a to za vzniku jedné či mnohých dalších interakcí. Absorpce ionizujícího záření se projevuje v podobě **fotoelektrického jevu**. (Súkupová 2018)

Dalším způsobem interakce fotonů s prostředím je **rozptyl**. Mohou nastat dvě situace. Primární foton záření při interakci nezmění svou energii tzn. nezmění ani svou frekvenci. Tento druh rozptylu se nazývá koherentní rozptyl nebo také **Rayleighův rozptyl**. Mnohem častější je ovšem tzv. **Comptonův rozptyl** (obr. 2).



**Obrázek 2 - Schéma Comptonova rozptylu**

**Zdroj:** Súkupová 2018

Ke Comptonově rozptylu dochází s vyšší pravděpodobností u látek s nižším protonovým číslem. (Súkupová 2018)

### **1.3 Vícerozměrné metody statistiky**

#### **1.3.1 Statistická jednotka, statistický znak**

Vstupem do statistického šetření a do postupné realizace statistického projektu je rozhodnutí, zda je k dispozici jev, který má hodně výsledků a který je spojen s různými pravděpodobnostmi naměřených statistických dat. Takový jev je nazván hromadným náhodným jevem. Jeho nositelem je tzv. statistická jednotka a statisticky šetřenou vlastností statistické jednotky je tzv. statistický znak. Množina všech statistických jednotek tvoří základní statistický soubor (neboli populaci spojenou s populačními charakteristikami), který je obvykle procesem náhodného výběru redukován na výběrový statistický soubor. (Záškodný 2018b)

Hromadný náhodný jev HNJ je realizace činností nebo procesů, jejichž výsledek nelze s jistotou předpovědět a které se odehrávají v rozsáhlé množině prvků. Tyto prvky mají určitou skupinu vlastností stejných a další skupinu vlastností odlišných. (Záškodný 2018b)

Deskriptivní a matematická statistika se ve spolupráci s teorií pravděpodobnosti zabývají kvalitativní a kvantitativní statistickou analýzou zákonitostí hromadných náhodných jevů. (Záškodný 2018b)

Statistická jednotka SJ je vymezena stejnými vlastnostmi prvků zkoumané množiny. Statistický znak SZ je dán některou z odlišných vlastností prvků zkoumané množiny. Statistické znaky lze členit na nominální, ordinální, kvantitativní, absolutně kvantitativní.

Jelikož nominální a ordinální SZ lze považovat za kategorie a kvantitativní SZ rovněž může být prezentován ve formě kategorií (ale není to podmínkou),

v podstatě lze statistické znaky typizovat na statistické znaky kategoriální a na statistické znaky kvantitativní. (Záškodný 2018b)

Hodnota statistického znaku HSZ je způsob popisu zkoumaného statistického znaku – velmi často jsou hodnoty vyjadřovány hodnotami číselnými. (Záškodný 2018b)

V teorii pravděpodobnosti jsou zkoumány vlastnosti myšlenkově prováděného náhodného pokusu, které se nazývají náhodnými jevy. V případě kvantifikace výsledků náhodného pokusu jsou tyto vlastnosti popisovány náhodnými veličinami  $X$ . Analogií „náhodné veličiny“ je ve formulaci statistického šetření statisticky šetřená vlastnost statistické jednotky, která je nazývána statistickým znakem (výzkumnou proměnnou). (Záškodný 2018b)

Základní statistický soubor ZSS je dán všemi statistickými jednotkami, jeho rozsah je roven počtu všech statistických jednotek. Obvykle není v praktických možnostech statistiků zkoumat statistický znak u všech statistických jednotek a pracovat s charakteristikami ZSS. Vhodnou cestou je přistoupit k omezení počtu statistických jednotek. (Záškodný 2018b)

Náhodný výběr NV je omezení počtu zkoumaných statistických jednotek takovým způsobem, aby bylo možné přenášet získané výsledky na celý základní statistický soubor ZSS. Existují rozmanité způsoby náhodného výběru (losování, generování tabulkou náhodných čísel, stratifikovaný výběr). Je potřebné ověřovat, zda je možno získaný výběr považovat za náhodný. Výběrový statistický soubor VSS o rozsahu  $n$  je dán  $n$  statistickými jednotkami, které byly vybrány ze základního statistického souboru procesem náhodného výběru. (Záškodný 2018b)

V teorii pravděpodobnosti a v matematické statistice je náhodným výběrem o rozsahu  $n$  výběr  $n$  vhodných charakteristik abstraktně pojatých nositelů hromadného jevu. Těmito charakteristikami může být např.  $n$  náhodných veličin  $X_i$  (pak lze hovořit o  $n$ -rozměrném náhodném vektoru náhodných veličin. (Záškodný 2018b)

### ***1.3.2 Členění statistických jednotek***

Statistické jednotky lze v rámci základního nebo výběrového statistického souboru členit na statistické jednotky jednoho typu nebo na statistické jednotky různých typů:

- Statistické jednotky jednoho typu s jedním SZ vytvářejí jednorozměrné datové soubory.

- Statistické jednotky jednoho typu s dvěma SZ vytvářejí dvojrozměrné datové soubory.
- Statistické jednotky jednoho typu s počtem  $m$  SZ vytvářejí vícerozměrné datové soubory
- ( $m$ -rozměrné datové soubory). (Záškodný 2018b)

Dva statistické znaky mohou být v relaci „jednostranné závislosti“ (např. vysvětlující SZ -  $x$  a vysvětlovaný SZ- $s$  v rozmanitých kombinacích dvojic tvořených nominálním, ordinálním nebo kvantitativním SZ) nebo v relaci „vzájemné závislosti“ (pak jsou tyto dvojice tvořeny statistickými znaky téhož typu). (Záškodný 2018b)

Statistické jednotky jednoho typu s vícerozměrnými datovými soubory vytvářejí statistické soubory, které jsou často zkoumány ordinačními metodami nebo také metodami neredukovanými. (Záškodný 2018b)

Statistické jednotky různých typů jsou většinou spojeny s vícerozměrnými datovými soubory (jsou charakterizovány větším počtem statistických znaků). Statistické jednotky různých typů s vícerozměrnými datovými soubory vytvářejí statistické soubory, které jsou často zkoumány klasifikačními metodami. (Záškodný 2018b)

Je-li teoretická základna takového statistického souboru spojena také s vysvětlovanou výzkumnou proměnnou (vysvětlovaným statistickým znakem) lze hovořit o systémové teoretické klasifikaci. Mezi metody, které zkoumají uvedené statistické soubory, patří klasifikační metody např. „diskriminační analýza“, „klasifikační stromy“. Při výsledků vědeckého výzkumu pomocí systémové teoretické klasifikace má vědecký výzkum blíže ke kvantitativnímu vědeckému výzkumu. (Záškodný 2018b)

Není-li teoretická základna takového statistického souboru spojena s vysvětlovanou výzkumnou proměnnou (vysvětlovaný statistický znak není k dispozici, vícerozměrný datový

soubor je tvořen popisnými statistickými znaky) lze hovořit o popisné klasifikaci. Mezi metody, které zkoumají uvedené statistické soubory, patří klasifikační metody např. „shluková analýza“. Při zpracování výsledků vědeckého výzkumu pomocí popisné klasifikace má vědecký výzkum blíže kvalitativnímu vědeckému výzkumu. (Záškodný 2018b)

### ***1.3.3 Statistické znaky, hodnoty statistických znaků, teoretická rozdělení***

1. Jeden statistický znak – každé hodnotě statistického znaku je přiřazena pravděpodobnost (jednorozměrné spojité nebo diskrétní teoretické rozdělení)

2. Dva statistické znaky – každé dvojici hodnot statistických znaků je přiřazena pravděpodobnost (dvojměrné teoretické rozdělení)
3. Počet  $m$  statistických znaků – každé  $m$ -tici hodnot statistických znaků je přiřazena pravděpodobnost (vícezměrné teoretické rozdělení – často normální rozdělení)
4. Typologie teoretických rozdělení – sdružená teoretická rozdělení (pracují se všemi náhodnými veličinami), marginální teoretická rozdělení (pracují s jednou náhodnou veličinou a s libovolnými hodnotami zbývajících náhodných veličin), podmíněná teoretická rozdělení (pracují s jednou náhodnou veličinou a s konkrétními hodnotami zbývajících náhodných veličin) (Záškodný 2018b)

#### **1.3.4 Algoritmy šetření datových souborů**

Algoritmus šetření jednorozměrného datového souboru (statistické jednotky jednoho typu, kvantitativní statistický znak) lze popsat následujícími kroky Alg1:

1. Formulace statistického šetření (HNJ, SJ, SZ, HSZ, ZSS, NV, VSS)
2. Škálování (kategorizace hodnot statistického znaku)
3. Měření v rámci deskriptivní statistiky (absolutní četnosti, relativní četnosti, kumulativní četnosti)
4. Elementární statistické zpracování (tabulka pro sestavení empirických rozdělení četností a výpočet empirických parametrů, konstrukce grafického vyjádření empirických rozdělení četností, výpočet empirických parametrů)
5. Neparametrické testování (nahrazení empirického rozdělení četností teoretickým rozdělením, nejčastěji rozdělením normálním)
6. Aplikace teorie odhadů (odhady teoretických parametrů použitého teoretického rozdělení, nejčastěji aritmetického průměru a směrodatné odchylky)
7. Parametrické testování (srovnání odhadnutých teoretických parametrů s vnějšími parametry) (Záškodný 2018b)

Algoritmus šetření dvojměrného datového souboru (statistické jednotky jednoho typu, dva kvantitativní statistické znaky SZ-x, SZ-s) lze popsat následujícími kroky Alg2:

1. Aplikace algoritmu šetření jednorozměrného datového souboru pro statistický znak SZ- x
2. Aplikace algoritmu šetření jednorozměrného datového souboru pro statistický znak SZ- s
3. Stanovení relace „jednostranné závislosti“ nebo „vzájemné závislosti“
4. Měření statistické závislosti – aplikace dvojměrné regresní analýzy
5. Měření statistické závislosti – aplikace dvojměrné korelační analýzy

6. Měření statistické závislosti pro případ kategoriálního statistického znaku SZ-x a kvantitativního statistického znaku SZ-s – aplikace dvojrozměrné MANOVY (tj. ANOVY) (Záškodný 2018b)

Algoritmus šetření vícerozměrného datového souboru (statistické jednotky jednoho typu nebo různých typů, větší počet statistických znaků SZ-i pro  $i=1, 2, \dots, m$ ) lze popsat následujícími kroky Alg3:

1. Formulace statistického šetření
2. Statistické jednotky různých typů bez vysvětlovaného statistického znaku – volba klasifikační metody (např. shlukové analýzy) v rámci popisné klasifikace a seskupování (redukce) statistických jednotek do skupin
3. Statistické jednotky různých typů s vysvětlovaným statistickým znakem – volba klasifikační metody (např. diskriminační analýzy) v rámci systémově teoretické klasifikace a seskupování (redukce) statistických jednotek do skupin
4. Statistické jednotky jednoho typu většinou s kvantitativními statistickými znaky – volba ordinační metody v rámci zobecnění korelační analýzy a redukce dimenzionality (např. tvorba faktorů v rámci faktorové analýzy)
5. Statistické jednotky jednoho typu např. s kategoriálními statistickými znaky – volba ordinační metody v rámci zobecnění korelační analýzy a redukce dimenzionality (např. redukce kategorií v rámci korespondenční analýzy)
6. Zobecnění dvojrozměrné regresní analýzy – vícenásobné regresní modelování
7. Zobecnění ANOVY – MANOVA (Záškodný 2018b)

### ***1.3.5 Výchozí teoretické základy statistiky použité v bakalářské práci***

V předložené bakalářské práci, která je zprávou o realizovaném aplikovaném kvantitativním výzkumu bylo vycházeno z algoritmu Alg1 a částečně z algoritmu Alg2.

### ***1.4 Fyzikální principy složek profilu radiologického asistenta***

Obecně vzato lze složky profilu radiologického asistenta rozdělit na modality diagnostické a terapeutické. Oba tyto druhy modalit vycházejí z absorpce elementárních částic v ozářeném objemu. Absorpce buďto poskytuje potřebnou diagnostickou informaci nebo pomocí biologických účinků vytváří terapeutický účinek. V této kapitole budou popsány fyzikální principy diagnostických i terapeutických postupů. Jmenovitě se bude jednat o principy v nukleární medicíně, rentgenografii, sonografii, termografii, zobrazování magnetickou rezonancí a radioterapii.

### 1.4.1 Nukleární medicína

Obor nukleární medicíny je založen na aplikaci otevřených zdrojů ionizujícího záření do těla pacienta. Tyto zdroje záření umožňují získávat diagnostické informace i terapeutický proces. Diagnostické metody jsou založeny na tzv. stopovacím principu. Princip byl objeven Georgem van Heversym při studiu metabolismu zvířat a rostlin pomocí stabilních izotopů prvků. Stabilní izotopy byly později nahrazeny radioizotopy.

Díky stopovacímu principu je v nukleární medicíně možné pozorovat fyziologické procesy v těle pacienta, které jsou dalšími diagnostickými způsoby obtížně pozorovatelné, či je jejich pozorování nemožné. Ke snímání radiofarmaka jsou používány přístroje postavené na radioluminiscenci. Radiofarmaka lze také využít k ozáření nádorových ložisek při podání radioizotopu o dostatečné aktivitě. (Kubinyi 2018)

Jakmile radioizotop rozpadem dosáhne své stabilní konfigurace, přestává i jaderná přeměna. Radionuklidové zdroje tedy postupem času slábnou. Snižuje se počet nestabilních jader, až se za určitou dobu radioaktivní rozpad zcela zastaví (obr. 3). Doba, za kterou se sníží počet nestabilních jader o polovinu se nazývá **radioaktivní poločas rozpadu**. Tato doba je vyjádřena podle zákona radioaktivní přeměny:

$$A(t) = \lambda \cdot N(t)$$

Výraz  $A(t)$  vyjadřuje aktivitu daného radionuklidu v čase  $t$ . Písmeno  $\lambda$  je tzv. **rozpadová konstanta**, která určuje počet rozpadlých jader za jednotku času. Výraz  $N(t)$  charakterizuje samotný počet nestabilních jader radionuklidu v čase  $t$ . Pokud je zákon radioaktivní přeměny vyjádřen diferenciálním počtem jako změna dosud nestabilních jader v čase  $t$ , pak

$$A(t) = -\frac{dN(t)}{dt} = k \cdot N(t) \Rightarrow k = \lambda$$

Po vyřešení této rovnice a vyjádření  $N(t)$  nabývá zákon tvaru:

$$N(t) = N(0) \cdot e^{-\lambda \cdot t}$$

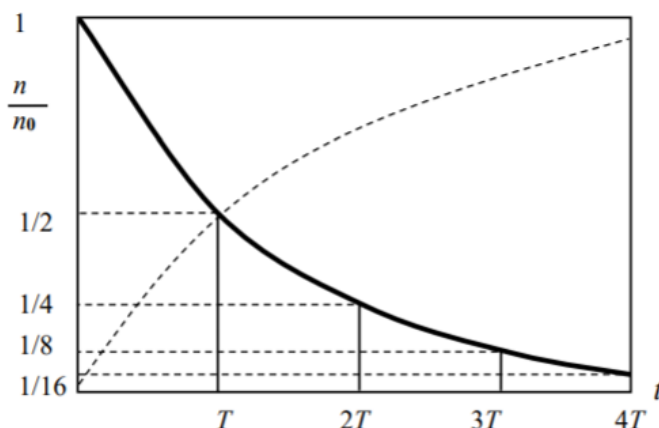
Pokud za čas  $t$  dosadíme poločas rozpadu  $T$ , pro který platí podmínka  $N(t)/N(0) = 1/2$ , dostáváme rovnici:

$$e^{-\lambda \cdot T} = \frac{1}{2}$$
$$\lambda \cdot T = \ln 2$$

Z výrazu vyjádříme samotný poločas rozpadu  $T$ . Konečný tvar poločasu rozpadu radionuklidu podle zákona radioaktivního rozpadu je dán tvarem:

$$T = \frac{\ln 2}{\lambda}$$

Poločas rozpadu každého radioizotopu je odlišný. Může se pohybovat v rozmezí zlomků vteřiny i několik milionů let. Obecně platí, že radioizotopy s kratší dobou rozpadu mají vyšší aktivitu a naopak. (Canadian Nuclear Safety Commission 2012; Tarábek c2006)



**Obrázek 3 - Počet mateřských nestabilních jader v čase**

**Zdroj:** (Záškodný 2018)

Zákon radioaktivní přeměny popisuje zdroje záření v nukleární medicíně. Kolem každého takového zdroje záření se vytvoří tzv. radiační pole. Jedná se o prostor hmoty, se kterou emitované záření interaguje pomocí absorpce, rozptylu, ionizace či excitace. (Kubinyi 2018)

Veličina, jež popisuje charakter tohoto pole se nazývá **fluence částic  $\Phi$** . Fluence částic je definována jako změna počtu částic v prostoru:

$$\Phi = \frac{dN}{ds} \cong \frac{\Delta N}{\Delta s}$$

(Kubinyi 2018)

Další důležitou veličinou popisující radiační pole je **příkon fluence částic  $\varphi$** . Jedná se o změnu fluence částic v čase.

Matematicky lze tuto veličinu vyjádřit vztahem:

$$\varphi = \frac{d\Phi}{dt}$$

Obě veličiny, jak fluence částic, tak příkon fluence částic, popisují celkové množství částic pohybujících se v daném prostoru kolem zdroje. Může se jednat o fotony,



částice beta, alfa částice a neutrony. V úvahu jsou brány částice pohybující se určitým směrem. (Kubinyi 2018)

Částice v tomto radiačním poli můžeme rozdělit na nabitě částice (alfa částice, protony, elektrony a pozitrony) a na nenabitě částice. Do skupiny nenabitých částic patří fotony a neutrony. Interakční jevy záření tak závisí právě na vlastnostech záření. Interakce nabitých částic popisují tyto veličiny: brzdná schopnost nebo lineární přenos energie.

U nenabitých částic lze místo toho hovořit o lineárním součiniteli zeslabení, součiniteli přenosu energie a součiniteli absorpce energie. (Kubinyi 2018)

Míru absorpce kvanta záření v prostředí popisuje Beerův-Lambertův zákon. Ten charakterizuje absorpci fotonů elektromagnetického záření, tedy nenabitých částic:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x}$$

Veličina  $\mu$  v tomto zákoně popisuje tzv. **lineární koeficient zeslabení**. Závisí na energii fotonu a vlastnostech látky prostředí. Jedná se o lineární úbytek množství částic po určité dráze  $x$  v daném prostředí. (Kubinyi 2018; Súkupová 2018)

Po průchodu látkou o určité tloušťce se fluence fotonů sníží o počet absorbovaných nebo rozptýlených fotonů v dané vrstvě. Hodnota těchto ztracených fotonů je přímo úměrná počtu fotonů na počátku:

$$d\Phi_f = -\mu\Phi_f dx$$

(Kubinyi 2018)

Z uvedeného vztahu lze vyjádřit fluenci fotonů, které již prošly danou vrstvou a nezměnily svůj směr šíření:

$$\Phi_f(x) = \Phi_f(0) \cdot e^{-\mu x}$$

Z důvodu měření a radiační ochrany v nukleární medicíně je také důležitou veličinou tzv. **polotloušťka  $a$** . Tato veličina udává takovou vrstvu hmoty, která sníží počet fotonů interagujících s prostředím na polovinu.

Pomocí výrazu pro zeslabení fluence fotonů můžeme polotloušťku vyjádřit vztahem:

$$\frac{\Phi_f(0)}{\Phi_f(a)} = 2 = \frac{\Phi_f(0)}{\Phi_f(0) \cdot e^{-\mu a}} = e^{\mu a} \Rightarrow a = \frac{\ln 2}{\mu}$$

(Kubinyi 2018)

#### **1.4.2 Rentgenová diagnostika a terapie**

Rentgenové záření je elektromagnetické vlnění o krátkých vlnových délkách (0,1 – 10 nm) s vysokou pronikavostí a možností excitace či ionizace atomů prostředí.

Jedná se o fotony s energií do 200 keV. Rentgenové záření v některých materiálech způsobuje fluorescenci a působí na fotografickou emulzi. V roce 1895 vysvětloval objevitel záření Wilhelm Conrad Röntgen zčernání fotografické desky, po ozáření rentgenkou, existencí neviditelného záření. Nazval jej paprsky X. Bližší vlastnosti záření byly popsány až později. Je již známo, že rentgenové záření je tvořeno fotony, jejichž energii určuje Planckův vzorec:

$$E = h \cdot \nu$$

Zde  $E$  je celková energie fotonu. Ta je rovna součinu Planckovy konstanty  $h$  ( $6,63 \cdot 10^{-34}$  J.s) a frekvence záření  $\nu$ . (Beneš 2015; Hrazdira 2001)

Záření vzniká v rentgenové lampě (rentgence). Jedná se o trubici, která je vyplněna vakuem (obr. 4). Uvnitř vakuované skleněné trubice se nacházejí dvě elektrody – katoda a anoda. **Katoda** je tvořena wolframovým vláknem vinutým do spirály. Vláknem je pomocí obvodu rozžhaveno na vysokou teplotu. Díky vysoké teplotě dochází k termoemisi elektronů z povrchu katody. Tento efekt lze také nazývat Edisonův jev. Intenzita termoemise přímo závisí na teplotě rozžhavené katody. Termoemise přímo závisí na elektrickém proudu, který prochází vláknem katody. Emitované elektrony s nábojem  $e$  dále získávají v elektrostatickém poli s potenciálovým napětím  $U$  potenciální energii  $E_p$ .

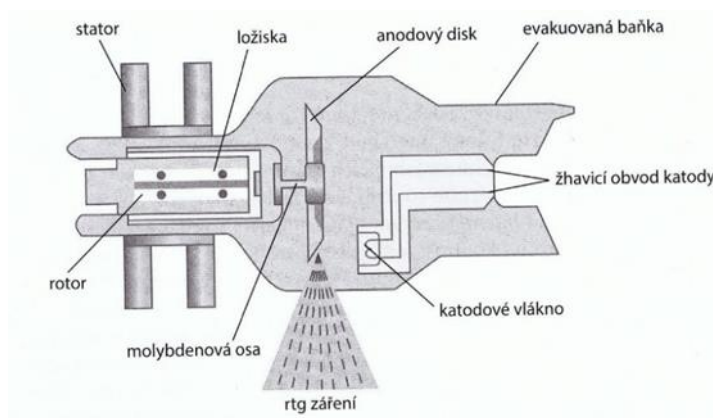
Velikost této energie je určena vztahem:

$$E_p = U \cdot e$$

Těsně před dopadem elektronu na anodu se potenciální energie transformuje na energii kinetickou. (Hrazdira 2001)

**Anoda** rentgenky je tvořena kovovým terčíkem o různém materiálu. Urychlený elektron se střetává s kovem anody. Dochází k uvolnění velkého množství energie ve formě fotonů rentgenového záření (1 %) a energie ve formě tepla (99 %).

Z tohoto důvodu jsou na materiál anody kladeny velké teplotní nároky. Proto je anoda většinou vyrobena z wolframu. Tento kov totiž disponuje relativně vysokou teplotou tání. Lze ale použít i jiné kovy, např. molybden. Dalším způsobem, jak ušetřit životnost terčíku anody je využitím tzv. rotační anody. (Súkupová 2018)



**Obrázek 4 - Schéma konstrukce rentgenky**

**Zdroj:** (Súkupová 2018)

Existují dva druhy rentgenového záření – brzdné a charakteristické rentgenové záření. Každé z těchto záření má odlišný způsob vzniku. **Brzdné rentgenové záření** vzniká transformací kinetické energie urychleného elektronu. Letící elektron je ovlivněn elektrostatickým polem jádra atomu anody. Dráha elektronu je vychýlena a rychlost pohybu se prudce sníží. Ztracená kinetická energie je z části nebo celá přeměněna ve foton rentgenového záření. Každý elektron po střetu s materiálem anody ztratí jinou část své kinetické energie. Výsledné záření je tvořeno velkým množstvím fotonů o různých frekvencích. Vzniká spojité spektrum fotonů, které obsahují interval frekvencí s maximální hodnotou. Maximální frekvenci fotonů záření je možné regulovat pomocí urychlovacího napětí rentgenky za předpokladu, že veškerá kinetická energie bude transformována na energii emitovaného fotonu. Maximální možnou frekvenci fotonu rentgenového záření lze vyjádřit pomocí zákona o zachování energie:

$$E = E$$

$$E = e \cdot U; E = h \cdot \nu_{max}$$

$$e \cdot U = h \cdot \nu_{max}$$

Na levé straně rovnice je popsána kinetická energie emitovaného elektronu. Ten má elektrický náboj  $e = -1,602 \cdot 10^{-19} \text{ C}$ . Je urychlen elektrickým napětím  $U$  mezi elektrodami. Tato kinetická energie je přeměněna na energii fotonu brzdného rentgenového záření. Energie fotonu je popsána součinem Planckovy konstanty  $h$  a frekvence  $\nu$ . (Navrátil 2005)

Pokud tento vztah vyjádříme pomocí vlnové délky, dostaneme podobu **Duanova-Huntova zákona:**

$$\lambda = \frac{c}{\nu}$$

Při hodnotě  $\nu_{max}$  bude vlnová délka brzdného rentgenového záření odpovídat rovnici:

$$\lambda_{min} = \frac{h \cdot c}{e \cdot U}$$

Veličina  $c$  označuje rychlost světla ve vakuu. Veličiny  $h \cdot c$  a  $e$  jsou konstanty. Vlnovou délku záření lze tedy regulovat pomocí napětí  $U$ . Platí zde nepřímá úměra. Čím vyšší je anodové napětí mezi elektrodami, tím kratší je vlnová délka. (Navrátil 2005)

Duanův-Huntův zákon vychází z **Einsteinova fotoelektrického jevu**. Jedná se o emisi elektronu po ozáření kovu fotony záření. Einsteinova rovnice fotoefektu se opírala o Planckův vyzařovací zákon:

$$E = h \cdot \nu = \hbar \cdot \omega$$

Planckova konstanta  $h$  a frekvence  $\nu$  jsou z důvodu Heisenbergovy relace neurčitosti nahrazeny Diracovou konstantou  $\hbar = \frac{h}{2\pi} = 1,05 \cdot 10^{-34} Js$  popisující kvantum účinku v rámci kvantové mechaniky.  $\omega$  vyjadřuje úhlovou frekvenci. Vlastní Einsteinova rovnice fotoefektu má tedy tvar:

$$\hbar \cdot \omega = A + T$$

$$\hbar \cdot \omega = \hbar \cdot \omega_0 + T$$

(Záškodný 2018a)

Levá strana rovnice popisuje energii dopadajícího fotonu. Elektron v kovu obdrží energii fotonu. Část z této absorbované energie se přemění na výstupní práci  $A$ . Jedná se o potřebnou energii, kterou je potřeba dodat pro překonání vazebné energie elektronu v atomovém orbitalu. Zbytek absorbované energie fotonu se transformuje v kinetickou energii emitovaného elektronu. Duanův-Huntův zákon popisuje **obrácený fotoelektrický jev**. Po střetu elektronu s kovem dojde k emisi fotonu rentgenového záření. V případě obráceného fotoelektrického jevu lze ovšem výstupní práci zcela zanedbat. Kinetická energie elektronu je totiž mnohem vyšší než potřebná výstupní práce. (Záškodný 2018a)

Druhou složkou rentgenového záření vycházejícího z rentgenky je **charakteristické rentgenové záření**. To vzniká na základně stavby elektronového obalu atomů prvku anody. Elektrony emitované pomocí termoemise dopadají s kinetickou energií na povrch anody. Elektron předá svou energii atomu v anodě.

Absorpce energie vede k excitaci nebo k ionizaci. Pokud je absorbovaná energie elektronu nižší než vazebná energie, dojde pouze k excitaci elektronu. Elektron se přesune do vyšší energetické hladiny atomového obalu. Pokud je absorbovaná energie vyšší než potřebná vstupní práce, elektron je vyražen ze svého atomového orbitalu. Volné místo je zaplněno elektronem z vyšší energetické hladiny za současného uvolnění přebytečné energie. Energie emitovaného fotonu záření je rovna rozdílu energií slupek atomovém obalu. Pro každý prvek je hodnota této energie odlišná. Emitované kvantum energie je závislé na pozici elektronu v atomovém obalu. Podle zákonů kvantové mechaniky je elektron vázán v tzv. potenciálové jámě. Zde se elektron může vyskytovat pouze v diskrétním stacionárním kvantovém stavu. Tyto stacionární stavy popisují **kvantová čísla** a **vlnová funkce**  $\psi(x, y, z)$ . Vlnová funkce je výsledkem aplikace **Schrödingerovy rovnice**. (Navrátil 2005; Tarábek c2006)

Koncept Schrödingerovy rovnice vycházel z myšlenky vlnově-korpuskulárního dualismu elektronu. Lois De Broglie předpokládal, že elektrony, jež jsou považovány za látkové částice, mají i vlnové vlastnosti. Podle **DeBroglieovy teorie** může být těleso s nenulovou hybností charakterizováno vlnovou délkou:

$$\lambda = \frac{h}{p},$$

kde  $h$  je Planckovou konstantou a  $p$  je hybností tělesa. Veličina se označuje jako DeBroglieova vlnová délka. Elektron s hybností je také charakterizován svou vlnovou délkou. Tato hypotéza byla následně experimentálně prokázána. (Viswanathan 2018)

V klasické mechanice jsou důležitými veličinami vzdálenost, hybnost a celková energie. Tyto veličiny se nazývají dynamickými proměnnými. Jedná se o pozorovatelné veličiny, jelikož je možné je měřit pomocí experimentů. V rámci kvantové mechaniky jsou dynamické proměnné transformovány do podoby **operátorů** (tab. 1). Tato přeměna se řídí pravidly – **postuláty**. (Viswanathan 2018)

Energii částice pohybující se po ose  $x$ , lze vyjádřit pomocí vzorce:

$$E(x, v_x) = \frac{1}{2} m v_x^2 + V(x)$$

Rychlost pohybující se částice o hmotnosti  $m$  po ose  $x$  vyjadřuje veličina  $v_x$ .  $V(x)$  je potenciální energie částice v elektrickém či jiném potenciálním poli. (Viswanathan 2018)

Pokud pravou stranu rovnice převedeme na funkci hybnosti, využijeme vztahu  $p_x = m \cdot v_x$ :

$$\frac{1}{2}mv_x^2 + V(x) = \frac{p_x^2}{2m} + V(x) \rightarrow \left[ -\frac{\hbar^2}{2m} \frac{d^2}{dx^2} + V(x) \right]$$

(Viswanathan 2018)

**Tabulka 1 - Konverze dynamických proměnných na operátory**

|                          | Dynamická proměnná | Operátor   |
|--------------------------|--------------------|--|
| Poloha                   | x                  | x  |
| Funkce polohy            | f(x)               | f(x)   |
| x-složka hybnosti        | $P_x$              | $\frac{\hbar}{i} \frac{\partial}{\partial x}$                  |
| Energie                  | E                  | $i \hbar \frac{\partial}{\partial t}$                          |
| Funkce polohy a hybnosti | f(x, $P_x$ )       | $f\left(x, \frac{\hbar}{i} \frac{\partial}{\partial x}\right)$ |

**Zdroj:** (Viswanathan 2018)

Aplikací postulátů odpovídá energie E také operátoru  $\left[ i \hbar \frac{\partial}{\partial t} \right]$ . Pokud tyto dva operátory dáme do rovnosti a aplikujeme je na vlnovou funkci, dostaneme tvar známé stacionární Schrödingerovy rovnice:

$$-\frac{\hbar^2}{2m} \frac{d^2}{dx^2} \psi(x, t) + V(x)\psi(x, t) = i \hbar \frac{\partial}{\partial t} \psi(x, t)$$

V rámci pozorování mikrosvěta je ovšem potřeba brát v potaz i neurčitost vyplývající z měření vlnových vlastností látkové částice. Pouhé pozorování může ovlivnit přesnost měření x-složky polohy a x-složky hybnosti částice. (Viswanathan 2018)

Lze usuzovat, že kombinace nepřesností v pozici částice a její hybnosti zaujímá vztah:

$$\Delta x \Delta p \approx h$$

Jde o vyjádření **Heisenbergova principu neurčitosti**. Podle tohoto principu není možné přesně určit polohu a hybnost částice najednou. Elektronů se tedy v atomovém obalu vyskytují na daných místech s určitou pravděpodobností. Max Born pohlížel na vlnovou funkci jako na veličinu pravděpodobnosti, se kterou je možné částici objevit na dané pozici v určitý čas.

Vznikla tedy veličina **hustoty pravděpodobnosti výskytu  $P$** , jež je charakterizována jako čtverec absolutní hodnoty vlnové funkce:

$$P = |\psi(x, t)|^2$$

(Viswanathan 2018)

Pokud budeme uvažovat o výskytu částice ve trojrozměrném prostoru, vlnová funkce nebude pouze funkcí polohy  $x$  a času  $t$ , ale také  $y$  a  $z$  – tedy  $\psi(x, y, z, t)$ . Se souřadnicemi  $y$  a  $z$  korespondují operátory:

$$P_y = \frac{\hbar}{i} \frac{\partial}{\partial y}$$

$$P_z = \frac{\hbar}{i} \frac{\partial}{\partial z}$$

(Viswanathan 2018)

Schrödingerova rovnice částice nacházející se v trojrozměrném prostoru tvaru krychle o stranách  $x = 0, x=L_x; y = 0, y = L_y; z = 0, z = L_z$  bude mít tvar:

$$-\frac{\hbar^2}{2m} \left[ \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} + \frac{\partial^2}{\partial z^2} \right] \psi(x, y, z) = E\psi(x, y, z)$$

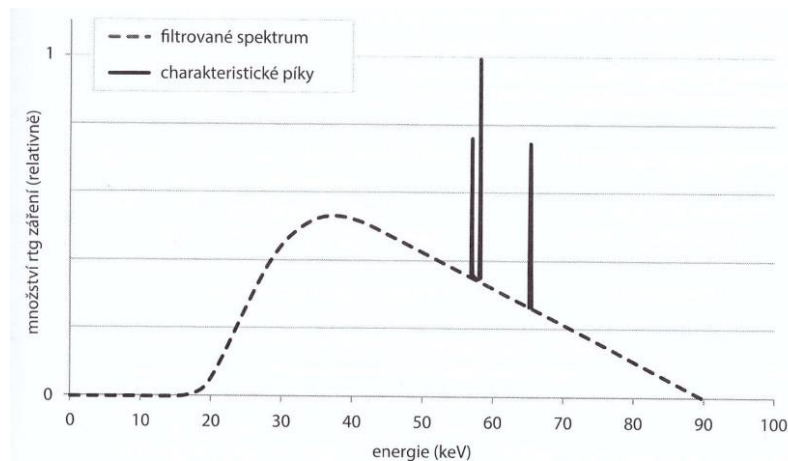
Pro vyjádření kvantových čísel elektronu je charakterizována celková energie  $E$  označením  $n_x, n_y, n_z$ .

Hlavní kvantové číslo  $n$  popisuje celkovou energii elektronu:

$$E_{n_x n_y n_z} = \frac{\hbar^2 \pi^2}{2m} \left[ \frac{n_x^2}{L_x^2} + \frac{n_y^2}{L_y^2} + \frac{n_z^2}{L_z^2} \right]$$

(Viswanathan 2018)

Diskrétní stavy elektronů jsou důvodem diskrétního spektra charakteristického záření. Toto spektrum se na výsledném rentgenovém záření projeví charakteristickými píky (obr. 5). Charakteristické záření se v diagnostice uplatňuje např. využitím molybdenových anod u mamografických rentgenek.



**Obrázek 5- Spektrum filtrovaného rentgenového záření**

**Zdroj:** (Súkupová 2018)

### 1.4.3 Magnetická rezonance

Zobrazení pomocí nukleární magnetické rezonance je jednou z nejsložitějších vyšetřovacích metod využívaných v radiodiagnostice. Základem je změna chování atomů tkání, jež byly vystaveny působení silného vnějšího magnetického pole. (Navrátil 2005)

Atom je tvořen jádrem a elektronovým obalem. V jádře atomu se nachází nukleony – protony a neutrony. Protony v atomovém jádře rotují kolem své osy. Tento pohyb je ve kvantové mechanice popsán **kvantovým spinovým číslem**. Kvantová čísla jsou odvozena aplikací **Schrödingerovy rovnice**. Těleso o hmotnosti  $m$  pohybující se rychlostí  $v$  má také hybnost. Její velikost je dána vztahem:

$$\vec{p} = m \cdot \vec{v}$$

(Tarábek c2006)

Těleso pohybující se po kruhové dráze má také **moment hybnosti**. Ten je v klasické mechanice charakterizován vektorovým součinem vzdálenosti od osy otáčení a hybnosti tělesa:

$$\vec{L} = \vec{r} \times \vec{p}$$

$$|\vec{L}| = m \cdot r^2 \cdot \omega ,$$

kde  $m$  je hmotnost pohybující se částice s úhlovou rychlostí  $\omega$  ve vzdálenosti  $r$  od osy otáčení. (Viswanathan 2018)

Moment hybnosti je možné v rámci kvantové mechaniky transformovat pomocí formalismu operátorů. Jeho prostorové souřadnice budou mít následující podobu:



$$L_x = \frac{\hbar}{i} \left[ -\sin \phi \frac{\partial}{\partial \theta} - \cotg \theta \cos \phi \frac{\partial}{\partial \phi} \right]$$

$$L_y = \frac{\hbar}{i} \left[ \cos \phi \frac{\partial}{\partial \theta} - \cotg \theta \sin \phi \frac{\partial}{\partial \phi} \right]$$

$$L_z = \frac{\hbar}{i} \frac{\partial}{\partial \phi}$$

(Viswanathan 2018)

Podle Maxwellovy teorie elektromagnetického pole vzniká kolem pohybující se elektricky nabitě částice magnetický dipól. Teorii popisují čtyři Maxwellovy rovnice:

$$\operatorname{div} \vec{E} = \frac{\rho}{\varepsilon}$$

$$\operatorname{div} \vec{B} = 0$$

$$\operatorname{rot} \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t}$$

$$\operatorname{rot} \vec{B} = \mu \vec{j} + \varepsilon \mu \frac{\partial \vec{E}}{\partial t}$$

Soustava rovnic charakterizuje teorii elektromagnetického pole v makrosvětě. Z toho důvodu bylo možné použít veličinu  $\rho$  jako hustotu náboje,  $\vec{j}$  jako hustotu vodivého proudu a hustotu Maxwellova posuvného proudu. Pro popis elektromagnetického pole v rámci mikrosvětla bylo potřeba využít Lorentzovy-Maxwellovy rovnice. Rovnice se zabývají popisem zřídla a vířů elektromagnetického pole. **Zřídla** popisují zdroje silových polí. **Víry** vyjadřují siločáry daného silového pole. Podle Maxwellových rovnic je zřídlem elektrického pole bodový elektrický náboj. Magnetické pole je podle druhé Maxwellovy rovnice nezřídlové. To znamená, že není možné vytvořit magnetický monopól. Podle třetí Maxwellovy rovnice je proměnlivé magnetické pole vírem pole elektrického. Součet vodivého proudu volných částic a vázaných částic Maxwellova posuvného proudu vytváří víry magnetického pole. To charakterizuje čtvrtá Maxwellova rovnice. (Tarábek c2006; Záškodný 2018a)

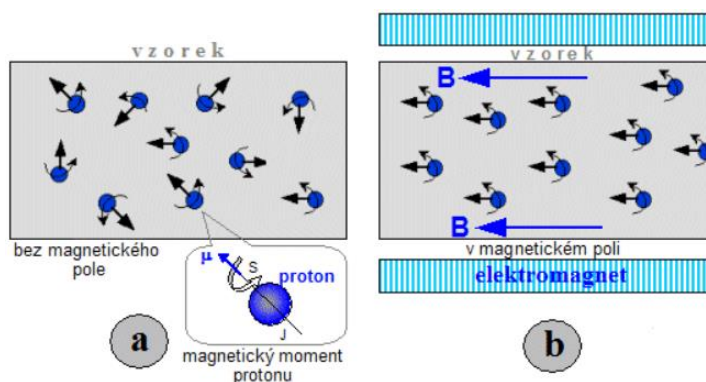
Atomové jádro společně s elektronem vytvářejí v podstatě elektrickou cívku s jedním závitkem. Vzniká **magnetický dipól** – atom se chová jako malý tyčový magnet. Jako u tyčového magnetu, i kolem cívky je magnetické pole. (Tarábek c2006)

Indukční čáry magnetického pole cívky jsou stejné jako u tyčového magnetu. Momentem hybnosti u takto „obíhajícího“ elektronu kolem jádra je tzv. **magnetický moment  $\mu$** :

$$|\mu| = \frac{e}{2m} |\vec{L}|$$

Směr vektorů magnetického momentu a momentu hybnosti je u protonu totožný. U elektronů je kvůli zápornému náboji elektronu směr vektorů ovšem opačný. (Viswanathan 2018)

Atomová jádra v lidském těle vykazují magnetický moment. Jádra skládající se ze sudého počtu protonů nelze ke zobrazení magnetickou rezonancí využít. Jejich magnetické momenty se vzájemně vyruší. Důležitá jsou tedy jádra s lichým počtem protonů. Nejdůležitějším prvkem s lichým počtem protonů v jádře je pak vodík. Jádro vodíku má pouze jeden proton, a proto vykazuje relativně velký magnetický moment. Atom vodíku je velmi hojně zastoupen v lidském těle. Magnetické momenty jednotlivých protonů jsou za normálních podmínek v lidské tkáni neuspořádané. Magnetické momenty se tedy vyruší a tkáň nepůsobí magneticky. Pokud se ovšem protony nacházejí v silném vnějším magnetickém poli, jejich magnetické momenty jsou uspořádány rovnoběžně se siločárami vnějšího homogenního magnetického pole (obr. 6). Část magnetických momentů je orientována paralelně se siločárami a jiná míří antiparalelně. Počet protonů, jejichž magnetický moment směřuje paralelně s vektorem magnetického pole, je vyšší než počet antiparalelních protonů. Tento rozdíl způsobuje vznik celkového magnetického momentu tkáně. Tkáň se tedy chová magneticky. Každá tkáň je tvořena jiným počtem protonů. Výsledný magnetický moment bude proto u jednotlivých tkání odlišný. (Navrátil 2005)



**Obrázek 6 - Uspořádání protonů ve vnějším magnetickém poli**

**Zdroj:** <https://astronuklfyzika.cz/Scintigrafie.htm#NMR>

Náhlá změna orientace magnetického momentu ve vnějším magnetickém poli vyvolá kroutivý moment  $\vec{\Gamma}$ . Tento jev se projevuje precesním pohybem jader kolem indukčních čar magnetického pole. Precese je připodobněna pohybu po plášti kužele. (Viswanathan 2018)

Pomocí klasické mechaniky můžeme vyjádřit úhlovou rychlost kroutivého momentu jako změnu vektoru hybnosti v čase:

$$\begin{aligned}\vec{\Gamma} &= \frac{d\vec{L}}{dt} \\ \vec{\Gamma} &= \frac{\mu}{\hbar} \vec{L} \times \vec{B} \\ \frac{d\vec{L}}{dt} &= \frac{\mu}{\hbar} \vec{L} \times \vec{B} \\ d\vec{L} &= \frac{\mu}{\hbar} \vec{L} \times \vec{B} dt\end{aligned}$$

(Viswanathan 2018)

Veličina  $d\vec{L}$  vyjadřuje infinitezimální změnu momentu hybnosti v čase  $dt$ . Velikost vektoru hybnosti se nemění. Mění se pouze jeho směr. Vektor hybnosti  $\vec{L}$  tak v rovině kolmé na vektor intenzity magnetického pole  $\vec{B}$  se mění při precesním pohybu úhlu  $d\phi$  v čase  $dt$ :

$$d\phi = \frac{|d\vec{L}|}{L \sin \theta} = \frac{\mu}{\hbar} \frac{|\vec{L}| B \sin \theta dt}{|\vec{L}| \sin \theta} = \frac{\mu}{\hbar} B dt$$

Výsledná úhlová rychlost tedy odpovídá tzv. **Larmorově frekvenci  $\omega_L$** :

$$\begin{aligned}\omega_L &= \frac{d\phi}{dt} = \frac{\mu}{\hbar} B \\ \omega_L &= \gamma \cdot B\end{aligned}$$

Velikost této frekvence závisí na intenzitě vnějšího magnetického pole  $B$  a na tzv. gyromagnetickém poměru  $\gamma$ . Gyromagnetický poměr označuje poměr mezi magnetickým momentem a momentem hybnosti jádra. Pro každé jádro je tato hodnota specifická. (Hrazdira 2001; Viswanathan 2018)

Měření měnícího se magnetického momentu jader v tkáni je v tomto stavu nemožné. Vnější magnetické pole je mnohonásobně větší než vektor magnetického momentu protonů. Je potřeba změnit prostorovou orientaci magnetického momentu jader. Rozdíl v orientaci umožní tak jeho měření. Pro vychýlení jader je potřebné dodat do systému energii. Pomocí vysokofrekvenčních cívek je do tkáně vyslán elektromagnetický impulz – tzv. radiofrekvenční pulz (RF pulz).

Používané frekvence se často pohybují v rozmezí krátkých až velmi krátkých rádiových vln. Jádra jsou schopna absorbovat energii RF pulzu pouze v případě, že jeho frekvence je totožná s Larmorovou frekvencí precesního pohybu. (Válek 1996)

Při dodržení této podmínky dojde k absorpci energie radiofrekvenčního pulzu a nastává **rezonance**. Tímto způsobem přechází vybuzený proton do postavení **příčné magnetizace**. (Válek 1996)

Jelikož má radiofrekvenční pulz periodický charakter, usměrní se nahodilý precesní pohyb atomů do společné fáze. Vzniká tak výsledný vektor tkáňové magnetizace, který se otáčí kolem siločar vnějšího magnetického pole s frekvencí totožnou s Larmorovou frekvencí. Jakmile přestane na protony působit radiofrekvenční pulz, vrátí se zpět do energeticky méně náročnějšího stavu podélné magnetizace. Doba, za kterou dojde k návratu do původní polohy, se nazývá **relaxační čas**. Existují relaxační časy ***T1*** a ***T2***. ***T1*** označuje dobu, za kterou vzroste podélná magnetizace na 63 % své původní hodnoty. ***T2*** poté vyjadřuje dobu poklesu příčné magnetizace na 37 % původní hodnoty. Po konci působení elektromagnetického impulzu se přestanou jednotlivé protony pohybovat synchronizovaně. (Válek 1996)

Absorbovanou energii radiofrekvenčního pulzu předávají relaxující protony do okolní tkáně v podobě elektromagnetického záření. Pomocí cívek umístěných na povrchu těla je uvolněné záření převedeno na elektrický impuls. Ten je následně vyhodnocen počítačem. Příjem tohoto elektromagnetického signálu se nazývá **echo**. (Vomáčka 2012)

#### **1.4.4 Termografie**

Termografie je založena na emisi elektromagnetického záření všemi tělesy, jejichž teplota je vyšší než absolutní nula. Vysvětlením je první a druhý termodynamický zákon. Podle nichž je nemožné energii vytvořit nebo zničit. Lze ji pouze transformovat. Proto je teplotní pohyb molekul v lidském těle přeměněn na záření pohybující se v infračerveném spektru elektromagnetického záření. Infračervené záření spadá do skupiny neionizujících vnitřních záření. Tohoto záření je využíváno pro měření teploty tělesa. (Arjaleena 2020)

Emitované elektromagnetické záření je charakterizováno pomocí vlnové délky a intenzity. Obě veličiny korelují s povrchovou teplotou pozorovaného tělesa. Je tedy možné měřit teplotu tělesa bez blízkého kontaktu. (Speakman 1998)

Spektrum emitovaného záření je tvořeno fotony o různých frekvencích a vlnových délkách. U pevných látek a kapalin vzniká **spojité spektrum** záření.

Ve spektru jsou zastoupeny všechny frekvence nacházející se v určitém intervalu. Emise spojitého spektra je založena na excitaci kmitajících molekul. Díky absorbované energii jsou vybuzeny na vyšší energetické hladiny. Stav excitace je nestabilní, a proto dochází k návratu na původní pozice, které jsou méně energeticky náročné. Při přechodu mezi energeticky rozdílnými hladinami je vyzařeno kvantum záření o určité energii. Čím vyšší je energetický rozdíl, tím vyšší je energie emitovaného fotonu záření. Energetické hladiny jsou ovlivněny celkovým teplotním stavem tělesa. (Tarábek c2006)

Společně s emisním spektrem záření vzniká také absorpční spektrum. Toto spektrum odpovídá svým rozsahem frekvencí emisnímu spektru. To je popsáno pomocí **Kirchhoffova zákona vyzařování**. Podle tohoto zákona je spektrum emitovaného elektromagnetického záření závislé nejen na termodynamické teplotě, ale také na schopnosti tělesa záření pohlcovat. Vznikl tak koncept **černého tělesa**. To je imaginární těleso absorbující veškeré dopadající záření. Nedisponuje ani odrazovými ani průsvitnými vlastnostmi. (Optris infrafed sensing 2019; Tarábek c2006)

Podle Planckova zákona je intenzita vyzařovaného záření závislá na teplotě tělesa  $T$  a na vlnové délce emitovaného záření:

$$M_{\lambda S} = \frac{2\pi hc^2}{\lambda^5} \frac{1}{e^{hc/\lambda\sigma T} - 1},$$

kde  $h$  je Planckova konstanta,  $\lambda$  vlnová délka emitovaného záření a  $c$  označuje rychlost světla ve vakuu.  $T$  charakterizuje termodynamickou teplotu tělesa a  $\sigma$  je tzv. Stefanova-Boltzmannova konstanta ( $\sigma = 5,67 \cdot 10^{-8} W m^{-2} K^{-4}$ ). (Optris infrafed sensing 2019)

Pokud se termodynamická teplota tělesa zvyšuje, spektrum záření se posouvá do oblasti kratších vlnových délek. Pokud provedeme integraci výrazu Planckova zákona:

$$M_{\lambda S} = \int_0^{\infty} \frac{2\pi hc^2}{\lambda^5} \frac{1}{e^{hc/\lambda\sigma T} - 1} d\lambda = \sigma \cdot T^4$$

dostaneme vyjádření Stefanova-Boltzmannova zákona. Ten popisuje intenzitu záření jako přímo úměrnou čtvrté mocnině termodynamické teploty a hodnotě Stefanovy-Boltzmannovy konstanty. (Optris infrafed sensing 2019)

#### 1.4.5 Sonografie

Sonografie je jednou z nejrozšířenějších zobrazovacích modalit ve zdravotnictví. Využívá se v různých klinických oborech. Pomocí neionizujícího záření dokáže topograficky zobrazit vyšetřovanou strukturu užitím ultrazvukových vln. (Hughes 2001)

Ultrazvuk je zvuk o vyšší frekvenci než slyšitelný rozsah zvuku (ve zdravotnictví: 1 MHz – 20 MHz). Zvuk je formou mechanického vlnění, které se šíří vnějším prostředím. Pro své šíření potřebuje medium. Na rozdíl od elektromagnetického záření se zvuk nemůže šířit ve vakuu. Ultrazvukové vlnění je generováno v sonografických sondách. Sonda nejdříve slouží jako zdroj vysílající paprsek impulzů daným směrem. Dále je sonda přijímačem pro signály přicházející z vyšetřované tkáně. (Hughes 2001)

Sondy sonografických přístrojů využívaných v medicíně generují a registrují ultrazvuk pomocí různých piezoelektrických materiálů. Piezoelektrický materiál obsahuje dipóly orientované stejným směrem. Na protilehlé stěny materiálu jsou připojené kovové destičky. Ty materiál komprimují. Tlak změni orientaci dipólů a způsobí převahu náboje na opačných stranách prostředí. Při následné expanzi dielektrika vzniká v piezoelektrickém materiálu elektrický náboj. Pokud bude na materiál působit ultrazvuková vlna, bude generovat střídavý elektrický proud. Jedná se o **piezoelektrický jev**. Naopak, pokud bude piezoelektrický materiál nabíjen střídavým elektrickým proudem, dojde k jeho rozkmitání. Tím je generováno ultrazvukové vlnění. Jedná se o **obrácený piezoelektrický jev**. Frekvence vzniklého ultrazvukového vlnění závisí na tloušťce použité piezoelektrické destičky. (Hughes 2001)

V ultrazvukové sondě vzniká mechanické vlnění. Jedná se o zvukovou vlnu pohybující se v prostředí. To je složeno z malých částic, které jsou vzájemně propojeny. Rozkmitání jedné částice vyvolá kmitání částice druhé. Pokud se takovým prostředím šíří vlnění, jednotlivé částice oscilují podél svých rovnovážných pozic. Energie mechanického vlnění je závislá na neustálé přeměně potenciální a kinetické energie. Celková energie vlnění odpovídá hustotě a pružnosti prostředí. Obecně existují dva druhy vlnění: příčné vlnění a podélné vlnění. U **příčného** vlnění se oscilátory pohybují kolmo na směr šíření vlny. Oscilátory **podélného** vlnění kmitají paralelně se směrem šíření. V kapalném a plynném prostředí se šíří ve většině případů podélné vlnění. (Wilhjelm et al. 2016)

Toto vlnění je charakterizováno: frekvencí  $f$ , vlnovou délkou  $\lambda$ , periodou  $T$  a rychlostí šíření  $v$ :

$$v = f \cdot \lambda \Rightarrow T = \frac{1}{f}$$

(Wilhjelm et al. 2016)

Interakce ultrazvukového vlnění s prostředím je možné popsat odrazem a rozptylem. Během odrazu se vlnění odráží v úhlu, jež je identický s úhlem dopadu.

Při rozptylu jde o změnu trajektorie v určitém úhlu. Ten závisí na hustotě prostředí. Odraz i rozptyl se v akustice vyskytují, pokud se emitované ultrazvukové signály šíří prostředími s odlišnými akustickými vlastnostmi. Odraz nastává spíše v případech, kdy je na rozhraní dvou prostředí velký rozdíl v porovnání s vlnovou délkou vlnění. K rozptylu dochází v prostředích jejichž rozhraní je relativně méně rozdílné. V porovnání s přicházejícím pulzem se zpět odrazí jen malá část původního vlnění. Energie vlnění se také absorbuje v okolní tkáni a je transformována na teplo. (Wilhjelm et al. 2016)

Šíření ultrazvuku v prostředí závisí na akustických vlastnostech prostředí. Pro lepší popis těchto vlastností byla definována veličina **impedance**. V homogenním prostředí je impedance charakterizována jako součin hustoty prostředí  $\rho$  a rychlosti šíření vlny v prostředí  $v$ :

$$z = \rho \cdot v$$

(Rosina 2013)

Pokud má první prostředí, kterým se vlnění šíří, impedanci  $z_1$ , hustotu  $\rho_1$  a vlnění se v něm šíří rychlostí  $v_1$ , bude i impedance druhého prostředí  $z_2$  popsána obdobně. Na rozhraní těchto dvou prostředí se ultrazvukové vlnění odráží. (Wilhjelm et al. 2016)

Tento jev popisuje Snellův zákon:

$$R = \frac{z_2 / (\cos \theta_o) - z_1 / (\cos \theta_d)}{z_2 / (\cos \theta_o) + z_1 / (\cos \theta_d)}$$

$z_1$  a  $z_2$  jsou impedance jednotlivých prostředí.  $\theta_d$  je úhel dopadu a  $\theta_o$  je úhel odrazu. Tyto úhly závisí na rychlosti šíření vlnění:

$$\frac{\sin \theta_d}{\sin \theta_o} = \frac{v_1}{v_2}$$

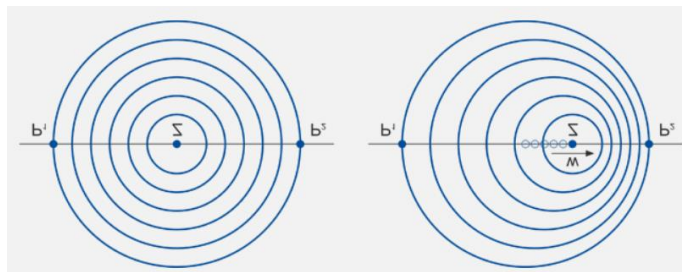
V případě Snellova zákona platí podmínka, že  $\theta_d = \theta_o$ . Intenzitu odraženého ultrazvukového signálu je možné vyjádřit právě hodnotou  $R$ . Čím větší je hodnota  $R$ , tím větší je odraz dopadajícího vlnění. (Jüttnerová 2015/16; Wilhjelm et al. 2016)

Je důležité poznamenat, že Snellův zákon je aplikován pro optiku. Předpokládá totiž, že světlo se šíří v podobě paprsku. Zvuk je ale rovinná vlna. Pro akustické jevy lze Snellův zákon použít také. Je ovšem nutná určitá relativizace – zejména vůči vlastnostem vlnění, tj. vlnové délce (hustotě vlnění). (Wilhjelm et al. 2016)

Zvláštní modalitou, využívanou při sonografickém vyšetření, je **Dopplerův jev**. Ten je charakterizován jako změna frekvence vnímaného zvuku při pohybu tělesa.

V praxi lze tento jev pozorovat například na jedoucím vlaku nebo projíždějící sanitce. Sanitka nebo vlak vydávají zvuk o určité frekvenci, vlnové délce a rychlosti.

Pokud se objekt pohybuje k pozorovateli, sčítá se rychlost jeho pohybu a rychlost šíření zvuku (obr. 7). To znamená, že je daný zvuk vnímán s vyšší frekvencí. Pokud by se ale objekt pohyboval v opačném směru, rychlosti se budou odečítat a výsledný zvuk je vnímán s frekvencí nižší. (Jüttnerová 2015/16)



**Obrázek 7 – Šíření zvuku tělesa v klidu a v pohybu**

**Zdroj:** (Jüttnerová 2015/16)

Výsledná vnímaná frekvence pak odpovídá vztahu:

$$f = f_0 \frac{v}{v \pm v_{r,s}}$$

Veličina  $v$  popisuje rychlost šíření záření v určitém prostředí a  $v_{r,s}$  je rychlost, s jakou se objekt pohybuje. Znaménka plus nebo mínus vyjadřují, jestli se objekt pohybuje k pozorovateli nebo od něj. Dopplerova jevu se v diagnostice používá k vyšetření proudění krve. Pomocí změn frekvencí lze vypočítat rychlost průtoku krve a případně odhalit zúžení nebo obstrukce. (Rosina 2013)

#### **1.4.6 Urychlovače částic jako zdroje ionizujícího záření**

Radiologie často potřebuje urychlené částice. Využívají se jak k diagnostickým účelům, tak k terapii.

Pohyb částic o vysoké energii není možné vyjádřit pomocí klasické fyziky. Klasická fyzika totiž popisuje hmotnost tělesa jako konstantní veličinu nezávislou na rychlosti. Lze ho ovšem charakterizovat pomocí relativistických zákonů pohybu. Podle těchto zákonů je síla uvádějící těleso do pohybu závislá na hybnosti tělesa  $p$ , stejně jako v Newtonovské mechanice:

$$F = \frac{d\vec{p}}{dt}$$

(Humphries 2012; Joch 2000)



Pomocí Lorentzovy transformace je možné hybnost vyjádřit vztahem:

$$\vec{p} = \left(1 - \frac{v^2}{c^2}\right)^{-1/2} m_0 \cdot v$$

Zde veličina  $v$  popisuje celkovou rychlost pohybu částice v poměru k rychlosti světla ve vakuu  $c$ . Je vyjádřena i klidová hmotnost částice  $m_0$ . Efektivní hmotnost částice je podle tohoto vyjádření vyšší, pokud je rychlost částice blíže hodnotě rychlosti světla.

Relativistická hmotnost částice je také úměrná jeho klidové hmotnosti:

$$m = \left(1 - \frac{v^2}{c^2}\right)^{-1/2} \cdot m_0$$

$$m = \frac{m_0}{\sqrt{1 - \frac{v^2}{c^2}}}$$

Relativistická hmotnost se zvyšuje, pokud se rychlost pohybu částice přibližuje k rychlosti světla. (Humphries 2012, Joch 2000)

Částice s rychlostí velmi blízkou rychlosti světla má větší hmotnost a tím i značnou **kinetickou energii**. Právě této energie se využívá přímo k **ozařování tumorů** urychlenými elektrony nebo protony. Lze rovněž využít brzdné fotonové záření. Vznik tohoto fotonového záření je stejný jako u rentgenky. Energie fotonů vzniklých v tomto případě bude větší než u brzdného záření rentgenky. Urychlovače částic se mohou rovněž použít pro výrobu radionuklidů. Podle trajektorie urychlování se urychlovače rozdělují na lineární a kruhové urychlovače.

**Lineární urychlovač** neboli LINAC je zařízení umožňující urychlení nabitých částic pomocí elektromagnetického pole. Elektricky nabitě částice jsou obecně urychlovány elektrickým polem a fokusovány polem magnetickým. Veličina popisující tuto akceleraci a fokusaci částic je tzv. Lorentzova síla:

$$\frac{d\vec{p}}{dt} = q (\vec{E} + \vec{v} \times \vec{B})$$

Veličina  $\vec{E}$  vyjadřuje elektrickou sílu urychlující nabitou částici. Síla působí ve směru pohybu. Intenzita magnetického pole  $\vec{B}$  ohýbá trajektorii částice. Nijak ovšem nepůsobí na rychlost nabitě částice.  $\vec{p}$  je hybnost částice s nábojem  $q$  pohybující se rychlostí  $v$ . (Alesini 2016)

Historicky prvním sestrojeným urychlovačem částic byla rentgenová lampa. Jak bylo popsáno v kapitole zabývající se rentgenovou diagnostikou, jedná se o vakuovanou trubici s katodou a anodou.

Z katody jsou pomocí termoemise emitovány elektrony. Tyto elektrony jsou urychlovány napětím mezi elektrodami. Elektron tak získá kinetickou energii, jež se rovná součinu jeho náboje a anodového napětí:

$$\frac{d\vec{p}}{dt} = q \cdot \vec{E} \Rightarrow \Delta E = q \cdot U$$

(Alesini 2016)

Ve 20. letech 20. století vznikl koncept tzv. DTL (drift tube linac) urychlovačů. Tento princip je využíván dodnes a je stále aktuální. Ve vakuové trubici se nachází duté elektrody, mezi které je přivedeno střídavé vysokofrekvenční napětí. Emitované elektrony jsou urychlovány pouze mezi elektrodami směrem k druhé straně urychlovací trubice. Uvnitř dutých elektrod nepůsobí na elektricky nabitou částici žádná elektrická síla. Absence elektrického proudu uvnitř duté elektrody je způsobena tzv. povrchovým jevem. Jakmile je elektron uvnitř duté elektrody, změní se polarita napětí tak, aby byl elektron opět urychlován stejným směrem. Pro konstantní urychlení elektronu je nutné splnit **rezonanční podmínku**:

$$t = \frac{L_n}{v_n} = \frac{T}{2} \Rightarrow L_n = \frac{1}{2} v_n \cdot T = \beta \cdot c \cdot T \Rightarrow L_n = \frac{1}{2} \beta \lambda$$

$$\beta = v/c (< 1)$$

Této podmínky je dosaženo tak, že se s rostoucí rychlostí pohybující se částice zvyšuje i délka jednotlivých dutých elektrod  $L_n$ . (Alesini 2016)

Urychlený elektron následně narazí do kovové destičky a emituje fotony gama záření. Ty mají mnohem větší energii než záření využívané v rentgenové diagnostice či terapii. Lze ovšem pomocí magnetického pole pozměnit trajektorii urychlených elektronů a využít jejich vysokou kinetickou energii pro elektronovou radioterapii. Získaná kinetická energie elektronu je vyjádřena vztahem:

$$\frac{\Delta E}{\Delta L} = \frac{q \cdot U}{L_n} = \frac{2 \cdot q \cdot U}{\lambda \cdot \beta}$$

$$E = n \cdot q \cdot U,$$

kde získaná energie elektronu  $E$  je přímo úměrná elektrickému napětí mezi elektrodami  $U$ , elementárnímu náboji částice  $q$  a počtu dutých elektrod  $n$ . (Alesini 2016; Reichl 2006–2021)

Druhým typem urychlovačů jsou **kruhové** urychlovače. Vhodným příkladem jsou tzv. **cyklotrony**.

Pokud se elektricky nabitá částice pohybuje kolmo na siločáry homogenního magnetického pole, působí na ni pouze magnetická část Lorentzovy síly – magnetická síla  $F_m$ :

$$F_m = \frac{d\vec{p}}{dt}$$

$$\frac{d\vec{p}}{dt} = \frac{d\left(\left(1 - \frac{v^2}{c^2}\right)^{-1/2} m_0 \cdot v\right)}{dt}$$

$$F_m = q \cdot \vec{v} \times \vec{B}$$

Vektorový součin ve vyjádření magnetické síly dokazuje, že směr jejího působení je kolmý k vektoru rychlosti částice i k siločarám magnetického pole. (Humphries 2012)

Magnetická síla ovšem nepůsobí žádnou práci. Neovlivňuje tedy kinetickou energii pohybující se částice. Rychlost částice je v homogenním magnetickém poli konstantní. Ve dvojrozměrném prostoru je trajektorie pohybu částice kruhová. Ve trojrozměrném prostoru připomíná orbitu. (Humphries 2012)

Pokud zvolíme orbitální trajektorii s osou otáčení, lze vyjádřit i vzdálenost od tohoto bodu počátku – poloměr:

$$r = \frac{\left(1 - \frac{v^2}{c^2}\right)^{-1/2} m_0 \cdot v}{|q| \cdot \vec{B}}$$

Další důležitou veličinou charakterizující kruhový pohyb částice v homogenním magnetickém poli je úhlová frekvence:

$$\omega = \frac{|q| \cdot \vec{B}}{\left(1 - \frac{v^2}{c^2}\right)^{-1/2} m_0}$$

Souřadnice orbity v karteziánské soustavě jsou harmonické:

$$x(t) - x_0 = r \cos(\omega \cdot t)$$

$$y(t) - y_0 = r \sin(\omega \cdot t)$$

$X$  a  $Y$  zde vyjadřují souřadnice bodu, kolem kterého částice obíhá. Fixace částice v této kruhové trajektorii je základem pro kruhové urychlovače. (Humphries 2012)

**Cyklotrony** jsou kruhové urychlovače využívající **homogenní magnetické pole**. Toto magnetické pole je vytvářeno dvěma elektromagnety. Ionty jsou drženy v kruhové trajektorii pomocí vertikálního magnetického pole. Částice jsou urychlovány v mezeře mezi dvěma **duanty**. Jedná se o elektrody ve tvaru písmene D.

Mezi duanty je přivedeno vysokofrekvenční střídavé elektrické napětí. Frekvence tohoto napětí je blízká úhlové frekvenci částice. Částice je do urychlovače přivedena ze zdroje. Ten se nachází v centru kruhového systému cyklotronu. Následně je částice urychlována k duantu s opačným nábojem. Jakmile částice překoná mezeru mezi duanty, přestane na ni působit elektrická síla a je usměrňována pomocí magnetického pole. Když se částice dostane opět k mezeře mezi duanty, změní se polarita elektrického napětí mezi elektrodami. Částice je tedy opět urychlována směrem k protilehlému duantu. Kinetická energie částice se postupně navyšuje společně s poloměrem trajektorie. Částice po několika cyklech dosáhne okraje urychlovacího prostoru. Zde je vyvedena ven z urychlovacího prostoru a je buďto fokusována na terčik nebo je pomocí dalšího magnetického pole směřována na cíl ozařování. (Humphries 2012)

## **2 Hypotézy, cíle práce a metodika výzkumu**

### **2.1 Hypotézy a cíle práce**

Bakalářská práce pracuje se třemi hypotézami:

1. Aplikací teorie kurikulárního procesu lze vymezit soubor příkladů z fyziky, který bude přiměřený potřebám a možnostem radiologických asistentů (Hypotéza H1).
2. A) Komparací struktury fyziky a složek profilu radiologického asistenta lze zpracovat soubor příkladů obecné fyziky (Hypotéza H2A).  
B) Komparací struktury radiologické fyziky a složek profilu radiologického asistenta lze zpracovat soubor příkladů radiologické fyziky (Hypotéza H2B).
3. Znalosti respondentů v oblasti příkladů z obecné a radiologické fyziky budou mít rozdělení blízké rozdělení normálnímu (Hypotéza H3).

Bakalářská práce jako zpráva o realizovaném aplikovaném kvantitativním výzkumu je také zprávou o splnění dvou cílů:

1. Vytvořit edukační text objasňující potřebnou fyzikální teorii pro radiologického asistenta a dále vypracovat příkladová vyjádření odpovídajících fyzikálních oborů.
2. Implementovat kurikulární proces v podobě testu a zhodnotit tak znalosti v odborné veřejnosti zahrnující studenty i absolventy oboru Radiologický asistent.

Bakalářská práce jako zpráva o realizovaném aplikovaném kvantitativním výzkumu zkoumala tři výzkumné proměnné (generované teorii kurikulárního procesu):

1. Znalosti respondentů o fyzice v příkladech pro radiologické asistenty
2. Znalosti respondentů o fyzice v příkladech pro radiologické asistenty již dříve částečně standardizované
3. Typy teoretických rozdělení

### **2.2 Metodika výzkumu**

Metodika bakalářské práce je rozdělena do následujících kroků:

1. Vypracování výchozího edukačního textu, jež popisuje potřebnou teorii obecné a radiologické fyziky, statistické metody, statistickou i nestatistickou fyziku.
2. Vypracování příkladových vyjádření klasické, kvantové a relativistické fyziky
3. Zpracování hodnotitelného testu zaměřeného na teorii obsaženou v edukačním textu a příkladech

4. Zkoumání znalostí v odborné veřejnosti, zahrnující studenty i absolventy oboru Radiologický asistent, aplikací kvantitativního výzkumu pomocí předložených testů
5. Vyhodnocení výsledků a potvrzení či zamítnutí hypotéz
  1. až 3. metodický krok výzkumu vychází z teorie kurikulárního procesu (Záškodný 2021). V rámci této teorie bude použito
    - kurikulum konceptuální (vědecký systém daného oboru z hlediska jeho sdělitelnosti)
    - kurikulum zamýšlené (edukační systém přizpůsobený potřebám a možnostem adresátů)
    - kurikulum projektové (projekce edukačního systému do linearizovaného edukačního textu)
    - implementované kurikulum-2 (ve vazbě na implementované kurikulum-1 provedení aplikace edukačního testu, který odráží strukturu projektovaného edukačního systému)
  4. a 5. metodický krok výzkumu vychází vedle teorie kurikulárního procesu (Záškodný 2021) z aplikace jednorozměrných a dvojrozměrných statistických analýz.

V rámci jednorozměrných statistických analýz budou použity metody deskriptivní statistiky. Metody deskriptivní statistiky lze charakterizovat

- formulací statistického šetření
- škálováním (použití kvantitativní metrické škály)
- měřením (provedeným v rámci metod deskriptivní statistiky)
- elementárním statistickým zpracováním výsledků měření (tabulky, grafy, parametry)

V rámci jednorozměrných statistických analýz budou použity také metody matematické statistiky. Metody matematické statistiky lze charakterizovat

- neparametrickým testováním  
(použití testu normality ve vazbě na výzkumné proměnné „znalosti respondentů o fyzice v příkladech pro radiologické asistenty“ a „typy teoretických rozdělení“)
- parametrickým testováním  
(použití dvojitý výběrového t-testu ke komparaci s částečně standardizovanými nástroji s cílem podpořit validitu testu normality a ve vazbě na výzkumné proměnné „znalosti respondentů o fyzice v příkladech pro radiologické asistenty“)

a „znalosti respondentů o fyzice v příkladech pro radiologické asistenty již dříve částečně standardizované“)

V rámci dvojrozměrných statistických analýz budou použity metody matematické statistiky. Metody matematické statistiky lze charakterizovat:

- korelační analýzou výsledků spojených s vlastními konstrukty a s konstrukty částečně standardizovanými (s cílem podpořit validitu testu normality a ve vazbě na výzkumné proměnné „znalosti respondentů o fyzice v příkladech pro radiologické asistenty“ a „znalosti respondentů o fyzice v příkladech pro radiologické asistenty již dříve částečně standardizované“).

## **3 Výsledky**

### **3.1 Výchozí teorie**

Výchozí teorií výzkumu byl kurikulární proces fyziky. Tento proces je charakterizován jako edukační komunikace, při které dochází k předávání vědeckých poznatků adresátům edukace – v tomto případě studenti a absolventi oboru Radiologický asistent.

Edukace probíhá v následujících variantních formách kurikula.

#### **3.1.1 Konceptuální kurikulum**

V rámci konceptuálního kurikula je popisována sdělitelná forma vědeckého systému fyziky. Tato bakalářská práce hledala pomocí komparace konceptuálního kurikula fyziky a radiologie možné zamýšlené kurikulum popisující fyzikální principy složek profilu radiologického asistenta. Bylo potřeba popsat velké množství fyzikálních zákonů a principů klasické, kvantové i relativistické dimenze nestatistické fyziky. Pomocí rozpadového zákona byl popsán princip nukleární medicíny. Pro popis principu rentgenové diagnostiky a terapie sloužilo vysvětlení Duanova-Huntova zákona a odvození stacionární Schrödingerovy rovnice užitím operátorů. Fenomén nukleární magnetické rezonance byl popsán pomocí kvantové mechaniky protonu a Maxwellovými rovnicemi zabývajícími se teorií elektromagnetismu. Pro vysvětlení termografie byla představena problematika vyzařování černého tělesa, Planckův zákon, Stefanův-Boltzmannův zákon a Wienův posunovací zákon. V rámci sonografie byl popsán piezoelektrický jev, obrácený piezoelektrický jev a charakteristika mechanického vlnění. Poslední složkou profilu radiologického asistenta bylo téma urychlovačů částic jako zdrojů ionizujícího záření. Nejprve byl vysvětlen vztah Einsteinovy teorie relativity k hmotnosti pohybující se částice. Dále byly představeny principy urychlení v lineárních a kruhových urychlovačích. (Záškodný 2015)

#### **3.1.2 Zamýšlené kurikulum**

Zamýšlené kurikulum popisuje přizpůsobení vědeckého strukturálního modelu možnostem adresátů edukační komunikace. V tomto případě se jedná o přizpůsobení poznatků klasické, kvantové a relativistické fyziky možnostem, požadavkům a znalostem radiologických asistentů. (Záškodný 2021)

Zamýšlené kurikulum vzniká jako produkt obsahové transformace T2. (Záškodný 2021)



Výsledek transformace je v této bakalářské práci možné modifikovat pomocí studijního plánu oboru Radiologická asistence na Zdravotně sociální fakultě Jihočeské univerzity pro předměty zabývající se fyzikou a matematikou.

Pro současné studenty 1. ročníku oboru Radiologická asistence existují předměty: Vybrané kapitoly z aplikované fyziky 1 a 2 a Základy aplikované matematiky:

- **Základy aplikované fyziky 1**

- Úvod do aplikované fyziky z hlediska charakteru radiologické asistence. Základní pojmy o ionizaci, složky profilu radiologické asistence.
- Potřebné matematické základy aplikované fyziky z hlediska charakteru radiologické asistence. Potřebné základy diferenciálního počtu ve vazbě na přeměnový a absorpční zákon.
- Struktura fyziky. Klasická, kvantová a relativistická dimenze nestatistické fyziky.
- Struktura aplikované fyziky z hlediska charakteru radiologické asistence. Zdroje záření, interakce záření, detekce a dozimetrie záření – úvodní přehled.
- Základy klasické fyziky potřebné pro radiologickou asistenci. Polohový vektor, pohybový zákon, pohybová rovnice, kinematika, dynamika.
- Základy klasické fyziky potřebné pro radiologickou asistenci. Zákony zachování, harmonický pohyb kmitavý.
- Základy klasické fyziky potřebné pro radiologickou asistenci. Základní pojmy o vlnění, vlnová funkce, vlnová rovnice.
- Další potřebné matematické základy pro radiologickou asistenci. Potřebné pojmy vektorového počtu a jejich aplikace ve fyzice a ve vazbě na radiologickou asistenci.
- Aplikace na vazbu mezi pohybovým zákonem a pohybovou rovnicí v radiologii. Přejít od pohybového zákona k pohybové rovnici a přechod opačný.
- Standardní model elementárních částic a jejich interakcí a jeho místo při radiologické asistenci. Fermiony, bosony, silná a slabá interakce, elektromagnetická a gravitační interakce.
- Obecný popis kvantové dimenze a její role při radiologické asistenci. Vlnově korpuskulární dualismus fotonů, vlnově korpuskulární dualismus elektronů.

- Obecný popis relativistické dimenze a její role při radiologickou asistenci. Klasická fyzika, speciální teorie relativity, obecná teorie relativity a jejich místo v radiologické asistenci.
- Souhrnná struktura aplikované fyziky pro radiologickou asistenci z hlediska její vazby na složky profilu. (IS/STAG 2020a)
- **Základy aplikované fyziky 2**
  - První část teorie elektromagnetického pole z hlediska charakteru radiologické asistence. Maxwellovy rovnice, zřídla a víry elektrického a magnetického pole, význam pro detekci, dozimetrii.
  - Druhá část teorie elektromagnetického pole z hlediska charakteru radiologické asistence. Teorie a aplikace lineárních urychlovačů.
  - Třetí část teorie elektromagnetického pole z hlediska charakteru radiologické asistence. Teorie a aplikace kruhových urychlovačů.
  - Čtvrtá část teorie elektromagnetického pole z hlediska charakteru radiologické asistence. Význam teorie elektromagnetického pole pro zobrazovací metody, význam pro detekci, dozimetrii.
  - První část kvantové fyziky z hlediska charakteru radiologické asistence. Stará kvantová teorie a její role pro popis zobrazovacích metod, význam pro detekci, dozimetrii.
  - Druhá část kvantové fyziky z hlediska charakteru radiologické asistence. Fotoelektrický jev, Comptonův jev, anihilační jev a rozpadový a absorpční zákon.
  - Třetí část kvantové fyziky z hlediska charakteru radiologické asistence. Nová kvantová teorie a její role pro popis zobrazovacích metod, význam pro detekci, dozimetrii.
  - Čtvrtá část kvantové fyziky z hlediska charakteru radiologické asistence. Některé základy operátorového počtu a jejich role pro popis zobrazovacích metod.
  - Pátá část kvantové fyziky z hlediska charakteru radiologické asistence. Potřebné aplikace operátorového počtu a jejich role pro popis zobrazovacích metod, význam pro detekci, dozimetrii.
  - Šestá část kvantové fyziky z hlediska charakteru radiologické asistence. Mendělejevova tabulka z hlediska vlnově korpuskulárního dualismu

elektronů, elektromagnetické spektrum, z hlediska vlnově korpuskulárního dualismu fotonů, vazba na složky profilu.

- První část relativistické fyziky z hlediska charakteru radiologické asistence. Standardní model elementárních částic a jejich interakcí a vazba na relativistickou fyziku a složky profilu.
- Druhá část relativistické fyziky z hlediska charakteru radiologické asistence. Speciální teorie relativity a její vazba na složky profilu, význam pro detekci, dozimetrii.
- Třetí část relativistické fyziky z hlediska charakteru radiologické asistence. Relativistické aplikace klasických a kruhových urychlovačů včetně vazby na zobrazovací metody.
- Komparace použité struktury aplikované fyziky a složek profilu radiologické asistence. (IS/STAG, 2020b)

- **Základy aplikované matematiky**

- Systém elementárních funkcí.
- Grafy a vlastnosti elementárních funkcí.
- Extrémy funkce, průběh funkce.
- Práce s mocninami a odmocninami, úpravy algebraických výrazů.
- Řešení základních typů rovnic.
- Řešení základních typů nerovnic.
- Spojitost a limita funkce.
- Derivace funkce.
- Parciální derivace.
- Určitý a neurčitý integrál.
- Metody integrace.
- Aplikace integrálního počtu.
- Základy vektorového počtu.
- Potřebnost matematiky pro studium radiologie. (IS/STAG, 2020c)

### **3.1.3 Projektové kurikulum**

Užitím transformací v rámci kurikulárního procesu byl komparací konceptuálního kurikula fyziky a radiologie vytvořen edukační text: „Fyzika v příkladech pro radiologické asistenty“, který obsahuje příkladová vyjádření klasické, kvantové a relativistické fyziky. Náročnost tohoto textu by měla odpovídat úrovni fyzikálních a matematických znalostí radiologických asistentů.

### **3.1.4 Implementované kurikulum – 1**

Implementované kurikulum – 1 popisuje přípravu na zprostředkování poznatků (výuku). Jedním z cílů bakalářské práce je vytvoření edukačního textu, což je součástí projektového kurikula. (Záškodný 2021)

V rámci implementovaného kurikula – 1 se jedná o měření edukační funkce edukačního textu. Byla oslovena skupina studentů a absolventů oboru Radiologický asistent na univerzitách v České republice. Vzhledem k okolnostem byl adresátům edukační text předložen prostřednictvím elektronické pošty. Adresáti byli požádáni o prostudování edukačního textu, na což jim byl ponechán jeden týden.

### **3.1.5 Implementované kurikulum – 2**

Toto kurikulum, které navazuje na předešlé implementované kurikulum – 1, zkoumá poznatky fyziky osvojené adresáty během zprostředkování poznatků (výuky) – v tomto případě prostudováním edukačního textu. (Záškodný 2021) Byl vytvořen edukační test. Jednalo se o *multiple choice* test. Každá otázka měla čtyři možné varianty odpovědí, z nichž byla pouze jedna správná. Test obdrželi respondenti formou online testu prostřednictvím služby Google Forms. Za každou správnou odpověď dostal odpovídající jeden bod. Při nesprávné odpovědi nebyl odečten žádný bod. Hodnocení testu bylo zcela anonymní.

## **3.2 Statistické vyhodnocení dotazníku**

Pro ověření zadaných hypotéz budou v bakalářské práci použity statistické metody popsané v kapitole 1.3. Ověření znalostí v odborné veřejnosti, zahrnující studenty i absolventy oboru Radiologický asistent, bylo provedeno pomocí testu. Obsah testu vycházel z rozsahu edukačního textu. Dotazník měl 22 otázek. Každá otázka měla 4 možnosti, z nichž správná byla pouze jedna. Za správnou odpověď byl odpovídajícímu přičten jeden bod. Pokud respondent odpověděl špatně, nebyl mu přičten ani odečten žádný bod. Celkově odpovědělo 39 dotazovaných.

### **3.2.1 Formulace statistického šetření**

- **Hromadný náhodný jev** – Teoretické znalosti v oblasti příkladů z obecné a radiologické fyziky v odborné veřejnosti zahrnující studenty i absolventy oboru Radiologický asistent
- **Statistická jednotka** – Studenti a absolventi oboru Radiologický asistent
- **Statistický znak** – Znalosti respondentů v oblasti příkladů z obecné a radiologické fyziky

- **Základní statistický soubor** – 39 respondentů z řad studentů a absolventů oboru Radiologický asistent
- **Výběrový statistický soubor** – 39 respondentů z řad studentů a absolventů oboru Radiologický asistent

### 3.2.2 Škálování

Celkově bylo provedeno 39 měření. Počet prvků škály byl orientačně určen na počet 6 pomocí Sturgesova pravidla:

$$k = 1 + 3,3 \log n$$

$$k = 1 + 3,3 \log 39$$

$$k = 1 + 3,3 \cdot 1,59$$

$$k = 6,251 \cong 6$$

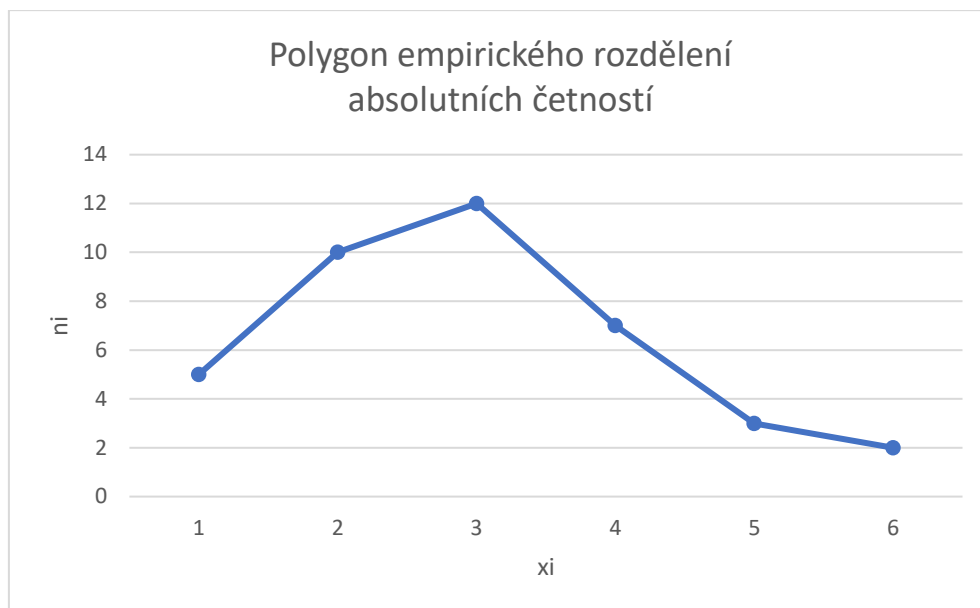
Získané bodové hodnocení se pohybovalo v intervalu  $\langle 4,21 \rangle$ . Pro tento výzkum bylo využito kvantitativně metrické škálování. Dosažené množství bodů bylo rozděleno do intervalů:  $(-\infty,6)$ ;  $\langle 7,9 \rangle$ ;  $\langle 10,12 \rangle$ ;  $\langle 13,15 \rangle$ ;  $\langle 16,18 \rangle$ ;  $\langle 19,\infty \rangle$ .

### 3.2.3 Elementární statistické zpracování

**Tabulka 2 - Elementární statistické zpracování**

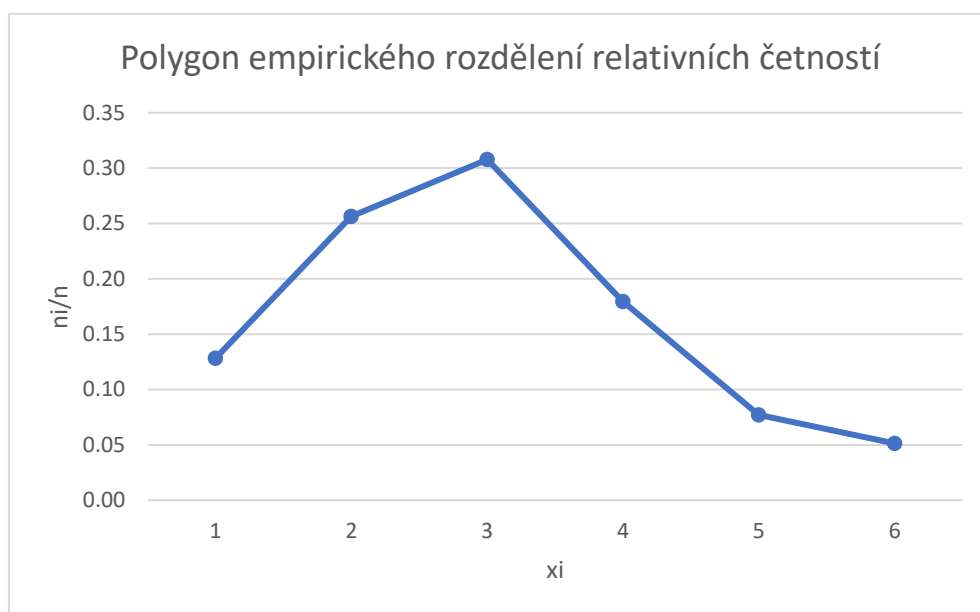
| $x_i$    | $x_i \langle a,b \rangle$    | $n_i$     | $n_i/n$     | $\sum n_i/n$ | $x_i n_i$  | $x_i^2 n_i$ | $x_i^3 n_i$ | $x_i^4 n_i$ |
|----------|------------------------------|-----------|-------------|--------------|------------|-------------|-------------|-------------|
| <b>1</b> | $(-\infty,6)$                | 5         | 0.13        | 0.13         | 5          | 5           | 5           | 5           |
| <b>2</b> | $\langle 7,9 \rangle$        | 10        | 0.26        | 0.38         | 20         | 40          | 80          | 160         |
| <b>3</b> | $\langle 10,12 \rangle$      | 12        | 0.31        | 0.69         | 36         | 108         | 324         | 972         |
| <b>4</b> | $\langle 13,15 \rangle$      | 7         | 0.18        | 0.87         | 28         | 112         | 448         | 1792        |
| <b>5</b> | $\langle 16,18 \rangle$      | 3         | 0.08        | 0.95         | 15         | 75          | 375         | 1875        |
| <b>6</b> | $\langle 19, \infty \rangle$ | 2         | 0.05        | 1.00         | 12         | 72          | 432         | 2592        |
|          |                              | $\sum 39$ | $\sum 1.00$ |              | $\sum 116$ | $\sum 412$  | $\sum 1664$ | $\sum 7396$ |

**Zdroj:** vlastní výzkum



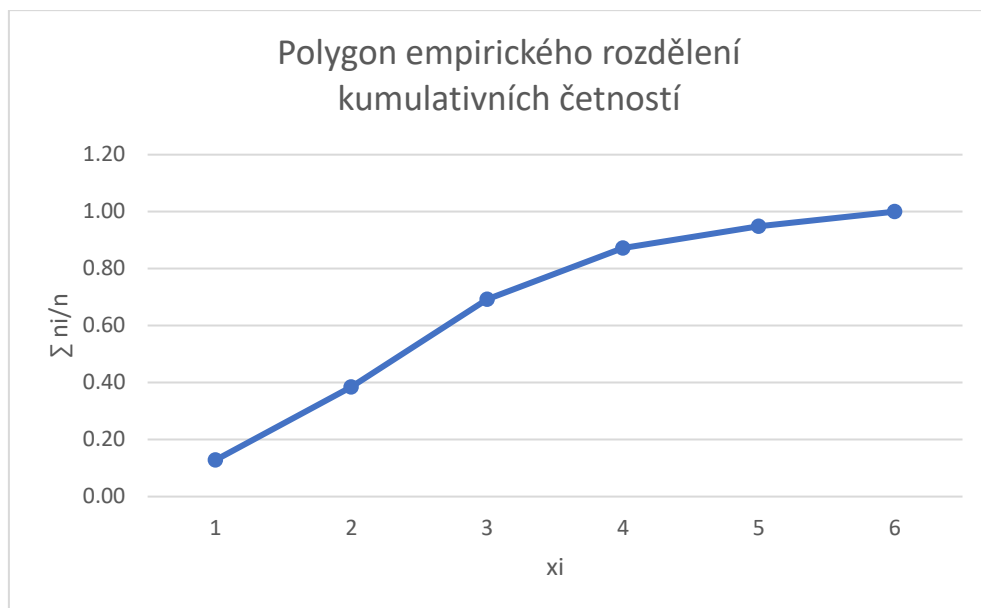
**Obrázek 8 - Polygon empirického rozdělení absolutních četností**

**Zdroj:** vlastní výzkum



**Obrázek 9 - Polygon empirického rozdělení relativních četností**

**Zdroj:** vlastní výzkum



**Obrázek 10 - Polygon empirického rozdělení kumulativních četností**

**Zdroj:** vlastní výzkum

**Empirické parametry:**

- **Parametr polohy**

$$O_1 = \frac{1}{n} \sum n_i x_i$$

$$O_1 = \frac{116}{39} = 2,97$$

- **Parametr variability**

$$O_2 = \frac{1}{n} \sum n_i x_i^2$$

$$O_2 = \frac{412}{39} = 10,56$$

$$C_2 = O_2 - O_1^2$$

$$C_2 = 10,56 - 8,82$$

$$C_2 = 1,74$$

- **Směrodatná odchylka**

$$S_x = \sqrt{C_2}$$

$$S_x = \sqrt{1,74}$$

$$S_x = 1,32$$

- Parametry šikmosti

$$O_3 = \frac{1}{n} \sum n_i x_i^3$$

$$O_3 = \frac{1664}{39}$$

$$O_3 = 42,67$$

$$C_3 = O_3 - 3O_2O_1 + 2O_1^3$$

$$C_3 = 42,67 - 94,10 + 52,40$$

$$C_3 = 0,97$$

$$N_3 = \frac{C_3}{C_2 \sqrt{C_2}}$$

$$N_3 = \frac{0,97}{1,74 \sqrt{1,74}}$$

$$N_3 = 0,42$$

- Parametry špičatosti

$$O_4 = \frac{1}{n} \sum n_i x_i^4$$

$$O_4 = \frac{7396}{39}$$

$$O_4 = 189,64$$

$$C_4 = O_4 - 4O_3O_1 + 6O_2O_1^2 - 3O_1^4$$

$$C_4 = 189,64 - 506,92 + 558,90 - 233,42$$

$$C_4 = 8,2$$

$$N_4 = \frac{C_4}{C_2^2}$$

$$N_4 = \frac{8,2}{3,03}$$

$$N_4 = 2,71$$

$$E_x = N_4 - 3$$

$$E_x = 2,71 - 3$$

$$E_x = -0,29$$



### 3.2.4 *Neparametrické testování*

Hypotézou bakalářské práce bylo tvrzení, že v oblasti příkladů z obecné a radiologické fyziky budou znalosti respondentů odpovídat normálnímu rozdělení. Pro ověření této hypotézy byl aplikován Pearsonův  $\chi^2$  test (test dobré shody). Podle (tab. 2) je ovšem patrné, že empirické rozdělení neodpovídá podmínce aplikace Pearsonova  $\chi^2$  testu. Je proto nutné sloučit dva dílčí intervaly 5 a 6 (tab. 2).

**Tabulka 3 - Tabulka vyhovující podmínce Pearsonova  $\chi^2$  testu**

| $x_i$ | $x_i \in \langle a, b \rangle$ | $n_i$     | $n_i/n$     | $\sum n_i/n$ | $x_i n_i$  | $x_i^2 n_i$ | $x_i^3 n_i$ | $x_i^4 n_i$ |
|-------|--------------------------------|-----------|-------------|--------------|------------|-------------|-------------|-------------|
| 1     | $(-\infty, 6 \rangle$          | 5         | 0.13        | 0.13         | 5          | 5           | 5           | 5           |
| 2     | $\langle 7, 9 \rangle$         | 10        | 0.26        | 0.38         | 20         | 40          | 80          | 160         |
| 3     | $\langle 10, 12 \rangle$       | 12        | 0.31        | 0.69         | 36         | 108         | 324         | 972         |
| 4     | $\langle 13, 15 \rangle$       | 7         | 0.18        | 0.87         | 28         | 112         | 448         | 1792        |
| 5,6   | $\langle 16, \infty \rangle$   | 5         | 0.13        | 1.00         | 25         | 125         | 625         | 1875        |
|       |                                | $\sum 39$ | $\sum 1.00$ |              | $\sum 114$ | $\sum 390$  | $\sum 1482$ | $\sum 6054$ |

**Zdroj:** vlastní výzkum

$$O_1 = 2,92$$

$$S_x = 1,21$$

V rámci neparametrického testování byly formulovány dvě hypotézy:

- $H_0$  Empirické rozdělení četností je možné nahradit normálním rozdělením
- $H_A$  Empirické rozdělení četností není možné nahradit normálním rozdělením

Parametrické testování bylo provedeno v hladině statistické významnosti:  $\alpha = 0,05$ .

Před výpočtem ploch pod normovanou Gaussovou křivkou  $p_i$  bylo potřeba určit normované hodnoty  $u_i$  v intervalech:  $(-\infty, 1,5)$ ;  $\langle 1,5, 2,5 \rangle$ ;  $\langle 2,5, 3,5 \rangle$ ;  $\langle 3,5, 4,5 \rangle$ ;  $\langle 4,5, \infty \rangle$ .

$$x_1 = 1,5$$

$$x_2 = 2,5$$

$$x_3 = 3,5$$

$$x_4 = 4,5$$

$$x_5 = \infty$$

$$u_i = \frac{x_i - O_1}{S_x}$$

$$u_1 = \frac{1,5 - 2,92}{1,21} = -1,17$$

$$u_2 = \frac{2,5 - 2,92}{1,21} = -0,35$$

$$u_3 = \frac{3,5 - 2,92}{1,21} = 0,48$$

$$u_4 = \frac{4,5 - 2,92}{1,21} = 1,31$$

$$u_5 = \frac{\infty - 2,92}{1,21} = \infty$$

Pomocí Laplaceovy funkce  $F(u)$  byly vypočteny plochy  $p_i$  pod normovanou Gaussovou křivkou.

$$p_1 = F(u_1) = F(-1,17) = 0,12$$

$$p_2 = F(u_2) - F(u_1) = F(-0,35) - F(-1,17) = 0,36 - 0,12 = 0,24$$

$$p_3 = F(u_3) - F(u_2) = F(0,48) - F(-0,35) = 0,68 - 0,36 = 0,32$$

$$p_4 = F(u_4) - F(u_3) = F(1,31) - F(0,48) = 0,90 - 0,68 = 0,22$$

$$p_5 = F(u_5) - F(u_4) = F(\infty) - F(1,31) = 1 - 0,90 = 0,1$$

Následně byly aplikací Pearsonova  $\chi^2$  testu porovnávány relativní četnosti a plochy pod křivkou normované Gaussovy křivky.

**Tabulka 4 – Pomocné výpočty pro aplikaci Pearsonova  $\chi^2$  testu**

| $x_i$      | $n_i$ | $p_i$ | $np_i$ | $\frac{(n_i - np_i)^2}{np_i}$ |
|------------|-------|-------|--------|-------------------------------|
| <b>1</b>   | 5     | 0,12  | 4,68   | 0,02                          |
| <b>2</b>   | 10    | 0,24  | 9,36   | 3,02                          |
| <b>3</b>   | 12    | 0,32  | 12,48  | 0,02                          |
| <b>4</b>   | 7     | 0,22  | 8,58   | 0,29                          |
| <b>5,6</b> | 5     | 0,1   | 3,9    | 0,31                          |

**Zdroj:** vlastní výzkum

Byla určena experimentální hodnota  $\chi_{exp}^2$ :

$$\chi_{exp}^2 = \sum_{i=1}^5 \frac{(n_i - np_i)^2}{np_i} = 0,02 + 3,02 + 0,02 + 0,29 + 0,31 = 3,66$$

Následně byla nalezena hodnota  $\chi_{teor}^2$  při vymezeném počtu stupňů volnosti:

$$v = k - r - 1 = 5 - 2 - 1 = 2$$

$$\chi_{teor}^2 = 5,992$$

$$\chi_{exp}^2 < \chi_{teor}^2$$

Pomocí kritické teoretické hodnoty byl určen kritický obor:

$$W = (\chi_2^2(0,05); \infty)$$

$$W = (5,992; \infty)$$

$$\chi_{exp}^2 \notin W$$

Vzhledem k výsledku Pearsonova testu dobré shody je možné přijmout nulovou hypotézu  $H_0$ . Empirické rozdělení četností lze nahradit normálním rozdělením (graf empirického rozdělení četností lze nahradit Gaussovou křivkou).

### 3.2.5 Parametrické testování

Respondentům byl kromě vytvořeného edukačního testu předložen ještě jeden test. Aplikací dvojbýřového t-testu bylo zkoumáno, jestli edukační hodnota vytvořeného textu odpovídá i druhému předloženému testu. Druhý předložený test byl před lety vytvořen pro potřeby zahraničních studentů a následně přeložen do češtiny (archivní test, který může hrát roli jisté standardizace). I tento test byl respondentům předložen pomocí online služby Google Forms. Test měl 24 otázek, kdy každá z nich měla 4 možné odpovědi. Pouze jedna z nich byla správná. Na druhý test odpovědělo celkem 34 respondentů.

Stejně jako při statistickém hodnocení prvního testu, byl podle Sturgesova pravidla určen počet prvků škály na 6. I zde bylo použito kvantitativně metrické škálování. Počet dosažených bodů se nacházel v tomto případě v intervalu  $\langle 5,22 \rangle$ . Bodové hodnocení bylo rozděleno do intervalů:  $(-\infty, 7)$ ;  $\langle 8, 10 \rangle$ ;  $\langle 11, 13 \rangle$ ;  $\langle 14, 16 \rangle$ ;  $\langle 17, 19 \rangle$ ;  $\langle 20, \infty \rangle$ .

**Tabulka 5 - Elementární statistické zpracování druhého testu**

| $x_i$ | $x_i$<br><a,b> | $n_i$     | $n_i/n$     | $\sum n_i/n$ | $x_i n_i$ | $x_i^2 n_i$ | $x_i^3 n_i$ | $x_i^4 n_i$ |
|-------|----------------|-----------|-------------|--------------|-----------|-------------|-------------|-------------|
| 1     | $(-\infty, 7>$ | 5         | 0.15        | 0.15         | 5         | 5           | 5           | 5           |
| 2     | $<8, 10>$      | 7         | 0.21        | 0.35         | 14        | 28          | 56          | 112         |
| 3     | $<11, 13>$     | 11        | 0.32        | 0.68         | 33        | 99          | 297         | 891         |
| 4     | $<14, 16>$     | 6         | 0.18        | 0.85         | 24        | 96          | 384         | 1536        |
| 5     | $<17, 19>$     | 3         | 0.09        | 0.94         | 15        | 75          | 375         | 1875        |
| 6     | $<20, \infty)$ | 2         | 0.06        | 1.00         | 12        | 72          | 432         | 2592        |
|       |                | $\sum 34$ | $\sum 1.00$ |              | $\sum 91$ | $\sum 375$  | $\sum 1549$ | $\sum 7011$ |

**Zdroj:** vlastní výzkum

Pro potřebu aplikace dvojitý výběrového t-testu bylo potřeba sloučit dva dílčí intervaly 5 a 6.

**Tabulka 6 - Tabulka odpovídající potřebám dvojitý výběrového t-testu**

| $x_i$ | $x_i$<br><a,b> | $n_i$     | $n_i/n$     | $\sum n_i/n$ | $x_i n_i$  | $x_i^2 n_i$ | $x_i^3 n_i$ | $x_i^4 n_i$ |
|-------|----------------|-----------|-------------|--------------|------------|-------------|-------------|-------------|
| 1     | $(-\infty, 7>$ | 5         | 0.15        | 0.15         | 5          | 5           | 5           | 5           |
| 2     | $<8, 10>$      | 7         | 0.21        | 0.35         | 14         | 28          | 56          | 112         |
| 3     | $<11, 13>$     | 11        | 0.32        | 0.68         | 33         | 99          | 297         | 891         |
| 4     | $<14, 16>$     | 6         | 0.18        | 0.85         | 24         | 96          | 384         | 1536        |
| 5,6   | $<17, \infty)$ | 5         | 0.15        | 1.00         | 25         | 125         | 625         | 3125        |
|       |                | $\sum 34$ | $\sum 1.00$ |              | $\sum 101$ | $\sum 353$  | $\sum 1367$ | $\sum 5669$ |

**Zdroj:** vlastní výzkum**Empirické parametry:**

$$\mu = O_1 = 2,97$$

$$\sigma = S_x = 1,25$$

Pro aplikaci dvojitý výběrového t-testu, v hladině statistické významnosti  $\alpha = 0,05$ , je potřeba stanovit nulovou hypotézu  $H_0$  a alternativní hypotézu  $H_A$ :

- $H_0 \mu_1 = \mu_2$ , výběrové statistické soubory VSS1 a VSS2 jsou součástí stejného základního statistického souboru ZSS. Oba soubory zkoumaly stejnou otázku a mohou mezi sebou spolupracovat.
- $H_A \mu_1 \neq \mu_2$ , výběrové statistické soubory VSS1 a VSS2 nejsou součástí stejného základního statistického souboru ZSS. Soubory nezkoumaly stejnou otázku a nemohou mezi sebou spolupracovat.

Byla určena experimentální hodnota  $t_{exp}$ :

$$t_{exp} = \frac{\mu_1 - \mu_2}{\sqrt{(n_1 - 1)S_{x1}^2 + (n_2 - 1)S_{x2}^2}} \sqrt{\frac{n_1 n_2 (n_1 + n_2 - 2)}{n_1 + n_2}}$$

$$\mu_1 = 2,92$$

$$S_{x1}^2 = 1,46$$

$$n_1 = 39$$

$$\mu_2 = 2,97$$

$$S_{x2}^2 = 1,56$$

$$n_2 = 34$$

$$t_{exp} = \frac{2,92 - 2,97}{\sqrt{(39 - 1)1,46 + (34 - 1)1,56}} \sqrt{\frac{39 \cdot 34 (39 + 34 - 2)}{39 + 34}}$$

$$t_{exp} = -0,17$$

Následně byl určen kritický obor  $W$ :

$$W = (-\infty; -t_{n_1+n_2-2}(\alpha/2)) \cup \langle t_{n_1+n_2-2}(\alpha/2); \infty \rangle$$

$$W = (-\infty; -t_{71}(0,025)) \cup \langle t_{71}(0,025); \infty \rangle$$

$$W = (-\infty; -1,994) \cup \langle 1,994; \infty \rangle$$

$$t_{exp} \notin W \Rightarrow \mu_1 = \mu_2$$

Podle výsledku aplikovaného dvojnásobného t-testu lze přijmout nulovou hypotézu  $H_0$ . VSS1 a VSS2 jsou součástí stejného ZSS. Oba výběrové soubory mohou spolupracovat. Vzhledem k jistému stupni standardizace tento výsledek představuje podporu pro edukační text a na něj navazující edukační test v rámci předkládané bakalářské práce.

### 3.2.6 Lineární korelační analýza

Aplikací dvojnásobného t-testu byla zjištěna vazba mezi oběma statistickými soubory. Těsnost této vazby byla změřena využitím lineární korelační analýzy.

**Tabulka 7 - Rozdělení empirických četností pro lineární korelační analýzu**

| $n_i$ | $n_i/n$ | $x_i$ | $s_i$ |
|-------|---------|-------|-------|
| 1     | 1/5     | 5     | 5     |
| 1     | 1/5     | 10    | 7     |
| 1     | 1/5     | 12    | 11    |
| 1     | 1/5     | 7     | 6     |
| 1     | 1/5     | 5     | 5     |

**Zdroj:** vlastní výzkum

Těsnost vazby určuje hodnota tzv. Pearsonova koeficientu korelace:

$$k_{xs} = \frac{\sum \frac{n_i}{n} (x_i - O_{1x})(s_i - O_{1s})}{S_x S_s} = \frac{S_{xs}}{S_x S_s}$$

$$S_{xs} = \sum \frac{n_i}{n} (x_i - O_{1x})(s_i - O_{1s})$$

$$O_{1x} = \frac{\sum n_i x_i}{n}, O_{1s} = \frac{\sum n_i s_i}{n}$$

$$O_{1x} = \frac{39}{5} = 7,8; O_{1s} = \frac{34}{5} = 6,8$$

$$S_x = \sqrt{\frac{n_i}{n} (x_i - O_{1x})^2}, S_s = \sqrt{\frac{n_i}{n} (s_i - O_{1s})^2}$$

$$S_x = \sqrt{\frac{1}{5} (7,84 + 4,84 + 17,64 + 0,64 + 7,84)}$$

$$S_x = 2,79$$

$$S_s = \sqrt{\frac{1}{5} (3,24 + 0,04 + 17,64 + 0,64 + 3,24)}$$

$$S_s = 2,23$$

$$S_{xs} = \sum \frac{n_i}{n} (x_i - O_{1x})(s_i - O_{1s}) = \frac{1}{5} (5,04 + 0,44 + 17,64 + 0,64 + 5,04)$$

$$S_{xs} = 5,76$$

$$k_{xs} = \frac{S_{xs}}{S_x S_s} = \frac{5,76}{2,79 \cdot 2,23}$$

$$\mathbf{k_{xs} = 0,93}$$

Hodnota Pearsonova koeficientu korelace vypovídá o tom, že mezi oběma zkoumanými statistickými soubory je silná pozitivní korelace. Také tento výsledek představuje podporu pro edukační text a na něj navazující edukační test v rámci předkládané bakalářské práce.

## 4 Diskuse

Pro zpracování bakalářské práce byly vytyčeny dva cíle. První cíl se týkal spojení konceptuálního kurikula fyziky a radiologie za účelem vytvoření implementovaného kurikula v podobě edukačního textu, který by vhodnou formou vysvětlil potřebné fyzikální teorie pro radiologické asistenty. Daný edukační text měl dále obsahovat příkladová vyjádření, jež by popisovala jednotlivé dílčí kapitoly edukačního textu, a tak pomohla adresátům lépe pochopit předloženou teorii. Druhý cíl spočíval v aplikaci implementovaného kurikula. V návaznosti na edukační text byl vytvořen edukační test, který zkoumal hodnotu přeloženého textu.

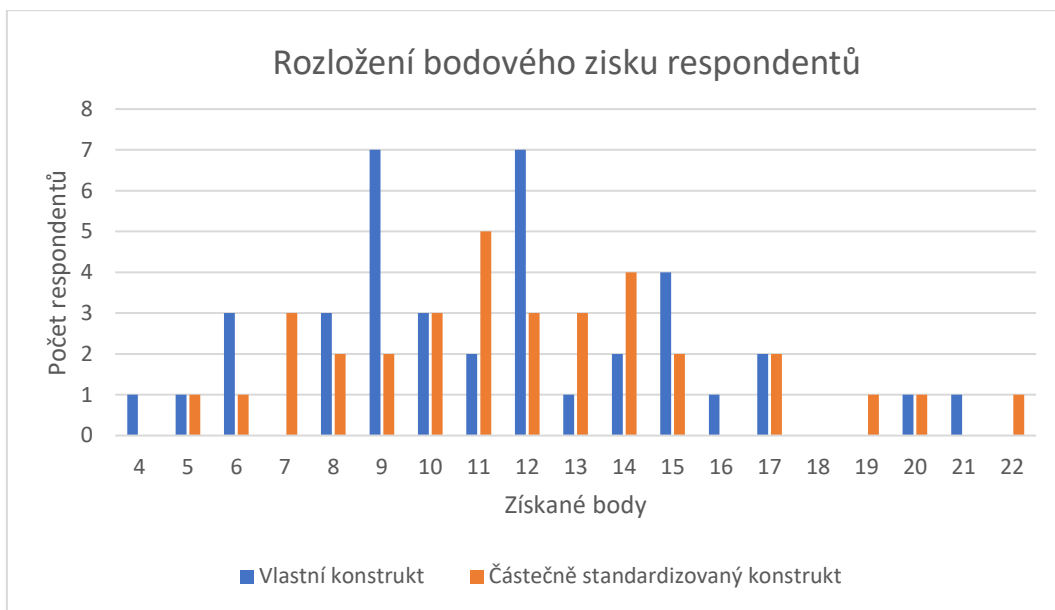
Na tyto dva cíle navazovaly tři hypotézy. V průběhu zpracování bakalářské práce bylo zjištěno, že je možné hypotézy potvrdit. První hypotéza H1 byla potvrzena vytvořením souboru příkladových vyjádření dílčích kapitol edukačního textu. Příkladová vyjádření se týkala obecné i radiologické fyziky. Touto cestou byla potvrzena i druhá hypotéza ve svých dílčích podobách H2A a H2B.

Třetí hypotéza H3 předpokládala, že vědomosti respondentů budou odpovídat normálnímu rozdělení. Aplikací Pearsonova testu dobré shody byla tato hypotéza přijata.

Současně byl respondentům předložen druhý test. Ten byl původně určen zahraničním studentům a později byl přeložen do češtiny. Druhý předložený test hrál roli určité standardizace. Bylo tedy provedeno elementární statistické šetření druhého testu a následně byly oba statistické soubory porovnány pomocí dvojitýbřerového t-testu. Výsledek t-testu potvrdil vazbu mezi oběma statistickými soubory. Lze tedy předpokládat, že edukační text dobře pokrývá i otázky druhého předloženého testu. Tento výsledek je podporou pro verifikaci hypotézy H1 (aplikabilita teorie kurikulárního procesu) a především hypotézy H3 (potvrzení normality).

Těsnot dané vazby byla následně charakterizována lineární korelační analýzou. Podle výsledné hodnoty Pearsonova koeficientu korelace je mezi jednotlivými statistickými soubory (vlastní konstrukt, částečně standardizovaný konstrukt) kladná silná korelace. I když byly oba testy předkládány současně a na jejich vypracování byl ponechán stejný čas, počet respondentů se u jednotlivých testů lišil – 39 respondentů u prvního testu (vlastní konstrukt) a 34 respondentů u testu druhého (částečně standardizovaný konstrukt). Lišil se také počet otázek testů. Zatímco první test obsahoval celkem 22 otázek, testu druhý obsahoval o dvě otázky více – 24.

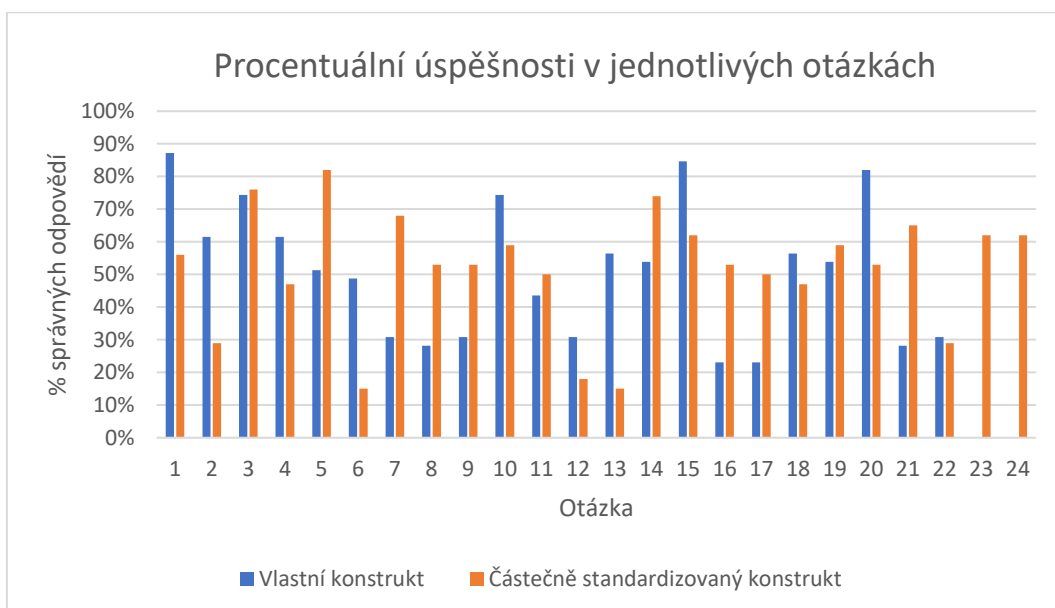




**Obrázek 11 – Rozložení bodového zisku respondentů**

**Zdroj:** vlastní výzkum

Maximální možný počet získaných bodů byl u prvního testu (vlastní konstrukt) 22. Jak je možné vidět na obr. 11, alespoň 50 % bodů, tedy 11 bodů, získalo necelých 54 % respondentů. Nejvyšší dosažený bodový zisk byl 21 bodů. Naopak nejnižším bodovým ziskem byly pouze 4 body. V testu č.2 (obr. 11, částečně standardizovaný konstrukt) byl maximální možný počet bodů 24. Alespoň 50 % bodů – 12 bodů, v tomto případě získalo přesně 50 % respondentů. V případě druhého testu byl nejnižší bodový zisk 5 bodů. Naopak nejvyšším bodovým ziskem bylo 22 bodů.



**Obrázek 12 - Procentuální úspěšnosti v jednotlivých otázkách**

**Zdroj:** vlastní výzkum

Na obr. 12 můžeme vidět úspěšnost respondentů v jednotlivých testových otázkách (vlastní konstrukt). 87 % respondentů odpovědělo správně na první otázku, která se týkala podoby rozpadového zákona. Druhý nejlepší výsledek měli respondenti u otázky 15. *Měření termokamerou je založeno na snímání* (cca 85 %). Naopak nejhůře odpovídali respondenti v otázkách 16 (*Základem vzniku ultrazvukového vlnění používaného v sonografii je*) a 17 (*Pro registraci odraženého ultrazvukového signálu v sonografii je využíván?*) (u obou otázek 23% úspěšnost). Zde často docházelo k zaměňování piezoelektrického jevu a obráceného piezoelektrického jevu. Tato záměna mohla být způsobena formulací výkladu v edukačním textu či nepozorností respondentů.

V druhém testu (obr.12, částečně standardizovaný konstrukt) správně odpovědělo nejvíce respondentů (82 %) na otázku 5 (*Příkladová část fyziky pro radiologické asistenty je v rámci dynamiky brzdného rentgenového záření spojena s číselným dosazováním hodnot fyzikálních veličin*). Druhého nejlepšího výsledku (76 %) dosáhli respondenti v otázce 3 (*V rámci dynamiky nukleární medicíny jsou dosazovány číselné hodnoty*). Naopak nejhorší procentuální úspěšnost měla otázka 6 (*Příkladová část fyziky pro radiologické asistenty je v rámci kinematiky brzdného rentgenového záření spojena s číselným dosazováním hodnot fyzikálních veličin*) a otázka 13 (*Příkladová část fyziky pro radiologické asistenty je v rámci dynamiky termografie spojena s číselným dosazováním hodnot fyzikálních veličin*) (u obou otázek 15% úspěšnost). To je nižší procentuální úspěšnost než nejnižší úspěšnost v testu č.1 (obr. 12, vlastní konstrukt).

Diskutovaný výsledek aplikace lineární korelační analýzy je rovněž podporou pro verifikaci hypotézy H1 (aplikabilita teorie kurikulárního procesu) a především hypotézy H3 (potvrzení normality).

V rámci akademických prací byly teoretické znalosti v řadách studentů či absolventů oboru Radiologického asistenta již několikrát zkoumány. Doposud se ovšem dané výzkumy týkaly pouze určité dílčí kapitoly profilu radiologického asistenta. V tomto výzkumu byl obsah výkladu relativně široký, což odpovídalo i tematickému rozsahu testových otázek.

## 5 Závěr

V teoretické části byla sestavena rešerše odborné literatury týkající se teorie kurikulárního procesu jako výchozí teorie výzkumu a použitých statistických metod pro vyhodnocení kvantitativního výzkumu. Návazně byly popsány fyzikální zákony a principy jednotlivých složek profilu radiologického asistenta – nukleární medicíny, rentgenové diagnostiky, nukleární magnetické rezonance, termografie, sonografie a urychlovačů částic jako zdrojů ionizujícího záření.

Aplikací teorie kurikulárního procesu byly porovnány konceptuální kurikula fyziky a radiologie. Výsledkem bylo vytvoření projektového kurikula v podobě edukačního textu. Obsah textu byl přizpůsoben adresátům edukační komunikace, tj. studentům a absolventům oboru Radiologický asistent. Jednotlivé kapitoly edukačního textu obsahovaly také příkladová vyjádření obecné a radiologické fyziky. Vytvořením těchto příkladových vyjádření byl splněn první cíl práce a zároveň byly přijaty hypotézy H1 a hypotéza v dílčích podobách H2A a H2B.

V rámci splnění druhého cíle práce byl vytvořen edukační test (vlastní konstrukt), který byl společně s druhým testem (částečně standardizovaný konstrukt) předložen respondentům. Vytvořený test (vlastní konstrukt) měl celkem 22 otázek. Každá otázka obsahovala 4 možné odpovědi. Pouze jedna z nich byla správná. Před předložením testu měli adresáti týden na prostudování textu a na seznámení se s potřebnými teoretickými vědomostmi. Využitím kvantitativního výzkumu bylo zjištěno, že vědomosti respondentů odpovídají normálnímu Gaussovu rozdělení. Celkově na první předložený test odpovědělo 39 respondentů. Podle výsledků statistického šetření bylo možné přijmout třetí hypotézu H3 a druhý cíl práce byl splněn. Následně bylo provedeno statistické vyhodnocení druhého předloženého testu (částečně standardizovaný konstrukt) jako forma určité standardizace. Druhý test měl na rozdíl od prvního testu 24 otázek. Počet možných odpovědí byl stejný. I zde byla pouze jedna správná odpověď. Na druhý předložený test odpovědělo 34 respondentů. Pomocí parametrického testování byla zjištěna vazba mezi výsledky obou testů. Lineární korelační analýza nakonec potvrdila silnou kladnou korelaci mezi oběma zkoumanými výsledky respondentů. Výsledek kvantitativního výzkumu byl tak verifikován jak parametrickým testováním, tak i lineární korelační analýzou.

Bakalářská práce by mohla být využita pro zlepšení přípravy studentů na povolání radiologického asistenta. Přínosem práce je vytvoření testu a edukačního textu společně se souborem příkladových vyjádření. Ta mohou pomoci k lepšímu pochopení fyzikálních zákonů a principů diagnostických i terapeutických modalit užívaných v současné radiologii.

## 6 Seznam použitých zdrojů

1. ALESINI, David, 2016. *Linear Accelerators* [online]. Italy: INFN-LNF [cit. 2021- 03- 04]. Dostupné z: [https://indico.cern.ch/event/532397/contributions/2170633/attachments/1343755/2049275/Alesini\\_LINEAR\\_ACCELERATORS.pdf](https://indico.cern.ch/event/532397/contributions/2170633/attachments/1343755/2049275/Alesini_LINEAR_ACCELERATORS.pdf)
2. ARJALEENA, Ilo, 2020. *Infrared Thermography in Vascular Disorders: Screening and Follow-Up* [online]. Oulu [cit. 2021-03-04]. ISBN 978-952-62-2804-4. Dostupné z: <http://jultika.oulu.fi/Record/isbn978-952-62-2804-4>. Doctoral Dissertation. University of Oulu, Faculty of Medicine. Vedoucí práce Docent Matti Pokela a Doctor Jussi Mäkelä.
3. BENEŠ, Jiří, Jaroslava KYMPLOVÁ a František VÍTEK, 2015. *Základy fyziky pro lékařské a zdravotnické obory: pro studium i praxi*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4712-5.
4. CANADIAN NUCLEAR SAFETY COMMISSION, 2012. *Introduction to Radiation* [online]. Canada: Canadian Nuclear Safety Commission (CNSC) [cit.2021- 03- 04]. ISBN 978- 1- 100- 21572- 3. Dostupné z: <http://nuclearsaftey.gc.ca/eng/resources/radiation/index.cfm>
5. HRAZDIRA, Ivo a Vojtěch MORNSTEIN, 2001. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. Brno: Neptun. ISBN 80-902-8961-4.
6. HUGHES, Stephen, 2001. *Medical Ultrasound Imaging*. Physics Education [online]. 36(6), 468-475 [cit. 2021-03-04]. ISSN 0031-9120. Dostupné z: doi:10.1088/0031-9120/36/6/304
7. HUMPHRIES, Stanley, Jr., 2012. *Principles of Charged Particle Acceleration*. University of New Mexico: Dover Publications [cit. 2021-03-04]. ISBN 978-0-486-49818-8.
8. IS/STAG portál, 2020a. *Předmět - Vybrané kapitoly z aplikované fyziky 1* [online].[cit. 2021- 03- 04]. Dostupné z: [https://wstag.jcu.cz/portal/studium/prohlizeni.html?pc\\_pagenavigationalstate=AAAAAQAGMjI3MzE4EwEAAAABAahzdGF0ZUtleQAAAEAFc05MjIzMzcyMDM2ODU0NzczNTUxAAAAAA\\*\\*#prohlizeniDetail](https://wstag.jcu.cz/portal/studium/prohlizeni.html?pc_pagenavigationalstate=AAAAAQAGMjI3MzE4EwEAAAABAahzdGF0ZUtleQAAAEAFc05MjIzMzcyMDM2ODU0NzczNTUxAAAAAA**#prohlizeniDetail)
9. IS/STAG, 2020b. *Předmět - Vybrané kapitoly z aplikované fyziky 2* [online]. [cit.2021 – 03- 04]. Dostupné z: [https://wstag.jcu.cz/portal/studium/prohlizeni.html?pc\\_pagenavigationalstate=AAAAAQAGMjI3MzE4EwEAAAABA](https://wstag.jcu.cz/portal/studium/prohlizeni.html?pc_pagenavigationalstate=AAAAAQAGMjI3MzE4EwEAAAABA)

AhzdGF0ZUtleQAAAAEAFc05MjIzMzcyMDM2ODU0NzczNTMzAAA  
AAA\*\*#prohlizeniDetail

10. IS/STAG, 2020c. *Předmět – Vybrané kapitoly z aplikované matematiky* [online]. [cit. 2021 - 03 - 04]. Dostupné z: [https://wstag.jcu.cz/portal/studium/prohlizeni.html?pc\\_pagenavigationalstate=AAAAAQAGMjI3MzE4EwEAAAABAAhzdGF0ZUtleQAAAAEAFc05MjIzMzcyMDM2ODU0NzczNTMzAAAAA\\*\\*#prohlizeniDetail](https://wstag.jcu.cz/portal/studium/prohlizeni.html?pc_pagenavigationalstate=AAAAAQAGMjI3MzE4EwEAAAABAAhzdGF0ZUtleQAAAAEAFc05MjIzMzcyMDM2ODU0NzczNTMzAAAAA**#prohlizeniDetail)
11. JOCH, Jaroslav, 2000. *Relativistická hmotnost*. Speciální teorie relativity [online]. Olomouc [cit. 2021- 03- 04]. Dostupné z: <http://www.ktf.upol.cz/joch/dynamika/index.html>
12. JÜTTNEROVÁ, Sandra a Iveta BRYJOVÁ, 2016. *Fyzika ultrazvuku*. Interaktivní učebnice ultrasonografie [online]. Ostrava: VŠB-TU, 2015/16 [cit. 2021- 03- 04]. Dostupné z: [http://www.jtarchitekt.cz/fyzika\\_ultrazvuku.html#1\\_fyzika\\_ultrazvuku](http://www.jtarchitekt.cz/fyzika_ultrazvuku.html#1_fyzika_ultrazvuku)
13. KUBINYI, Jozef, Jozef SABOL a Andrej VONDRÁK, 2018. *Principy radiační ochrany v nukleární medicíně a dalších oblastech práce s otevřenými radioaktivními látkami*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0168-9.
14. KULHÁNEK, Petr et al., 2018. *Částice a interakce | Standardní model*. ALDEBARAN [online]. Praha, 2002 [cit. 2021-03-31]. Dostupné z: <https://www.aldebaran.cz/astrofyzika/interakce/standard-model.php>
15. NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA, 2005. *Medicínská biofyzika*. Praha: Grada. ISBN 80-247-1152-4.
16. OPTRIS INFRARED SENSING, LLC, 2019. *Basic Principles of Non-Contact Temperature Measurement* [online]. [cit. 2021-03-04]. Dostupné z: <https://www.optris.com/downloads-infrared-cameras>
17. PRŮCHA, Jan, Eliška WALTEROVÁ a Jiří MAREŠ, 2008. *Pedagogický slovník*. 4., aktualiz. vyd. [i.e. Vyd. 5.]. Praha: Portál. ISBN 978-80-7367-416-8.
18. REICHL, Jaroslav a Martin VŠETIČKA, 2006–2021. *Urychlovače částic*. Encyklopedie fyziky [online]. 2006–2021 [cit. 2021-03-04]. Dostupné z: <http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/856-urychlovace-castic>
19. ROSINA, Jozef, 2013. *Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4237-3.

20. SEIDL, Zdeněk, 2012. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4108-6.
21. SPEAKMAN, John a S. WARD, 1998. *Infrared Thermography: Principles and Applications*. ZOOLOGY: Analysis of Complex Systems [online]. (101), 224–232 [cit. 2021-03-04]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/228582116\\_Infrared\\_thermography\\_Principles\\_and\\_applications/citation/download](https://www.researchgate.net/publication/228582116_Infrared_thermography_Principles_and_applications/citation/download)
22. SPOLEČNOST RADIOLOGICKÝCH ASISTENTŮ ČR, 2015. *Seznam vysokých škol, které vás připraví na profesi radiologického asistenta*. Společnost radiologických asistentů ČR [online]. [cit. 2021-03-04]. Dostupné z: <http://srlacr.cz/seznam-vysokych-skol-ktere-vas-pripravi-na-profesi-radiologickeho-asistenta/>
23. SÚKUPOVÁ, Lucie, 2018. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech – to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0709-4.
24. TARÁBEK, Pavol a Petra ČERVINKOVÁ, c2006. *Odmaturuj! z fyziky*. Vyd. 2. Brno: Didaktis. Odmaturuj! ISBN 80-735-8058-6.
25. ULLMANN, Vojtěch. *Elementární částice a urychlovače*. Astro Nukl Fyzika [online]. [cit. 2021 - 03- 03]. Dostupné z: <https://astronuklfyzika.cz/JadRadFyzika5.htm>
26. UNITED NATIONS ENVIRONMENT PROGRAMME (UNEP), 2016. *Radiation: Effects and Sources* [online]. United Nations Environment Programme [cit. 2021-03-04]. ISBN 978-92-807-3517-8. Dostupné z: <https://www.unscear.org/unscear/en/publications/booklet.html?print>
27. VÁLEK, Vlastimil a Jan ŽIŽKA, 1996. *Moderní diagnostické metody: III. díl Magnetická rezonance*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví. ISBN 80-701-3225-6.
28. VISWANATHAN, Chand R., 2018. *Introductory Atomic Physics and Quantum Mechanics* [online]. University of California, Los Angeles [cit. 2021-03-04]. Dostupné z: [https://www.ee.ucla.edu/wp-content/uploads/ee/Volume\\_1\\_Introductory\\_Atomic\\_Physics\\_and\\_Quantum\\_Mechanics.pdf](https://www.ee.ucla.edu/wp-content/uploads/ee/Volume_1_Introductory_Atomic_Physics_and_Quantum_Mechanics.pdf)

29. VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA a Jiří KOZÁK, 2012. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. V Olomouci: Univerzita Palackého. ISBN 978-80-244-3126-0.
30. WAGNER, Vladimír, 2008. *Jak se vyznat ve všemožných částicích?* OSEL (Objective Source E- Learning) [online]. Telč: Osel [cit. 2021-03-03]. Dostupné z: <https://www.osel.cz/3457-jak-se-vyznat-ve-vsemoznych-casticich.html>
31. WILHJELM, Jens E. et al., 2016. *Medical Diagnostic Ultrasound – Physical Principles and Imaging* [online]. DTU Elektro Technical University of Denmark [cit. 2021- 03- 04]. Dostupné z: <http://bme.elektro.dtu.dk/jw/webb ook/Ultrasound/main.pdf>
32. ZÁŠKODNÝ, Přemysl, 2015. *Kurikulární proces fyziky: (aplikace edukačního data miningu)* [online]. 2nd edition. Luzern, Switzerland: CURRICULUM [cit. 2021-03-03]. ISBN 978-80-87894-04-0. Dostupné z: [www.csrggroup.org](http://www.csrggroup.org)
33. ZÁŠKODNÝ, Přemysl, 2018a. *Přehled základů teoretické fyziky: (s aplikací na radiologii)* [online]. Přepřacované a doplněné třetí vydání. Bratislava: CURRICULUM [cit. 2021-03-03]. ISBN 80-89160-25-5. Dostupné z: [www.csrggroup.org](http://www.csrggroup.org)
34. ZÁŠKODNÝ, Přemysl, 2018b. *Vícerozměrné statistické analýzy* [online]. Praha: CURRICULUM [cit. 2021-03-04]. ISBN 978-80-87894-19-4. Dostupné z: [www.csrggroup.org](http://www.csrggroup.org)
35. ZÁŠKODNÝ, Přemysl, 2021. *Algorithm of Problem Solving in Educational Data Mining Approach*. CALLAOS, Nagib C. Journal of Systemics, Cybernetics and Informatics [online]. 1(19), 190-210 [cit. 2021-03-04]. ISSN 1690-4524. Dostupné z: <http://www.iiisci.org/Journal/SCI/Contents.asp#/>



## 7 Seznam obrázků a tabulek

|   |    |
|---|----|
| Obrázek 1 - Rozdělení fermionů a bosonů .....                                   | 14 |
| Obrázek 2 - Schéma Comptonova rozptylu .....                                    | 18 |
| Obrázek 3 - Počet mateřských nestabilních jader v čase .....                    | 24 |
| Obrázek 4 - Schéma konstrukce rentgenky .....                                   | 27 |
| Obrázek 5- Spektrum filtrovaného rentgenového záření .....                      | 32 |
| Obrázek 6 - Uspořádání protonů ve vnějším magnetickém poli .....                | 34 |
| Obrázek 7 – Šíření zvuku tělesa v klidu a v pohybu .....                        | 40 |
| Obrázek 8 - Polygon empirického rozdělení absolutních četností .....            | 54 |
| Obrázek 9 - Polygon empirického rozdělení relativních četností.....             | 54 |
| Obrázek 10 - Polygon empirického rozdělení kumulativních četností.....          | 55 |
| Obrázek 11 – Rozložení bodového zisku respondentů .....                         | 65 |
| Obrázek 12 - Procentuální úspěšnosti v jednotlivých otázkách .....              | 65 |
| <br>  |    |
| Tabulka 1 - Konverze dynamických proměnných na operátory .....                  | 30 |
| Tabulka 2 - Elementární statistické zpracování .....                            | 53 |
| Tabulka 3 - Tabulka vyhovující podmínce Pearsonova $\chi^2$ testu .....         | 57 |
| Tabulka 4 – Pomocné výpočty pro aplikaci Pearsonova $\chi^2$ testu .....        | 58 |
| Tabulka 5 - Elementární statistické zpracování druhého testu .....              | 60 |
| Tabulka 6 - Tabulka odpovídající potřebám dvojitýbřerového t-testu .....        | 60 |
| Tabulka 7 - Rozdělení empirických četností pro lineární korelační analýzu ..... | 62 |

## **8 Seznam příloh**

|                                     |         |
|-------------------------------------|---------|
| Příloha 1 - Edukační text .....     | I       |
| Příloha 2 - Edukační test č.1 ..... | XXXIII  |
| Příloha 3 - Edukační test č.2 ..... | XXXVIII |

## **Přílohy**

### **Příloha 1 - Edukační text**

#### **Fyzika v příkladech pro radiologické asistenty**

Vážené studentky, vážení studenti,

byl vám předložen text, který se zabývá fyzikálními zákony a principy metod užívaných v radiologii. Text lze rozdělit do tří částí: podrobný výklad fyzikálních zákonů a principů, stručný přehled použitých zákonů a jejich krátký popis (str. 25 až 27) a soubor cvičných příkladů. V budoucnu Vám bude předložen test. Jeho otázky se budou týkat teorie obsažené v tomto textu. Pro vypracování předloženého testu je nutné si pečlivě prostudovat stručný přehled fyzikálních zákonů. Hlubšího pochopení fyzikální podstaty jednotlivých metod ovšem dosáhnete po prostudování podrobnějšího výkladu a vypracováním přiložených cvičných příkladů. Ty se nacházejí na konci každé kapitoly výkladového textu. Proto si vám dovoluji doporučit i přečtení delšího výkladu.

V textu budou probrány fyzikální principy složek profilu radiologického asistenta. Objeví se metody představující zobrazovací i terapeutické postupy v radiologii. Využívá se ionizující i neionizující záření. V rámci jednotlivých kapitol bude probírána fyzikální podstata nukleární medicíny, rentgenové diagnostiky, termografie, sonografie (ultrazvuku) a radioterapie. Ke každému výkladu bude následně přidán soubor příkladů pro lepší pochopení a procvičení probrané teorie.

## **Nukleární medicína**

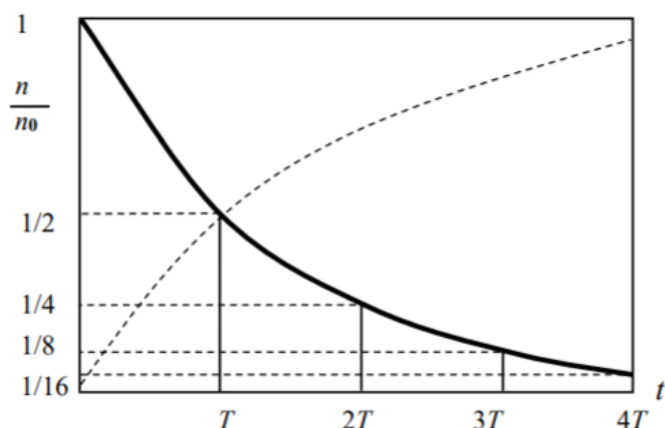
Obor nukleární medicíny využívá otevřené zdroje ionizujícího záření. Ty jsou aplikovány přímo do organismu pacienta. Aplikované látky se nazývají **radiofarmaka**. Radiofarmaka jsou tvořena nosnou chemickou látkou a radioaktivním izotopem (radioizotopem). Radioizotop je nestabilní izotop prvku s odlišným nukleonovým číslem  $A$ , ale stejným protonovým číslem  $Z$ . Tato nestabilní jádra radioizotopů nezůstávají neměnná, ale podléhají jevu, který se nazývá **radioaktivní přeměna**. Cílem této přeměny je ztráta nadbytečné energie a dosažení stabilního stavu. V daném objemu látky není ovšem možné přesně určit, které jádro se přemění. Jaderná přeměna je totiž děj založený na pravděpodobnosti. Je možné ovšem tento jev matematicky vyjádřit pomocí tzv. **rozpadového zákona**:

$$N(t) = N_0 \cdot e^{-\lambda t}$$

Rovnice vyjadřuje změnu počtu nestabilních jader (mateřských jader), která se postupně rozpadají na jádra stabilní (dceřiná jádra).  $N(t)$  vyjadřuje právě počet nestabilních jader v určitém čase  $t$ .  $N_0$  označuje počet nestabilních jader na počátku, tedy v čase  $t = 0$ .  $\lambda$  je v tomto případě tzv. rozpadová konstanta. Tato konstanta je pro každý radionuklid charakteristická. Jedná se o pravděpodobnost, s jakou k jadernému rozpadu dojde. Jak již bylo zmíněno,  $t$  označuje čas, ve kterém se soustava nachází. Existuje tzv. **poločas rozpadu**:

$$T = \frac{\ln 2}{\lambda} \rightarrow \lambda = \frac{\ln 2}{T}$$

Poločas rozpadu označuje čas  $t$ , ve kterém počet nestabilních mateřských jader klesne na polovinu předchozí hodnoty. Zároveň také klesá aktivita daného radionuklidu. (Rosina 2013; Záškodný 2018)



Obr. 1 – Časový průběh jaderné přeměny (Záškodný 2018)

Jak je patrné z grafického znázornění i z podoby rovnice, jedná se o exponenciální průběh. Tzn. že pokud uplyne čas roven  $2T$ , bude hodnota nestabilních jader na hodnotě  $1/4 N_0$  (původního počtu nestabilních jader).

Při jaderném rozpadu je dále emitována částice nebo kvanta elektromagnetického záření – fotony. Tyto emitované částice se pohybují s určitou kinetickou energií a později reagují s okolním prostředím. Kinetická energie těchto částic se postupně snižuje, až se částice zcela zastaví. Tento fakt má za následek to, že do cílové vzdálenosti dorazí pouze určitý počet částic/záření. Právě tento počet lze vypočítat pomocí tzv. **absorpčního zákona**:

$$N = N_0 \cdot e^{-\mu x}$$

Zákon je velmi podobný rozpadovému zákonu. Z hlediska významu je zde ovšem značný rozdíl.  $N$  zde popisuje počet částic, které dorazily do určité vzdálenosti  $x$ .  $N_0$  je počet částic nacházejících se na začátku prostředí. Veličina  $\mu$  se ve vztahu označuje jako koeficient absorpce či lineární součinitel zeslabení. A tloušťka vrstvy, ve které se částice nachází je označena veličinou  $x$ . Tato veličina může být také charakterizována tzv. polotloušťkou  $a$ . To je tloušťka vrstvy, do které dorazila pouze polovina původních částic. Stejně jako v případě poločasu rozpadu u rozpadového zákona, je možné vyjádřit polotloušťku výrazem:

$$a = \frac{\ln 2}{\mu} \rightarrow \mu = \frac{\ln 2}{a}$$

(Rosina 2013; Záškodný 2018)

V praxi lze vysvětlit význam těchto dvou zákonů v nukleární medicíně takto: Do těla pacienta je v určitý čas aplikováno radiofarmakum o dané aktivitě.

To znamená, že obsahuje určitý počet nestabilních jader. Od vytvoření radiofarmaka do jeho aplikace pacientovi uplynula nějaká doba.

Po této době se počet nestabilních jader, a tedy i aktivita radiofarmaka, snížila. Při aplikaci se radionuklid dostane do určité hloubky pod povrchem těla. Na povrchu těla se nachází scintilační detektor – zařízení, které detekuje záření přicházející z těla pacienta. Emitované záření, vzniklé v těle pacienta, se pohybuje prostředím tkání až k detektoru. Na povrchu těla je ovšem registrováno jen určité množství z původního záření. Velikost registrovaného záření na detektoru odpovídá absorpčnímu zákonu.

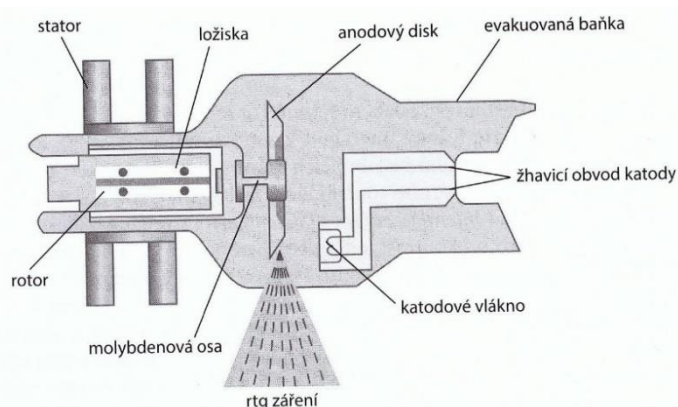
### **Cvičné příklady:**

- 1) Pro vyšetření v nukleární medicíně je jeden z nejpoužívanějších radionuklidů  $^{99m}\text{Tc}$ . Vypočtěte poločas rozpadu, pokud je rozpadová konstanta  $\lambda = 3,2 \times 10^{-5} \text{ s}^{-1}$ . *(Výsledek uveďte v hodinách.)*
- 2) Kolik procent jader  $^{99m}\text{Tc}$  se rozpadne, jestli od výroby v generátoru uplynulo již 30 minut? Hodnota Eulerova čísla  $e = 2,72$ . *(Pro výpočet použijte poločas rozpadu z příkladu č.1.)*
- 3) Jaká byla původní aktivita radionuklidu  $^{18}\text{F}$  (užívaného v radiofarmaku  $^{18}\text{F}$ -FDG – fluordeoxyglukóza pro vyšetření PET), jestliže po 60 minutách byla jeho aktivita 1500MBq? Poločas rozpadu  $^{18}\text{F}$  je 110 minut. *(Pro výpočet využijte vztah  $A_t = A_0 \cdot e^{-\lambda t}$ .)*
- 4) V 99 gramech  $^{99m}\text{Tc}$  se nachází  $6,022 \times 10^{23}$  částic. Kolik částic se dostane k nádorovému ložisku, které je od radionuklidu ve vzdálenosti 3 cm? Hodnota polotloušťky je 5 cm.

## Rentgenová diagnostika a terapie

Principem rentgenové diagnostiky je interakce fotonů rentgenového záření s vyšetřovaným objemem těla. Vyšetřovaný objem může obsahovat několik druhů různých tkání. Tkáně zeslabují procházející rentgenové záření různě. Rozdíly v zeslabení záření se následně projevují ve výsledném obraze. Celý systém podílející se na rentgenové diagnostice se nazývá zobrazovací řetězec. Obecně se tento řetězec skládá ze tří částí – rentgenové lampy, vyšetřovaného objektu a detektoru obrazu, na kterém samotný obraz vzniká. (Súkupová 2018)

Rentgenová lampa (**rentgenka**) slouží jako zdroj rentgenového záření. Jedná se o skleněnou baňku vyplněnou vakuem. Uvnitř baňky se nachází dvě elektrody – katoda a anoda. Záporně nabitou katodu tvoří wolframové vlákno stočené do spirály. Procházející elektrický proud způsobuje zvýšení teploty **katody**. Při dosažení vysoké teploty dochází k emisi elektronů. Čím vyšší je teplota na katodě, tím vyšší je i množství emitovaných elektronů. To znamená, že čím vyšší je elektrický proud procházející obvodem, tím více elektronů je emitováno. Elektrony jsou následně urychlovány ve vakuované baňce elektrickým napětím mezi oběma elektrodami. Urychlené elektrony se střetávají s **anodou**. Jedná se o terčík tvořený různým materiálem. Kinetická energie elektronu se při střetu s anodou uvolní. Pouze 1 % této energie se promění na foton rentgenového záření. Zbytek energie (99 %) se transformuje na teplo. Z tohoto důvodu je anoda vyrobená z wolframu. Wolfram má totiž vysokou teplotu tání. Pro ještě větší



Obr. 2 - Grafické znázornění rentgenky (Súkupová 2018)

redukci tepelného vlivu se v dnešní době používají tzv. rotační anody. (Súkupová 2018)

Při střetu elektronu o vysoké kinetické energii, dojde k přeměně 1 % této energie na energii rentgenového záření.

Vznikají dva druhy záření – brzdné záření a charakteristické záření. Každý druh záření má své specifické vlastnosti. **Brzdné záření** vzniká zpomalením letícího elektronu. Elektron reaguje s kovem anody. Ztratí svou kinetickou energii a změní svou dráhu. Vzniká **foton brzdného rentgenového záření**. Jeho energie je totožná se ztracenou kinetickou energií elektronu. Velikost energie tohoto fotonu popisuje **Duanův-Huntův zákon**. Tento zákon vychází z Einsteinovy teorie fotoefektu. Jedná se o emisi elektronu po ozáření kovu fotony záření. Einsteinova rovnice fotoefektu se opírala o Planckovo vyjádření energie záření:

$$E = h \cdot \nu = \hbar \cdot \omega \rightarrow \nu = f$$

Zde  $h$  je Planckova konstanta a  $\nu$  označuje frekvenci daného záření. Veličina  $\hbar$  je tzv. redukovaná Planckova konstanta  $\hbar = \frac{h}{2\pi}$  a  $\omega = 2\pi\nu$  popisuje kruhovou frekvenci. Samotná Einsteinova rovnice má poté tvar:

$$\hbar\omega = W + E_k$$

$$\hbar\omega = \hbar\omega_0 + T$$

$W$  je výstupní práce, kterou je potřeba vykonat, aby elektron opustil slupku v elektronovém obalu.  $E_k$  a  $T$  následně charakterizují kinetickou energii emitovaného elektronu. Pro vznik rentgenového záření je ovšem důležitý tzv. **opačný fotoelektrický jev**. Při něm dochází ke střetu elektronů urychleného elektrickým napětím  $U$  a anodou s terčíkem. Elektron tak získá energii  $E = e \cdot U$ . Pokud použijeme Planckovo vyjádření energie a vyjádříme vztah pomocí vlnové délky záření  $\lambda$ , dostaneme matematickou podobu Duanova-Huntova zákona:

$$\omega_{max} = \frac{2\pi c}{\lambda_{min}}$$

$$\hbar\omega_{max} = eU; \lambda_{min} = \frac{\hbar c}{2\pi e}$$

V případě inverzního fotoelektrického jevu je možné výstupní práci  $W$  naprosto zanedbat. Kinetická energie letícího elektronu je totiž mnohonásobně vyšší než hodnota potřebné vstupní práce. Podle tvaru Duanova-Huntova zákona je patrné, že energie rentgenového záření na výstupu rentgenky přímo závisí na velikosti elektrického napětí mezi elektrodami. Energetické spektrum brzdného záření je popisováno jako **spojité** – to znamená, že obsahuje frekvence v intervalu  $\langle 0, \omega_{max} \rangle$ . (Záškodný 2018)

Při střetu elektronu s terčíkem anody ovšem nedochází pouze ke vzniku brzdného rentgenového záření. Součástí spektra výsledného záření z rentgenky je také tzv. **charakteristické záření**.



Na rozdíl od brzdného záření jsou vlastnosti charakteristického záření závislé na materiálu, ze kterého je vyrobena anoda rentgenky.

Elektrony v atomovém obalu jsou vázány v energetické slupce. Čím blíže je tato slupka jádru, tím vyšší je síla, která elektron váže ve slupce. Naopak platí, že čím dále je daná slupka od jádra, tím nižší je vazebná energie elektronu. Pokud je energie dopadajícího elektronu minimálně rovna této vazebné energii, je elektron vyražen ze své slupky. Následně dojde k zaplnění vzniklé „díry“ v energetické slupce elektronem ze slupky dále od jádra. Mezi energiemi těchto dvou slupek je rozdíl. Ten je emitován ve formě fotonu charakteristického záření. Rozdíly těchto energií je u každého atomu různá. Důvodem je odlišná vazebná energie u každého atomu prvku. Energie takto vzniklého fotonu je popisována tzv. **diskrétním spektrem**. Podle kvantově mechanického modelu atomu je daný elektron vázaný v tzv. **potencionální jámě**. Elektron se podle pravidel kvantové mechaniky může v potencionální jámě vyskytovat pouze v jednom diskrétním stacionárním kvantovém stavu. Tyto stacionární stavy popisují **kvantová čísla a vlnová funkce:  $\psi(x, y, z)$** . Vlnová funkce je výsledkem aplikace **Schrödingerovy rovnice** popisující de Broglieovu vlnu elektronu. **De Broglieovy** hypotéza vychází z teorie vlnově-korpuskulárního dualismu. Tato teorie říká, že jakékoli pohybující se částici s energií  $E$  a hybností  $p$  je možné přiřadit vlnění o určité vlnové délce  $\lambda$  a frekvenci  $\nu$ :

$$E = mc^2, E = h\nu$$

$$E = E \rightarrow \text{zákon zachování energie}$$

$$mc^2 = h\nu \rightarrow \nu = \frac{mc^2}{h}$$

Daný elektron se v atomové slupce vyskytuje s určitou mírou pravděpodobnosti.

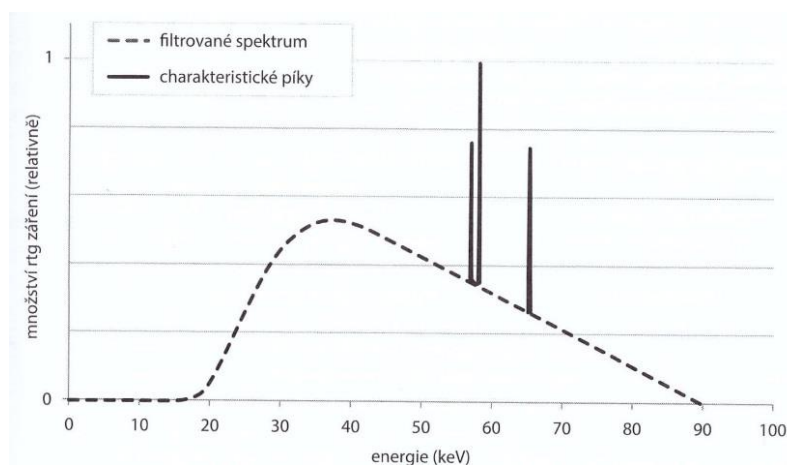
Pravděpodobnost výskytu elektronu v daném objemu  $\Delta V$  kolem bodu o určitých souřadnicích  $x, y, z$ , je popsána jako hustota pravděpodobnosti výskytu  $P$  tedy jako čtverec absolutní hodnoty vlnové funkce:

$$P = |\psi(x, y, z)|^2$$

Pokud je popisovaný elektron v základním stavu, jeho vlnová funkce  $\psi(r)$  je závislá pouze na veličině  $r$ . To je právě vzdálenost elektron od středu atomového jádra. Celkovou energii stacionárního stavu elektronu popisuje hlavní kvantové číslo  $n$ , jež může nabývat pouze kladných hodnot 1, 2, 3, ... (Záškodný 2018; Tarábek 2006)

Výsledné rentgenové záření je tedy tvořené spojitým spektrem brzdného rentgenového záření, ve kterém se objevují diskrétní píky charakteristického záření.

Množství charakteristického záření je přímo úměrné elektrickému napětí mezi katodou a anodou. Charakteristické záření se v praxi uplatňuje při mamografii použitím molybdenového terčíku anody. (Súkupová 2018)



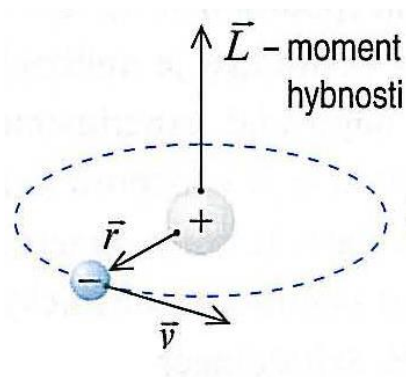
Obr. 3 - Spektrum rentgenového záření (Súkupová 2018)

### Cvičné příklady:

- 1) Vypočítejte hmotnost fotonu tvrdého rentgenového záření o frekvenci  $\nu = 10^{18}$  Hz, jestliže jeho rychlost je rovna rychlosti světla  $c = 300 \times 10^6$  m.s<sup>-1</sup>.
- 2) Napište Einsteinovu rovnici pro fotoelektrický jev a popište její členy.
- 3) Vypočítejte, jaká je hodnota vstupní práce  $W$ , kterou je nutné dodat do wolframového terčíku, aby byl vyražen foton rentgenového záření. Mezní frekvence wolframu je  $\nu_0 = 1,09 \times 10^{18}$  Hz,  $h = 6,62 \times 10^{-34}$  J.s. (Výsledek uveďte v eV –  $1 \text{ eV} = 1,6 \times 10^{-19}$  J)
- 4) Jakým elektrickým napětím  $U$  bude muset být urychlený elektron s elementárním nábojem  $e = 1,602 \times 10^{-19}$  C, aby frekvence emitovaného fotonu rentgenového záření byla  $\nu = 10^{19}$  Hz?

## Magnetická rezonance

Princip zobrazení pomocí nukleární magnetické rezonance může být vysvětlen pomocí kvantové mechaniky. Kvantová mechanika se zabývá mechanickým pohybem částic za působení vnější síly. Jak jsme se již dozvěděli v předchozí kapitole, přesné stavy elektronů v atomovém orbitalu popisují kvantová čísla. Ta jsou výsledkem aplikace **Schrödingerovy rovnice**. Jedno z těchto kvantových čísel popisující elektrony je spinové číslo. Toto číslo charakterizuje rotaci elektronu kolem své osy. Kolem své osy ovšem nerotují pouze elektrony, ale také protony. Obecně těleso s hmotností  $m$  pohybující se rychlostí  $v$ , má také hybnost  $\vec{p} = m \cdot v$ . Zároveň u tohoto tělesa pohybujícího se po kruhové dráze je tzv. moment hybnosti  $\vec{L} = r \times p$ . **Moment hybnosti** je dán vektorovým součinem hybnosti a vzdálenosti tělesa od místa počátku. Směr vektoru momentu hybnosti poté určíme podle Ampérova pravidla pravé ruky. Ohnuté prsty ukazují směr otáčení tělesa. Zdvižený palec ukazuje směr vektoru momentu hybnosti.



Obr. 4 - Vektor momentu hybnosti u atomu vodíku (Tarábek 2006)

Podle rovnic, formulovaných J.C. Maxwellem, vzniká v důsledku měnícího se elektrického pole magnetické pole. **Maxwellovy rovnice** jsou čtyři:

$$\operatorname{div} \vec{E} = \frac{\rho}{\epsilon}$$

$$\operatorname{div} \vec{B} = 0$$

$$\operatorname{rot} \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t}$$

$$\operatorname{rot} \vec{B} = \mu \vec{j} + \epsilon \mu \frac{\partial \vec{E}}{\partial t}$$

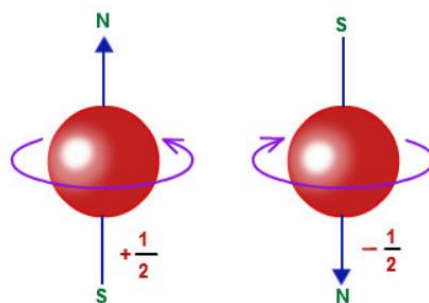
První Maxwellova rovnice popisuje zřídlo elektrického pole – tj. zdroj elektrického pole. V tomto případě je to elektrický náboj.

Druhá Maxwellova rovnice popisuje magnetické pole jako nezřídlové. To znamená, že neexistuje magnetický monopól – severní a jižní pól magnetu není možné od sebe oddělit. Třetí rovnice popisuje fakt, že při měnícím se magnetickém poli vzniká elektrické pole. Podle poslední Maxwellovy rovnice vzniká magnetické pole díky měnícímu se elektrickému poli a díky elektrickému proudu. (Tarábek 2006; Záškodný 2018)

Atomové jádro společně s elektronem vytvářejí v podstatě elektrickou cívku s jedním závitem. Vzniká **magnetický dipól** – atom se chová jako malý tyčový magnet. Jako u tyčového magnetu, i kolem cívky je magnetické pole. Indukční čáry pole cívky jsou stejné jako u tyčového magnetu.

Pro určení směru siločar v cívce lze použít opět Ampérovo pravidlo pravé ruky. Pokud ohnuté prsty pravé ruky ukazují směr proudu v závitě cívky, tak natažený palec ukazuje směr magnetických indukčních čar. Momentem hybnosti u takto „obíhajícího“ elektronu kolem jádra je tzv. **magnetický moment**. Jeho orientace je stejně jako u směru indukčních čar popsána Ampérovým pravidlem pravé ruky. (Tarábek 2006; Záškodný 2018)

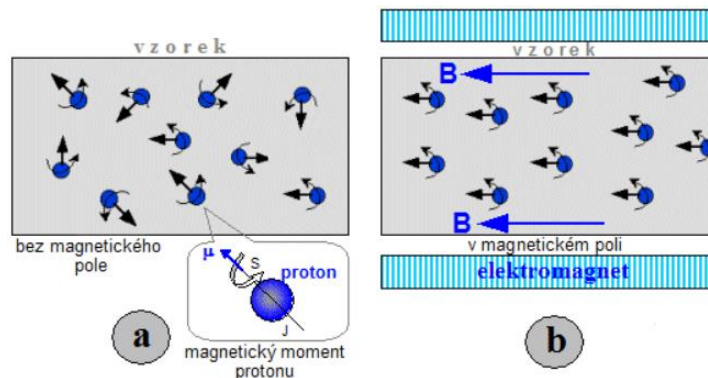
Jak bylo zmíněno dříve, rotaci kolem osy neprovádí pouze elektron, ale také samotný proton. To znamená, že proton v atomovém jádře vykazuje svůj magnetický moment. Ve vnějším magnetickém poli se tak chová jako malý magnet.



Obr. 5 - Magnetické dipóly rotujícího protonu a jeho orientace podle spinového kvantového čísla  
Zdroj: <https://www.linkedin.com/pulse/how-measure-system-without-touching-magnetic-ben-nashman>

Běžně jsou magnetické momenty protonů v hmotě náhodně uspořádané. Zároveň, atomová jádra se sudým počtem protonů nevykazují žádný magnetický moment. Jejich magnetické momenty se navzájem ruší. U atomů s **lichým** protonovým číslem ovšem můžeme výsledný magnetický moment pozorovat. Ideální pro zobrazení magnetickou rezonancí v medicíně je tedy atom vodíku – lidské tělo je z většiny tvořeno vodou.

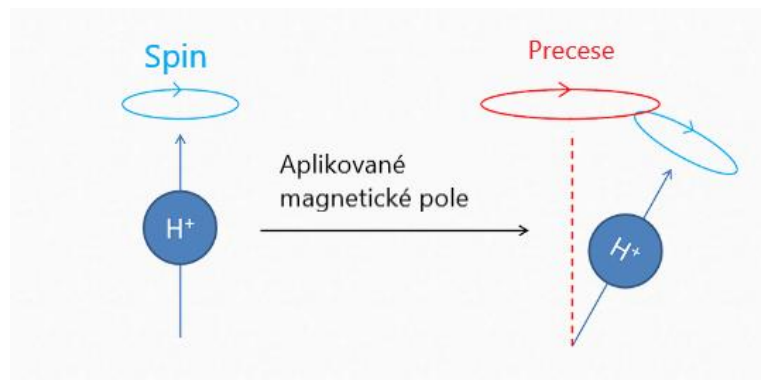
Po vložení tkáně plné těchto malých magnetů (jader vodíku) se chaoticky uspořádané magnety (magnetické momenty) srovnají souběžně se siločárami vnějšího homogenního magnetického pole.



Obr. 6 - Uspořádání protonů a) bez vnějšího magnetického pole, b) ve vnějším magnetickém poli  
Zdroj: <https://astronuklfyzika.cz/Scintigrafie.htm#NMR>

Magnetické momenty se sice uspořádají rovnoběžně s vnějším magnetickým polem, některé se ovšem nastaví **paralelně** (jsou orientovány stejným směrem) a některé **antiparalelně** (směr magnetického momentu je o 180 stupňů otočený). Paralelní stav je energeticky méně náročný. To je důvod, proč je takových protonů v tkáni více. Tato převaha způsobí, že se tkáň chová magneticky. Různé tkáně jsou tvořeny různými počty protonů. Jejich výsledný magnetický moment bude rozdílný. (Rosina 2013)

Protony ve vnějším magnetickém poli nevykazují pouze rotaci kolem vlastní osy, ale zároveň provádějí pohyb nazývaný **precese**.



Obr. 7 - Precesní pohyb po aplikaci vnějšího magnetického pole  
Zdroj: <https://www.radiologycafe.com/radiology-trainees/frcr-physics-notes/introduction-to-mri> (přeloženo s laskavým svolením RadiologyCafe.com)

Precese je připodobňována k pohybu po plášti kužele nebo jako točící se „káča“. Frekvence, s jakou proton vykonává tento pohyb se nazývá **Larmorova frekvence**.

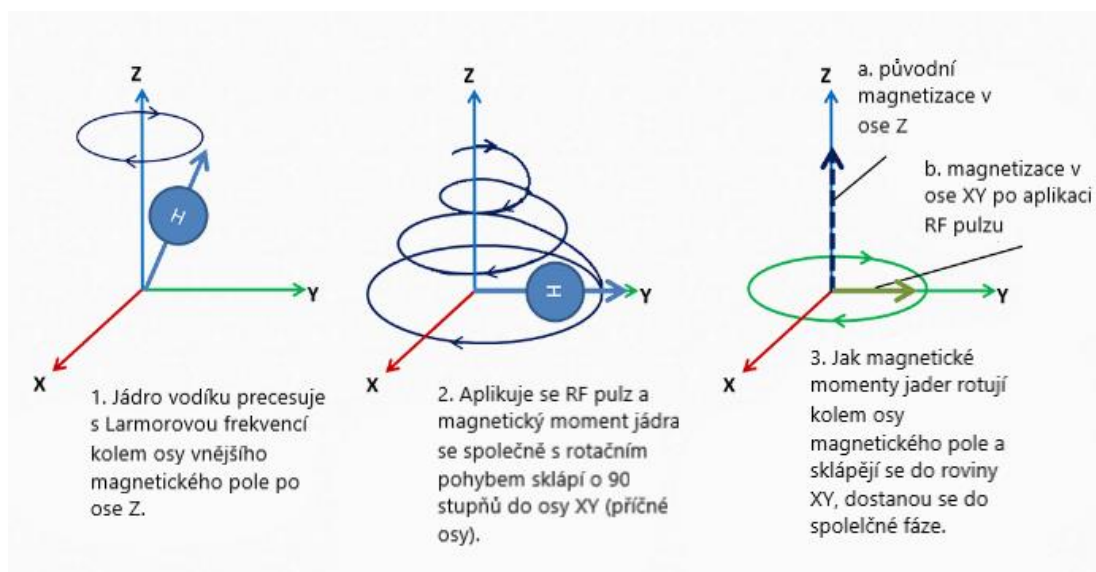
Hodnotu této frekvence lze spočítat pomocí vztahu:

$$f_L = \gamma \cdot B_0$$

Veličina  $\gamma$  označuje tzv. *gyromagnetický poměr* – ten je pro každé jádro specifický.  $B_0$  popisuje intenzitu vnějšího magnetického pole. (Rosina 2013; Seidl 2012)

Vektor magnetického momentu se tedy díky precesnímu pohybu mění. Kvůli mnohem většímu vnějšímu magnetickému poli je ale nemožné tyto změny detekovat.

Proto je potřeba zvýšit rozdíl mezi osou magnetického pole a osou magnetického momentu – tzv. **příčné magnetizace**. Překlopení magnetického momentu z osy Z do osy XY se provádí pomocí radiofrekvenčního pulzu. K překlopení dojde pouze tehdy, pokud je frekvence použitého **radiofrekvenčního pulzu** (RF pulz) stejná jako Larmorova frekvence daného protonu – dojde k **rezonanci**. (Seidl 2012)



Obr. 8 - Sklopení podélné magnetizace (Z) do příčné magnetizace (XY) po aplikaci RF pulzu  
Zdroj: <https://www.radiologycafe.com/radiology-trainees/frcr-physics-notes/introduction-to-mri> (přeloženo s laskavým svolením RadiologyCafe.com)

Stav příčné magnetizace je přechodný a trvá pouze tak dlouho, dokud působí RF pulz. Po jeho vypnutí se proton vrací do své původní pozice. Zároveň se pohybuje precesně kolem osy magnetického pole s Larmorovou frekvencí.

Doba, za kterou se jádro dostane na svou původní pozici se nazývá **relaxační čas**. Délka relaxačního času je specifická pro každou vyšetřovanou tkáň.

Při relaxaci odevzdávají protony energii, přijatou prostřednictvím RF pulzu do okolní tkáň. To je detekováno pomocí přijímacích cívek jako elektrické napětí (viz Maxwellovy rovnice). Výsledný signál vypovídá o složení vyšetřované tkáň. Zároveň se precesní pohyb jader postupně „rozfázovává“ kvůli vzájemnému působení jader mezi sebou. Vznikají dva různé relaxační časy: T1 a T2. Relaxační čas **T1** je doba, za kterou se zvýší podélná magnetizace (v ose Z) na **63 %** své původní hodnoty.

Relaxační čas  $T_2$  je naopak doba, kdy příčná magnetizace (v ose XY) poklesne na **37 %** své původní hodnoty. Tyto dva časy se využívají při rekonstrukci obrazů. (Rosina 2013; Seidl 2012)

**Cvičné příklady:**

- 1) V jakých jednotkách byste vyjádřili Larmorovu frekvenci?
- 2) Jak se projeví zvýšení intenzity vnějšího magnetického pole na rychlost precese jader?
- 3) Proč je potřeba aplikovat RF pulz?
- 4) Najděte a popište veličiny nacházející se v Maxwellových rovnicích.
- 5) Vypočítejte, jaký je poměr budou mít hmotnosti fotonů velmi krátkých rádiových vln  
(při aplikace RF pulzů) a fotony tvrdého RTG záření. ( $\nu_1 = 10^8 \text{ Hz}$ ;  $\nu_2 = 10^{18} \text{ Hz}$ )

## Termografie

I když má termografie velmi dobrý diagnostický potenciál, není v České republice používána tak často jako v jiných státech. Mezi výhody termografie patří fakt, že zde není žádné ionizující záření jako u jiných metod.

Termografie využívá toho, že každé těleso s povrchovou teplotou vyšší než absolutní nula, vysílá do okolí spektrum elektromagnetického záření. Vlastnosti tohoto záření lze charakterizovat vlnovou délkou a intenzitou. Je tedy možné, pomocí vlnové délky a intenzity, určit teplotu daného tělesa, aniž bychom s ním byli v přímém kontaktu. (Speakman 1998)

Spektrum emitovaného záření je tvořeno fotony o různých frekvencích a vlnových délkách. U pevných látek a kapalin vzniká **spojité spektrum** záření. Ve spektru jsou zastoupeny všechny frekvence v určitém intervalu. Vyzáření tohoto spektra je založeno na excitaci (vybuzení) kmitajících molekul. Díky získané energii se dostávají na vyšší energetickou hladinu. Tento stav je přechodný. Při návratu do energeticky nižší hladiny je přebytečná energie vyzářena v podobě fotonu elektromagnetického záření o určité frekvenci. Čím vyšší je rozdíl mezi hladinami, tím vyšší je vyzářená energie. Vyšší je také frekvence fotonu záření. Energetické hladiny souvisejí právě s teplotou daného tělesa. Čím vyšší teplotu má látka, tím vyšší frekvenci bude mít foton emitovaného záření. (Tarábek 2003)

Kromě spektra emitovaného záření existuje také tzv. **absorpční spektrum**. U spojitého záření je tvořeno pásmem obsahujícím různé vlnové délky (a různé frekvence) stejně jako emisní spektrum. Absorpční spektrum vzniká při pohlcování záření atomy dané hmoty. Spektrum, které daná hmota emituje, je shodné s tím absorpčním. Tato skutečnost je popsána pomocí **Kirchhoffova zákona vyzářování**. Reálně emitované spektrum záření nezávisí pouze na teplotě tělesa, ale také na jeho schopnosti záření pohlcovat. Vznikl koncept tzv. **černého tělesa**. Toto těleso pohlcuje veškeré záření, které na něj dopadá. Spektrum, jež vyzářuje závisí pak pouze na jeho teplotě. V rámci fyzikální teorie existuje několik zákonů popisujících vyzářování černého tělesa. Jsou to: Stefan-Boltzmannův zákon, Wienův posunovací zákon a Planckův zákon. (Tarábek 2003)



- **Stefan-Boltzmannův zákon:** Tento zákon charakterizuje intenzitu záření černého tělesa. Podle zákon intenzita odpovídá čtvrté mocnině jeho termodynamické teploty. Rovnici bychom mohli tento zákon vyjádřit jako:

$$M_e = \sigma \cdot T^4$$

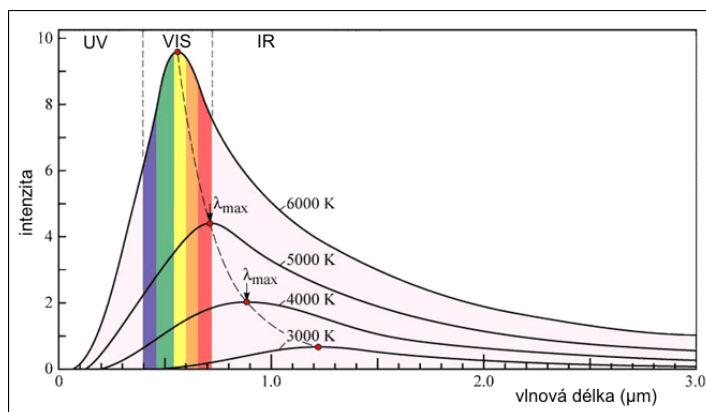
, kde  $\sigma$  označuje tzv. Stefan-Boltzmannovu konstantu  $\sigma = 5,67 \cdot 10^{-8} \text{ W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-4}$ .

- **Wienův posunovací zákon:** Vlnová délka je závislá na termodynamické teplotě tělesa. Čím vyšší je termodynamická teplota, tím se bude maximální vlnová délka emitovaného záření posouvat do oblasti kratších vlnových délek. Opět lze zákon vyjádřit rovnicí:

$$\lambda_{max} = \frac{b}{T}$$

, kde  $b$  je Wienova konstanta  $b = 2,898 \cdot 10^{-3} \text{ m} \cdot \text{K}$ .

- **Planckův zákon:** Planck popisoval tzv. spektrální intenzitu záření  $H_\lambda$  povrchu černého tělesa a jeho závislost na vlnové délce. Maximum vyzařování se při rostoucí teplotě posouvá do oblasti kratších vlnových délek. (Tarábek 2003)



Obr. 9 - Vyjádření Planckova vyzařovacího zákona.  
Zdroj: [https://www.aldebaran.cz/lab/planck/2\\_cteni\\_2.php](https://www.aldebaran.cz/lab/planck/2_cteni_2.php)

Termografie se nejen v medicíně používá k tzv. termodiagnostice. Jedná se o metodu měření teploty nějakého objektu. V případě medicíny je to lidské tělo. Měření lze provést buďto dotykovou nebo bezdotykovou technikou.

Pro dotykové měření teploty se běžně v praxi používají různé druhy teploměrů, teplotních senzorů a čidel.

Bezdotykové měření teploty se provádí pomocí termokamer. Pro určení teploty se používá spektrum záření pokrývající oblast infračerveného spektra záření (760 nm až 1 mm). (Mikula 2014)

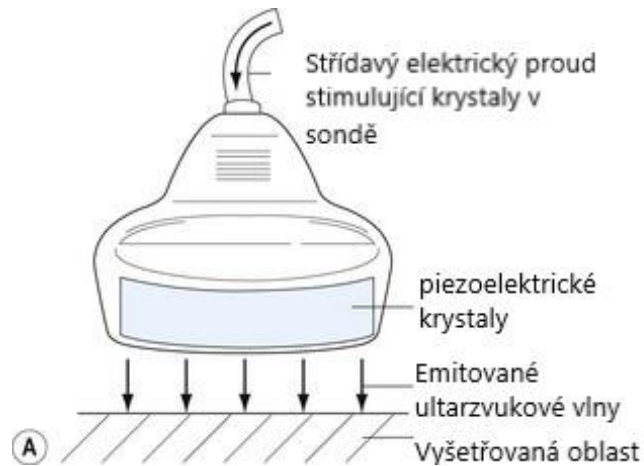
Termokamera se skládá z několika částí: optického systému, detektoru záření, termografu, A/D převodníku a uživatelského rozhraní.

Optický systém (čočka) zachycuje dopadající elektromagnetické záření. To se přes čočku soustřeďuje na detektor záření. Detektor je složen z mnoha pixelů. Jedná se o malé detektory převádějící elektromagnetické záření na elektrický signál. Elektrický signál je převeden na teplotu a vzniká termograf. Obraz v každém svém bodě zobrazuje teplotu snímaného objektu. Výsledné analogové signály jsou převedeny na digitální obraz zobrazující se na displeji kamery. Tam můžeme zachycené teploty vidět v barevném rozlišení určeném uživatelským rozhraním a nastavením kamery. (Brych 2014)

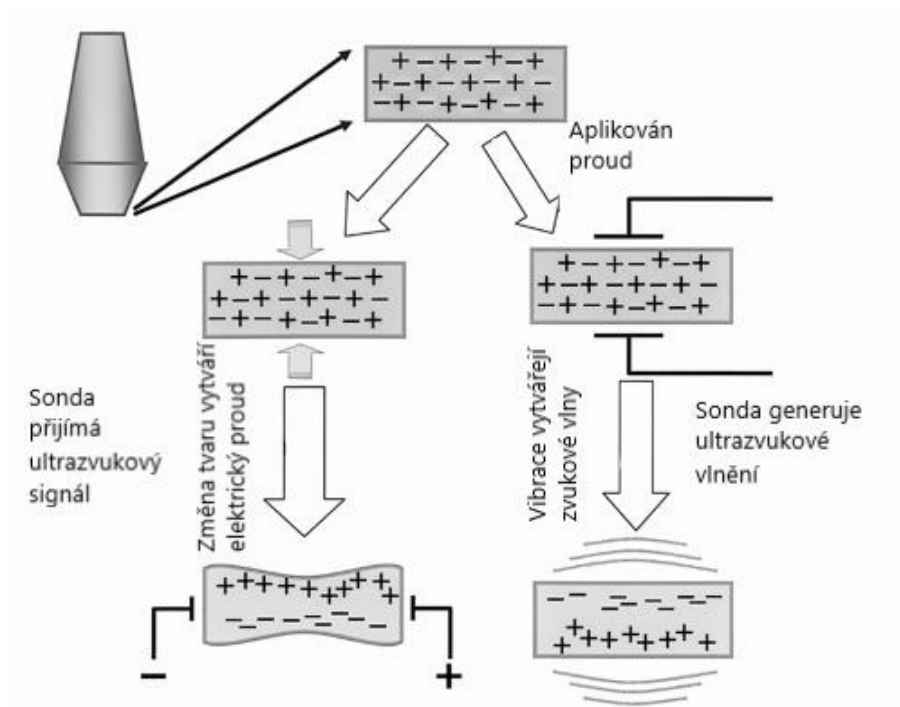
#### **Cvičné příklady:**

- 1) Jakou jednotku bude mít  $M_e$  (intenzita záření černého tělesa)?
- 2) Jakou vlnovou délku bude mít záření, které emituje lidské tělo při teplotě 36,5 °C?  
(pozn. Teplotu těla je nejprve potřeba převést na K)
- 3) Jakou barvou bude vyzařovat těleso o teplotě 200 °C?
- 4) Jaká bude barva záření tělesa, které emituje záření o energii  $2,837 \times 10^{-19} \text{J}$ ? (viz vzorec pro energii elektromagnetického záření u rentgenové diagnostiky)



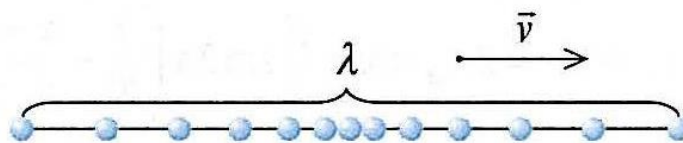


Obr. 11 - Zjednodušené schéma sonografické sondy  
 Zdroj: <https://aneskey.com/principles-of-ultrasound-guided-regional-anesthesia/>



Obr. 12 - Jednoduché znázornění vzniku a příjmu ultrazvukového signálu  
 Zdroj: <https://radiologykey.com/ultrasound-imaging-3/>

Po vyložení způsobu generování ultrazvukového vlnění v medicíně, je nutné charakterizovat ultrazvukové vlnění. Obecně je ultrazvukové vlnění druhem mechanického vlnění. Při mechanickém vlnění se prostředím, jež je tvořené velkým množstvím částic, přenáší kmitání jednotlivých částic. Částice jsou mezi sebou provázány. Rozkmitání jedné částice vyvolá kmitání částice další. Zvuk je tzv. postupným podélným vlněním. Vlnění se postupně přenáší od zdroje dále do prostoru. Zároveň se ale nepřenáší samotná látka kolem zdroje vlnění. Rozkmitané částice dále kmitají ve směru šíření vlnění. (Tarábek 2003)



Obr. 13 - Šíření podélného vlnění (Tarábek 2003)

Zvuková vlna se tedy šíří prostředím určitou rychlostí. Tuto rychlost lze spočítat pomocí vztahu pro rychlost šíření v kapalném a plynném prostředí:

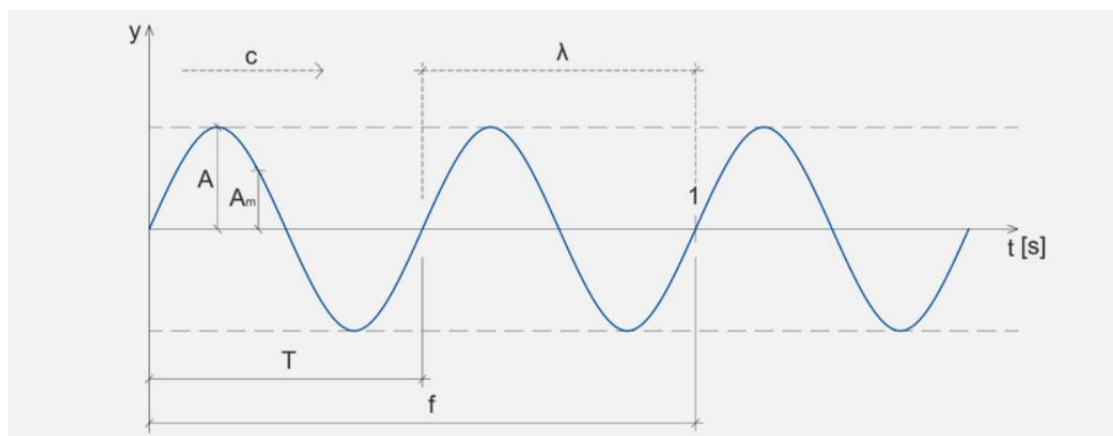
$$v = \sqrt{\frac{K}{\rho}}$$

$\rho$  označuje hustotu daného prostředí, kterým se vlnění šíří.  $K$  je tzv. modul objemové pružnosti prostředí. Lidské tělo není tvořeno pouze jedním druhem tkáně. Často vzniká situace, kdy ultrazvuková vlna narazí na rozhraní dvou různých prostředí (například sval a kost). Pro daná prostředí je důležitou fyzikální vlastností jejich **impedance**  $z$ . Charakterizuje akustický odpor a je dána součinem hustoty prostředí a rychlostí šíření vlnění:

$$z = \rho \cdot v$$

Na rozmezí dvou prostředí s různou impedancí se ultrazvuk odrazí směrem k sondě. Ta nyní funguje jako přijímač signálu. Čím větší je rozdíl impedancí na rozhraní prostředí, tím vyšší energie vlnění se odrazí zpět. Vlnění se pouze neodráží, ale také je v tkáni absorbováno. (Rosina 2013)

Sonografický přístroj následně vyhodnocuje amplitudu přijatého vlnění.



Obr. 14 - Popis vlnění (Jüttnerová 2015/16)

Obecně lze vlnění popsat veličinami jako frekvence, perioda, amplituda, vlnová délka a rychlost šíření vlny.

Výchylka je na obr. 14 vyjádřena pomocí osy  $y$ , a maximální výchylka vlny je popisována jako **amplituda**  $A$ ,  $A_m$  poté označuje okamžitou výchylku v libovolném čase

$t$ . **Perioda  $T$**  je doba, za kterou dojde k jedné „otočce“, kdy se realizuje jeden celý cyklus vlny.

**Frekvence  $f$**  pak označuje počet těchto cyklů „otáček“ za jednotku času – běžně se udává počet cyklů za jednu sekundu, měřený v jednotkách Hz. Vztah mezi frekvencí a periodou má charakter nepřímo úměrnosti.

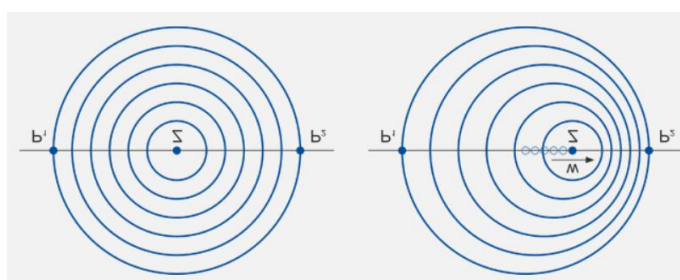
$$f = \frac{1}{T}$$

Vlnu popisuje veličina **vlnová délka  $\lambda$** . Jedná se o „rozměr jednoho vlnového cyklu“. Vlna se šíří určitou **rychlostí  $v$** . Vztah mezi rychlostí šíření záření a jeho vlnovou délkou je dán výrazem:

$$v = \lambda \cdot f = \frac{\lambda}{T}$$

Obecně platí, že čím je prostředí šíření hustší, tím se v něm vlnění pohybuje rychleji. (Jüttnerová 2015/16)

Zvláštní modalitou, využívanou při sonografickém vyšetření, je **Dopplerův jev**. Ten je charakterizován jako změna frekvence vnímaného zvuku při pohybu tělesa. V praxi lze tento jev pozorovat například na jedoucím vlaku nebo projíždějící sanitce. Sanitka nebo vlak vydávají zvuk o určité frekvenci, vlnové délce a rychlosti. Pokud se objekt pohybuje k pozorovateli, sčítá se rychlost jeho pohybu a rychlost šíření zvuku. To znamená, že je daný zvuk vnímán s vyšší frekvencí. Pokud by se ale objekt pohyboval v opačném směru, rychlosti se budou odečítat a výsledný zvuk je vnímán s frekvencí nižší. (Jüttnerová 2015/16)



Obr. 15 - Vlevo zobrazené šíření zvuku tělesa v klidu a vpravo je znázorněné pohybující se těleso. (Jüttnerová 2015/16)

Výsledná vnímaná frekvence pak odpovídá vztahu:

$$f = f_0 \frac{v}{v \pm v_{r,s}}$$

Velichina  $v$  popisuje rychlost šíření záření v určitém prostředí a  $v_{r,s}$  je rychlost, s jakou se objekt pohybuje.

Znaménka plus nebo mínus vyjadřují, jestli se objekt pohybuje k pozorovateli nebo od něj. Dopplerova jevu se v diagnostice používá k vyšetření proudění krve. Pomocí změn frekvencí lze vypočítat rychlost průtoku krve a případně odhalit zúžení nebo ucpání. (Rosina, 2013)

**Cvičné příklady:**

- 1) Jestliže ultrazvukové vlnění má frekvenci 20 kHz, jaká bude jeho vlnová délka, pokud je jeho rychlost šíření 1500 m/s?
- 2) V jakých prostředích se ultrazvuk šíří nejvíce a na čem tato rychlost závisí?
- 3) Pokud chceme vyšetřovat struktury umístěné hlouběji v těle, je lepší použít vyšší frekvence ultrazvuku nebo nižší? A proč?
- 4) Jakou rychlostí se bude v tkáni pohybovat ultrazvukové vlnění o frekvenci 1,5 MHz a vlnové délce 1,01 mm?

## Urychlovače částic jako zdroje ionizujícího záření

Radiologie často potřebuje urychlené částice. Využívají se jak k diagnostickým účelům, tak k terapii. Podle Einsteina je hmotnost tělesa závislá na jeho rychlosti podle vztahu:

$$m = \frac{m_0}{\sqrt{1 - \frac{v^2}{c^2}}}$$

Veličina  $m$  popisuje právě hmotnost pohybujícího se tělesa rychlostí  $v$ . Hmotnost tělesa je vyšší než jeho **klidová hmotnost**  $m_0$ . (Reichl, 2006-2021)

Částice s rychlostí velmi blízkou rychlosti světla má větší hmotnost a tím i značnou **kinetickou energii**. Právě této energie se využívá přímo k **ozařování tumorů** urychlenými elektrony nebo protony. Lze rovněž využít brzdné fotonové záření. Vznik tohoto fotonového záření je stejný jako u rentgenky (viz kapitola o rentgenové diagnostice). Energie fotonů vzniklých v tomto případě bude větší než u brzdného záření rentgenky. Urychlovače částic se mohou rovněž použít pro výrobu radionuklidů (viz kapitola o nukleární medicíně).

Podle trajektorie urychlování se urychlovače rozdělují na lineární a kruhové urychlovače. **Lineární urychlovač** je tvořený trubicí s několika válcovými elektrodami o určitých délkách. Mezi elektrodami je elektrické napětí. Stejně jako v rentgence je na jedné straně zdroj nabitých částic a na straně druhé terčík. Zde se stejným způsobem jako v rentgence přemění kinetická energie částice na energii fotonu záření. Elektron prochází trubicí a je urychlován elektrostatickým polem mezi elektrodami. Elektrostatické pole je střídavé – pokud by nabitá částice procházela bezprostředně celou trubicí, její pohyb by byl brzděn. Proto nabitá částice prochází i dutými elektrodami. Uvnitř dutých elektrod na nabitou částici nepůsobí žádné elektrické pole. (Tento princip by se dal přirovnat k principu tzv. Faradayovy klece. Elektrické pole působí pouze na povrch vodiče.) V tomto tunelu je elektron „schovaný“, dokud se orientace elektrostatického pole nezmění tak, aby částice byla opět urychlována směrem k terčíku.

Se zvyšující se rychlostí částice se postupně prodlužují duté elektrody. Za dobu, co prolétá částice elektrodou, se změní polarita elektrostatického pole. To je vyjádřeno jako **rezonanční podmínka**:

$$t = \frac{T}{2}$$

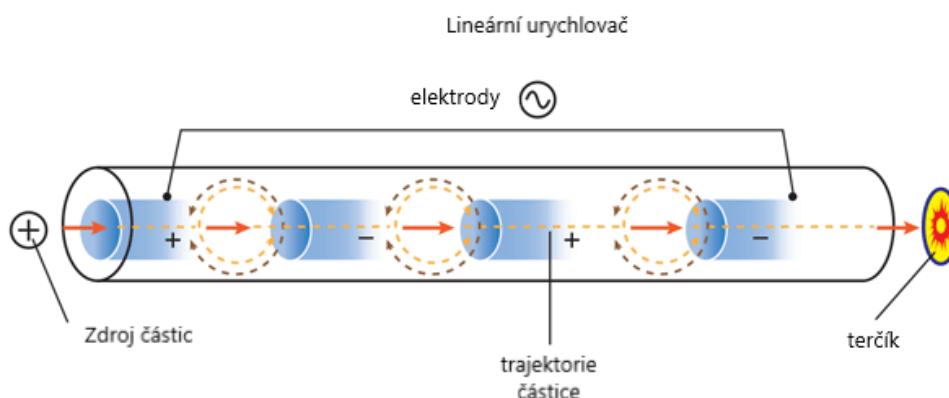
(Weinfurt 2002; Reichl 2006-2021)



Nabitá částice působením elektrostatického pole získává kinetickou energii odpovídající vztahu:

$$E = n \cdot q \cdot U$$

$q$  je elementární náboj částice a  $U$  je elektrické napětí mezi dutými elektrodami.  $n$  označuje počet dutých elektrod. (Reichl 2006-2021)



Obr. 16 - Schéma lineárního urychlovače (Mraz, 2017)

Pokud je potřeba nádor ozařovat pouze urychlenými elektrony, je terčik odstraněn. Pomocí magnetického pole je svazek elektronů nasměrován na cílový objem.

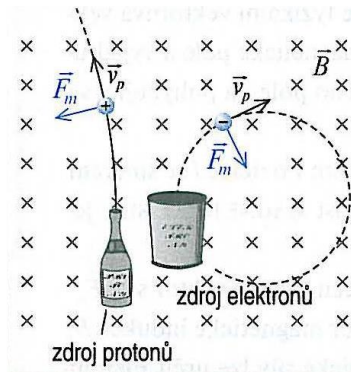
Druhým typem urychlovačů jsou **kruhové** urychlovače. Vhodným příkladem jsou tzv. **cyklotrony**. Jak už název vypovídá, trajektorie pohybu nabité částice bude připomínat kruh – spirálu. V tomto směru drží nabitou částici vnější homogenní magnetické pole. V magnetickém poli o indukci  $\vec{B}$  se pohybuje elektricky nabitá částice. Na tuto částici působí magnetická síla  $F_m$ . Směr této síly je závislý na náboji částice. Pokud se částice pohybuje kolmo k siločarám magnetické indukce a má kladný náboj, vektor působení magnetické síly bude odpovídat Flemingovu pravidlu levé ruky.

Natažené prsty budou ve směru pohybu částice. Do dlaně budou vstupovat siločáry magnetické indukce a natažený palec ukazuje směr působení magnetické síly.

U záporně nabitých částic je směr působení opačný. Velikost této magnetické síly lze následně vypočítat pomocí vztahu:

$$F_m = Q(\vec{v} \times \vec{B})$$

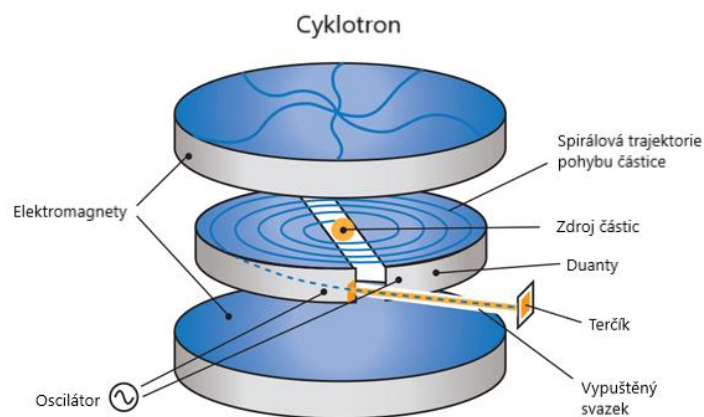
Tento vztah tzv. vektorového součinu znamená, že vektor působící magnetické síly je kolmý jak na vektor magnetické indukce, tak na vektor rychlosti pohybu částice.



Obr. 17 - Trajektorie nabité částice pohybující se kolmo k homogennímu magnetickému poli (Tarábek, 2003)

Urychlení částic v cyklotronu probíhá tak, že ze zdroje částic je nabitá částice vstřelena do vakuované komory nacházející se mezi dvěma **duanty**. Jde o duté kovové elektrody ve tvaru písmene D. Mezi duanty je přivedeno vysokofrekvenční střídavé elektrické napětí. Částice, většinou proton, je urychlována k dipólu s opačným nábojem. Následně opustí elektrické pole dipólu a její pohyb je ovlivňován **magnetickým polem**. To vytvářejí dva **elektromagnety**. Zde se v rámci duantu její trajektorie zakřivuje pomocí magnetické síly. Za dobu průchodu duantem se stihne změnit polarita napětí mezi duanty. Částice je opět urychlována směrem k druhému duantu. Průměr kruhové dráhy se postupně zvyšuje, až dosáhne pláště urychlovače. V tu chvíli urychlená částice najde otvor v plášti a je nasměrována buď k terčíku, nebo k cílovému objemu nádoru. (Tarábek 2003; Mraz 2017)

V praxi se cyklotron využívá při protonové terapii. Jedná se o ozařování urychlenými protony. Dále se cyklotron používá pro značení radiofarmak pro PET vyšetření.



Obr. 18 - Schéma urychlení částice v cyklotronu (Mraz, 2017)

### **Cvičné příklady:**

- 1) Definujte, co je to rezonanční podmínka.
- 2) Lze v cyklotronu urychlovat i elektrony? Popřípadě jak?
- 3) Jakou hmotnost bude mít proton, pohybující se v cyklotronu Protonového centra, pokud je jeho výsledná rychlost  $2/3$  rychlosti světla? (*Klidová hmotnost protonu je*  
 $m_0 = 9,109 \times 10^{-31} \text{ kg.}$ )
- 4) Jaké je napětí mezi elektrodami urychlovací trubice lineárního urychlovače, jestliže v trubici obsahující 5 elektrod dosáhl elektron energie  $5,5 \text{ MeV}$ ? (*Elementární náboj elektronu je  $q = 1,602 \times 10^{-19}$ ,  $1 \text{ eV} = 1,602 \times 10^{-19} \text{ J}$* )

## Stručný přehled použitých fyzikálních zákonů a jejich popis

Zde budou shrnuty jednotlivé fyzikální zákony popisující principy modalit užívaných v radiologii. Pro bližší seznámení se s jednotlivými fyzikálními principy a širším výkladem doporučuji prostudovat podrobnější text.

### Nukleární medicína

Rozpadový zákon:

$$N_{(t)} = N_0 \cdot e^{-\lambda t} \Rightarrow \lambda = \frac{\ln 2}{T}$$

Rozpadový zákon popisuje změnu počtu nestabilních mateřských jader. Počet mateřských jader v čase  $t$  je dán veličinou  $N_{(t)}$ . Počáteční počet nestabilních jader v čase  $t = 0$  je vyjádřen v zákoně jako  $N_0$ . Pravděpodobnost, že se za jednotku času daná částice přemění na stabilní částici popisuje rozpadová konstanta  $\lambda$ . Tu lze vyjádřit pomocí poločasu rozpadu  $T$ . Jedná se o dobu, kdy se rozpadne přesně polovina mateřských jader.

Absorpční zákon:

$$N = N_0 \cdot e^{-\mu x} \Rightarrow \mu = \frac{\ln 2}{a}$$

Tento zákon je podobný rozpadovému zákonu. Jeho fyzikální podstata je ovšem značně odlišná. Jedná se o vyjádření počtu částic  $N$ , které prošli určitou vrstvou hmoty  $x$ . Na počátku šíření částic byl jejich počet vyjádřen  $N_0$ . A tzv. lineární součinitel zeslabení  $\mu$  popisuje pokles dále se šířících částic prostorem. Tento součinitel lze vyjádřit pomocí tzv. polovrstvy (polotloušťky)  $a$ , což je vrstva hmoty, která absorbuje přesně polovinu šířících se částic.

### Rentgenová diagnostika a terapie

Duanův-Huntův zákon:

$$\hbar\omega_{max} = eU; \lambda_{min} = \frac{\hbar c}{2\pi e}$$
$$\hbar = \frac{h}{2\pi}; \omega = 2\pi\nu; \nu = f$$

Duanův-Huntův zákon popisuje tzv. inverzní fotoelektrický jev. Když elektrony s elementární nábojem  $e$  jsou v rentgence urychlovány napětím  $U$ . Tak získají kinetickou energii, která je po nárazu do terčíku přeměněna na energii fotonu rentgenového záření o frekvenci  $\omega_{max}$  a vlnové délce  $\lambda_{min}$ .  $\hbar$  je redukovaná Planckova konstanta a  $c$  rychlost světla.

## Magnetická rezonance

### Maxwellovy rovnice

$$\operatorname{div} \vec{E} = \frac{\rho}{\varepsilon}$$

$$\operatorname{div} \vec{B} = 0$$

$$\operatorname{rot} \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t}$$

$$\operatorname{rot} \vec{B} = \mu \vec{i} + \varepsilon \mu \frac{\partial \vec{E}}{\partial t}$$

Tyto čtyři rovnice popisují elektromagnetické pole. První rovnice popisuje pomocí objemové hustoty  $\rho$  a permitivity prostředí  $\varepsilon$  zdroj elektrického pole  $\vec{E}$ . Tím je bodový elektrický náboj. Druhá rovnice dokazuje, že magnetické pole  $\vec{B}$  je nezřídlové. To znamená, že magnetické póly od sebe nelze oddělit. Třetí Maxwellova rovnice popisuje vznik elektrického pole při měnícím se magnetickém poli. A poslední rovnice pomocí permeability prostředí  $\mu$ , elektrického proudu  $\vec{i}$  a permitivity prostředí říká, že při měnícím se elektrickém poli vzniká pole magnetické.

### **Termografie**

#### Stefan-Boltzmannův zákon:

$$M_e = \sigma \cdot T^4$$

Stefan-Boltzmannův zákon vyjadřuje intenzitu záření černého tělesa  $M_e$  jako závislou na čtvrté mocnině jeho termodynamické teploty  $T$ . Pro vyjádření dané závislosti slouží tzv. Stefan-Boltzmannova konstanta:  $\sigma = 5,67 \cdot 10^{-8} \text{ W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-4}$ .

#### Wienův posunovací zákon:

$$\lambda_{max} = \frac{b}{T}$$

Tento vztah poukazuje na fakt, že čím vyšší je termodynamická teplota  $T$  tělesa, tím se bude vlnová délka emitovaného záření posunovat do oblasti nižších vlnových délek (nepřímá úměra). Pro úměru je použita Wienova konstanta  $b = 2,898 \cdot 10^{-3} \text{ m} \cdot \text{K}$ .

## Sonografie (ultrazvuk)

### Obrácený piezoelektrický jev – vznik ultrazvukového signálu

### Piezoelektrický jev – registrace odraženého signálu z tkáně

$$v = \lambda \cdot f = \frac{\lambda}{T}$$

$$v = \sqrt{\frac{K}{\rho}}$$

Pro generování ultrazvukového vlnění je využíván obrácený piezoelektrický jev. Krystal křemene je připojen na zdroj střídavého elektrického napětí. Díky obrácenému piezoelektrickému jevu se krystal rozkmitá. Do prostoru se poté šíří mechanické vlnění o frekvenci  $f$ , vlnové délce  $\lambda$  a periodě  $T$ . V daném prostředí se toto vlnění šíří rychlostí  $v$ . Rychlost šíření závisí na hustotě prostředí  $\rho$  a tzv. modulu objemové pružnosti. Při příjmu odraženého ultrazvukového signálu sondou se uplatňuje piezoelektrický jev. Díky němuž je mechanické vlnění přeměněno na elektrický signál hodnocený počítačem.

## Urychlovače částic

### Einsteinova teorie relativity:

$$m = \frac{m_0}{\sqrt{1 - \frac{v^2}{c^2}}}$$

Podle Einsteinovy teorie relativity se hmotnost objektu mění v závislosti na rychlosti pohybu. Pokud nabitou částici urychlíme na rychlost  $v$ , jež je blízko rychlosti světla  $c$ , bude její výsledná hmotnost  $m$  vyšší než její klidová hmotnost  $m_0$ .

### Velikost magnetické síly:

$$F_m = Q(\vec{v} \times \vec{B})$$

Nabitá částice o náboji  $Q$  se rychlostí  $\vec{v}$  pohybuje kolmo k siločarám magnetické indukce  $\vec{B}$ . Na částici působí magnetická síla  $F_m$ . Vektorový součin v této rovnici znamená, že vektor působení magnetické síly je kolmý jak na vektor rychlosti pohybu, tak na vektor magnetické indukce. Směr tohoto vektoru se určí pomocí Flemingova pravidla levé ruky. Natažené prsty ukazují směr pohybu částice a do dlaně vstupují siločáry magnetické indukce. Natažený palec poté ukazuje směr působení magnetické síly.

### Řešení příkladů:

#### *Nukleární medicína*

$$1) T = \frac{\ln 2}{\lambda} = \frac{\ln 2}{3,2 \times 10^{-5}} = 21600s = \mathbf{6h}$$

$$2) \dot{N} = N_0 - N_t \Rightarrow N_t = N_0 \cdot e^{-\lambda t}$$

$$\dot{N} = N_0 - N_0 \cdot 0,9438$$

$$\dot{N} = N_0(1 - 0,9438)$$

$$\frac{\dot{N}}{N_0} = 0,05612$$

$$100x \frac{\dot{N}}{N_0} = \mathbf{5,6 \%}$$

$$3) A_t = A_0 e^{-\frac{\ln 2}{T} t}$$

$$A_0 = \frac{A_t}{e^{-\frac{\ln 2}{T} t}}$$

$$A_0 = \mathbf{2,19GBq}$$

$$4) N_x = N_0 e^{-\frac{\ln 2}{a} x}$$

$$N_x = 6,022 \times 10^{23} e^{-\frac{\ln 2}{5 \times 10^{-2}} 2 \times 10^{-2}}$$

$$N_x = \mathbf{3,97 \times 10^{23} \text{ částic}}$$

#### *Rentgenová diagnostika*

$$1) E = mc^2, E = h\nu$$

$$mc^2 = h\nu$$

$$m = \frac{h\nu}{c^2}$$

$$m = \mathbf{7,355 \cdot 10^{-33} \text{ kg}}$$

$$2) \hbar\omega = \hbar\omega_0 + T$$

$\hbar\omega$  – energie dopadajícího fotonu

$\hbar\omega_0$  – potřebná výstupní práce

$T$  – kinetická energie vyraženého elektronu

$$3) \hbar\omega = \hbar\omega_0 + T$$

$$W = \hbar\omega_0$$

$$W = 7,2158 \cdot 10^{-16} \text{ J} = \mathbf{4,5 \text{ keV}}$$

$$4) \hbar\omega_{max} = eU$$

$$U = \frac{\hbar\omega_{max}}{e} = 41 \text{ kV}$$

### *Magnetická rezonance*

- 1) Jednotka Larmorovy frekvence je stejně jako u každé frekvence počet pohybů za jednotku času – nejčastěji  $s^{-1}$ .
- 2) Při zvýšení intenzity magnetického pole dojde ke zvýšení Larmorovy frekvence.
- 3) RF pulz je aplikován kvůli překlopení podélné magnetizace v magnetizaci příčnou. Tak je možné měřit změny v pohybu protonu.

$$4) \operatorname{div} \vec{E} = \frac{\rho}{\varepsilon}$$

$$\operatorname{div} \vec{B} = 0$$

$$\operatorname{rot} \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t}$$

$$\operatorname{rot} \vec{B} = \mu \vec{i} + \varepsilon\mu \frac{\partial \vec{E}}{\partial t}$$

$\rho$  – objemová hustota

$\varepsilon$  – permitivita prostředí

$\vec{E}$  – intenzita elektrického pole

$\vec{B}$  – magnetická indukce

$\mu$  – permeabilita prostředí

$\vec{i}$  – elektrický proud

### *Termografie*

$$1) [W \cdot m^{-2}]$$

$$2) \lambda_{max} = \frac{b}{T}$$

$$\lambda_{max} = \frac{b}{309,65} = 9,65 \cdot 10^{-3} \text{ m} = \mathbf{9,65 \text{ mm}}$$

$$3) \lambda_{max} = \frac{b}{T} = \frac{b}{473,15} = 6,125 \cdot 10^{-3} \text{ m} = \mathbf{6,125 \text{ mm}}$$

– záření nevidíme, protože je mimo spektrum viditelného světla

$$4) E = h \cdot f$$

$$E = \frac{hc}{\lambda}$$

$$\lambda = \frac{hc}{E} = \frac{hc}{2,837 \cdot 10^{-19}} \cong \mathbf{700 \text{ nm}}$$

– tuto vlnovou délku má ze spektra viditelného světla

červená barva



### *Sonografie*

1)  $v = \lambda \cdot f$

$$\frac{v}{f} = \lambda = \frac{1520}{20 \cdot 10^3} = 0,076 = \mathbf{76 \text{ mm}}$$

2) Ultrazvukové vlnění se nejlépe šíří v hustších prostředích. Rychlost šíření závisí na frekvenci, vlnové délce, hustotě prostředí a modulu objemové pružnosti.

3) Pro struktury hlouběji uložené v těle je lepší využít ultrazvuk o nižších frekvencích. Vlnění s nižší frekvencí má delší vlnovou délku a delší dosah. Nevýhodou je ovšem nižší rozlišení obrazu.

4)  $v = \lambda \cdot f$

$$1,5 \cdot 10^6 \cdot 1,01 \cdot 10^{-3} = \mathbf{1515 \text{ ms}^{-1}}$$

### *Urychlovače částic*

1) Rezonanční podmínka je definována vztahem  $t = \frac{T}{2}$

2) Ano, v cyklotronu lze urychlovat i záporně nabitou částici. Polarita elektrického napětí se ovšem musí měnit opačně, než je tomu u kladně nabitých částic.

3)  $m = \frac{m_0}{\sqrt{1 - \frac{v^2}{c^2}}}$

$$m = \frac{m_0}{\sqrt{1 - \frac{(\frac{2}{3}c)^2}{c^2}}} = \mathbf{1,7 \cdot 10^{-30} \text{ kg}}$$

4)  $E = n \cdot q \cdot U$

$$\frac{E}{n \cdot q} = U$$

$$U = \mathbf{1,1 \text{ MV}}$$

## **Použité zdroje:**

1. BRYCH, David. Přesnost měření teplotních polí pomocí IR termografie. Plzeň, 2014. Bakalářská práce. ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI. Vedoucí práce Ing. Tomáš Langhammer.
2. JÜTTNEROVÁ, Ing. arch. Sandra a Ing. Iveta BRYJOVÁ. VŠB-TU Ostrava: Interaktivní učebnice ultrasonografie. Fyzika ultrazvuku [online]. Ostrava, 2015/16, 2016 [cit. 2021-02-01]. Dostupné z: <http://www.jtarchitekt.cz/ultrasonografie.html>
3. MIKULA, Bc. Martin. Termodiagnostika – Dotykové a bezdotykové měření teploty. Brno, 2014. Diplomová práce. VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ. Vedoucí práce doc. Ing. Miloš HAMMER, CSc.
4. MRAZ, Stephen. What are the Differences Between Linear Accelerators, Cyclotrons, and Synchrotrons? MechineDesign [online]. 2021, 3.2.2017 [cit. 2021-02-01]. Dostupné z: <https://www.machinedesign.com/learning-resources/whats-the-difference-between/article/21832184/what-are-the-differences-between-linear-accelerators-cyclotrons-and-synchrotrons>
5. ROSINA, Jozef. Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4237-3.
6. SEIDL, Zdeněk. Radiologie pro studium i praxi. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.
7. SPEAKMAN, John a S. WARD. Infrared thermography: principles and applications. ZOOLOGY: Zoology. Scotland, UK, 1998, (101), 224-232.
8. SÚKUPOVÁ, Lucie. Radiační ochrana při rentgenových výkonech – to nejdůležitější pro praxi. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0709-4.
9. TARÁBEK, Pavol a Petra ČERVINKOVÁ. Odmaturuj! z fyziky. Vyd. 2. Brno: Didaktis, c2006. Odmaturuj! ISBN 80-735-8058-6.
10. WEINFURT, Milan. Urychlovače nabitých částic. České Budějovice, 2002. Referát. Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích.
11. ZÁŠKODNÝ, Přemysl. Přehled základů teoretické fyziky: (s aplikací na radiologii). Bratislava: Didaktis, 2018. ISBN 978-80-87894-17-0.

## Příloha 2 - Edukační test č.1

### Fyzika v příkladech pro radiologické asistenty – test

Vážené studentky, vážení studenti,

V rámci výzkumu bych Vás chtěl požádat o vyplnění následujícího testu. Otázky se týkají teorie popsané ve výkladu, který Vám byl dříve předložen. Vyplnění testu je anonymní bez vazby na osobní hodnocení. Výsledky budou sloužit pouze pro praktickou část zprávy o provedeném výzkumu.

Děkuji vám,

Jan Kovář, student 3. ročníku oboru RA ZSF JČU

1. Který z těchto vztahů vyjadřuje rozpadový zákon: \*

|   |  |
|---|--|
| $M_e = \sigma \cdot T^4$ <input type="radio"/>          | $\hbar\omega = W + E_k$ <input type="radio"/>  |
| $N(t) = N_0 \cdot e^{-\lambda t}$ <input type="radio"/> | $\hbar\omega_{max} = eU; \lambda_{min} = \frac{\hbar c}{2\pi e}$ <input type="radio"/> |

2. Jaká část z počtu mateřských nestabilních jader  $N_0$  zbyde v čase  $4T$  \*

- a. 1/2
- b. 1/12
- c. 1/8
- d. 1/16

3. Počet naměřených částic na povrchu těla při vyšetření nukleární medicínou závisí na: \*

- a. Absorpčním zákoně
- b. Zákoně síly
- c. Anihilačním jevu
- d. Maxwellových rovnicích

4. Která z těchto veličin se nazývá lineární součinitel zeslabení: \*

|                             |                               |
|-----------------------------|-------------------------------|
| $\lambda = \frac{\ln 2}{T}$ | $v = \sqrt{\frac{K}{\rho}}$   |
| <input type="radio"/>       | <input type="radio"/>         |
| $\mu = \frac{\ln 2}{a}$     | $\lambda_{max} = \frac{b}{T}$ |
| <input type="radio"/>       | <input type="radio"/>         |

5. Duanův-Huntův zákon se uplatňuje při: \*

- Vzniku charakteristického rentgenového záření
- Zobrazování magnetickou rezonancí
- Vzniku brzdného rentgenového záření
- Pohybu tělesa po kružnici

6. Kinetická energie elektronu v rentgence závisí na: \*

- Teplotě katody
- Anodovém napětí
- Materiálu anody
- Larmorově frekvenci

7. Vlnová funkce obsažená ve Schrödingerově rovnici ovlivňuje: \*

- Brzdné rentgenové záření
- Vyslaný ultrazvukový signál
- Rychlost urychleného protonu
- Charakteristické rentgenové záření

8. Kvantová čísla jsou odvozena aplikací: \*

- Maxwellových rovnic
- Einsteinovy teorie relativity
- Schrödingerovy rovnice
- Stefan-Boltzmannova zákona

9. Příčná magnetizace: \*
- Vzroste na 63 % své původní hodnoty při čase T1
  - Sklápí se radiofrekvenčním pulzem
  - Klesne na 33 % své původní hodnoty při čase T2
  - Je udržována radiofrekvenčním pulzem
10. Frekvence radiofrekvenčního pulzu je v rámci magnetické rezonance shodná s: \*
- Larmorovou frekvencí protonu
  - Inzenzitou vyzařování černého tělesa
  - Počtem závitů na cívce
  - Gyromagnetickým poměrem
11. Vznik elektrického pole při měnícím se magnetickém poli popisuje: \*
- Stefanova-Boltzmannova rovnice
  - Schrödingerova rovnice
  - Maxwellova rovnice
  - Einsteinova rovnice fotoefektu
12. Vznik magnetického dipólu protonu je vyjádřen pomocí: \*
- Maxwellovy rovnice
  - Fotoefektu
  - Larmorovy frekvence
  - Rozpadového zákona
13. Intenzita vyzařování černého tělesa je podle Stefanova-Boltzmannova zákona závislá na: \*
- Čtvrté odmocnině vlnové délky záření
  - Čtvrté mocnině jeho termodynamické teploty
  - Velikosti elektrického proudu
  - Wienově konstantě
14. Čím vyšší je teplota tělesa tím je: \*
- Frekvence emitovaného záření nižší
  - Celková energie záření nižší
  - Vyšší hodnota Stefanovy-Boltzmannovy konstanty
  - Vlnová délka záření kratší
15. Měření termokamerou je založeno na snímání: \*
- Ultrafialového záření
  - Viditelného světla
  - Infračerveného záření
  - Mikrovlnného záření

16. Základem vzniku ultrazvukového vlnění používaného v sonografii je: \*
- Obrácený fotoelektrický jev
  - Obrácený piezoelektrický jev
  - Edisonův jev
  - Piezoelektrický jev
17. Pro registraci odraženého ultrazvukového signálu v sonografii je využíván? \*
- Obrácený fotoelektrický jev
  - Obrácený piezoelektrický jev
  - Piezoelektrický jev
  - Dopplerův jev
18. Energie odraženého ultrazvukového záření závisí na: \*
- Elektrickém napětí na sondě
  - Na teplotě pacienta
  - Rozdílu impedancí prostředí
  - Velikosti magnetické síly
19. Zvýšení hmotnosti látkové částice při jejím urychlení je založeno na: \*
- Einsteinově teorii fotoefektu
  - Kirchhoffově zákoně
  - Einsteinově teorii relativity
  - Planckově vyzařovacím zákoně
20. Výsledná hmotnost urychlené částice je vyjádřena jako: \*

|  |                      |
|--|----------------------|
| $m = \frac{m_0}{\sqrt{1 - \frac{v^2}{c^2}}}$ | $v = \frac{mc^2}{h}$ |
|--|----------------------|



|                          |  |
|--------------------------|--|
| $M_e = \sigma \cdot T^4$ | $\text{rot } \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t}$ |
|--------------------------|--|

21. Kinetická energie elektronu v lineárním urychlovači se zvyšuje s: \*
- Elektrickým proudem
  - Počtem dutých elektrod
  - Intenzitou magnetického pole
  - Počtem závitů na cívce
22. Směr působení magnetické síly na částici v cyklotronu se určí: \*
- Ampérovým pravidlem levé ruky
  - Ampérovým pravidlem pravé ruky
  - Flemingovým pravidlem levé ruky
  - Flemingovým pravidlem pravé ruky

## Test na příkladovou část fyzikální podstaty složek profilu radiologického asistenta

Zdroje ionizujícího záření budou v rámci dané složky profilu radiologického asistenta nazývány dynamikou uváděné složky profilu

Interakce ionizujícího záření s biologickým a nebiologickým prostředím budou v rámci dané složky profilu radiologického asistenta nazývány kinematikou uváděné složky profilu **\*Required**

1. Příkladová část fyziky pro radiologické asistenty je v rámci dynamiky nukleární medicíny spojena s číselným dosazováním hodnot fyzikálních veličin \*
  - a. do stacionární Schrödingerovy rovnice
  - b. do absorpčního zákona
  - c. do Maxwellových rovnic
  - d. do rozpadového zákona
2. Příkladová část fyziky pro radiologické asistenty je v rámci kinematiky nukleární medicíny spojena s číselným dosazováním hodnot fyzikálních veličin \*
  - a. do stacionární Schrödingerovy rovnice
  - b. do absorpčního zákona
  - c. do Maxwellových rovnic
  - d. do rozpadového zákona
3. V rámci dynamiky nukleární medicíny jsou dosazovány číselné hodnoty \*
  - a. poločasu rozpadu
  - b. kvantových čísel
  - c. intenzity elektrického
  - d. pole polovrstvy
4. V rámci kinematiky nukleární medicíny jsou dosazovány číselné hodnoty \*
  - a. poločasu rozpadu
  - b. kvantových čísel
  - c. intenzity elektrického pole
  - d. polovrstvy



5. Příkladová část fyziky pro radiologické asistenty je v rámci dynamiky brzdného rentgenového záření spojena s číselným dosazováním hodnot fyzikálních veličin \*
  - a. do Duanova-Huntova zákona
  - b. do absorpčního zákona
  - c. do zákona síly
  - d. do Stefanova-Botzmannova zákona
6. Příkladová část fyziky pro radiologické asistenty je v rámci kinematiky brzdného rentgenového záření spojena s číselným dosazováním hodnot fyzikálních veličin \*.
  - a. do Duanova-Huntova zákona
  - b. do absorpčního zákona
  - c. do zákona síly
  - d. do Stefanova-Botzmannova zákona
7. V rámci dynamiky brzdného rentgenového záření jsou dosazovány číselné hodnoty
  - a. magnetické indukce
  - b. čtvrté mocniny termodynamické teploty
  - c. napětí mezi anodou a katodou
  - d. absorpčního koeficientu pro Comptonův a fotoelektrický jev
8. V rámci kinematiky brzdného rentgenového záření jsou dosazovány číselné hodnoty \*
  - a. magnetické indukce
  - b. čtvrté mocniny termodynamické teploty
  - c. napětí mezi anodou a katodou
  - d. absorpčního koeficientu pro Comptonův a fotoelektrický jev
9. Příkladová část fyziky nejen pro radiologické asistenty je v rámci dynamiky charakteristického rentgenového záření spojena s číselným dosazováním hodnot fyzikálních veličin \*
  - a. do fyzikální podstaty detektorů čarových spekter
  - b. do zákonů záření černého tělesa
  - c. do nestacionární Schrödingerovy rovnice
  - d. do vlnové rovnice ultrazvukových vln

10. Příkladová část fyziky nejen pro radiologické asistenty je v rámci kinematiky charakteristického rentgenového záření spojena s číselným dosazováním hodnot fyzikálních veličin \*
  - a. do fyzikální podstaty detektorů čarových spekter
  - b. do zákonů záření černého tělesa
  - c. do nestacionární Schrödingerovy rovnice
  - d. do vlnové rovnice ultrazvukových vln
11. V rámci dynamiky charakteristického rentgenového záření jsou dosazovány číselné hodnoty \*
  - a. Stefanovy-Boltzmannovy konstanty
  - b. kvantových čísel
  - c. charakterizující detektory čarových spekter
  - d. absolutní a relativní permitivity
12. V rámci kinematiky charakteristického rentgenového záření jsou dosazovány číselné hodnoty \*
  - a. Stefanovy-Boltzmannovy konstanty
  - b. kvantových čísel
  - c. charakterizující detektory čarových
  - d. spekter absolutní a relativní permitivity
13. Příkladová část fyziky pro radiologické asistenty je v rámci dynamiky termografie spojena s číselným dosazováním hodnot fyzikálních veličin \*
  - a. do Stefanova-Boltzmannova zákona
  - b. do vlnové funkce ultrazvukových vln
  - c. do parametrů anihilačního jevu
  - d. do fyzikální podstaty tepelných nebo fotonových termokamer
14. Příkladová část fyziky pro radiologické asistenty je v rámci kinematiky termografie spojena s číselným dosazováním hodnot fyzikálních veličin \*
  - a. do Stefanova-Boltzmannova zákona
  - b. do vlnové funkce ultrazvukových vln
  - c. do parametrů anihilačního jevu
  - d. do fyzikální podstaty tepelných nebo fotonových termokamer

15. V rámci dynamiky termografie jsou dosazovány číselné hodnoty \*
- poločasu rozpadu
  - čtvrté mocniny termodynamické teploty
  - absorpčního koeficientu
  - charakterizující tepelné nebo fotonové termokamery
16. V rámci kinematiky termografie jsou dosazovány číselné hodnoty \*
- poločasu rozpadu
  - čtvrté mocniny termodynamické teploty
  - absorpčního koeficientu
  - charakterizující tepelné nebo fotonové termokamery
17. Příkladová část fyziky pro radiologické asistenty je v rámci dynamiky magnetické rezonance spojena s číselným dosazováním hodnot fyzikálních veličin \*
- do stacionární a nestacionární Schrödingerovy rovnice
  - do absorpčního zákona
  - do Maxwellových rovnic
  - do rozpadového zákona
18. Příkladová část fyziky pro radiologické asistenty je v rámci kinematiky magnetické rezonance spojena s číselným dosazováním hodnot fyzikálních veličin \*
- do stacionární a nestacionární Schrödingerovy rovnice
  - do absorpčního zákona
  - do Maxwellových rovnic
  - do rozpadového zákona
19. V rámci dynamiky magnetické rezonance jsou dosazovány číselné hodnoty \*
- poločasu rozpadu
  - kvantových čísel
  - intenzity elektrického pole
  - polovrstvy
20. V rámci kinematiky magnetické rezonance jsou dosazovány číselné hodnoty \*
- poločasu rozpadu
  - kvantových čísel
  - intenzity elektrického pole
  - polovrstvy

21. Příkladová část fyziky pro radiologické asistenty je v rámci dynamiky radiodiagnostiky a radioterapie spjatých s používáním urychlovačů spojena s číselným dosazováním hodnot fyzikálních veličin \*
- do vhodné podoby absorpčního zákona po opuštění urychlovače
  - do zákona setrvačnosti v rámci newtonovského formalismu
  - do zákona akce a reakce v rámci newtonovského formalismu
  - do pohybové rovnice a pohybového zákona spojených s působením elektromagnetických sil v rámci urychlovače
22. Příkladová část fyziky pro radiologické asistenty je v rámci kinematiky radiodiagnostiky a radioterapie spjatých s používáním urychlovačů spojena s číselným dosazováním hodnot fyzikálních veličin \*
- do vhodné podoby absorpčního zákona po opuštění urychlovače
  - do zákona setrvačnosti v rámci newtonovského formalismu
  - do zákona akce a reakce v rámci newtonovského formalismu
  - do pohybové rovnice a pohybového zákona spojených s působením elektromagnetických sil v rámci urychlovače
23. V rámci dynamiky radiodiagnostiky a radioterapie spjatých s používáním urychlovačů jsou dosazovány číselné hodnoty \*
- akční a reakční síly v rámci newtonovského formalismu
  - náboje urychlované částice
  - parametrů vhodné podoby absorpčního zákona po opuštění urychlovače parametrů
  - zákonů záření černého tělesa
24. V rámci kinematiky radiodiagnostiky a radioterapie spjatých s používáním urychlovačů jsou dosazovány číselné hodnoty \*
- akční a reakční síly v rámci newtonovského formalismu
  - náboje urychlované částice
  - parametrů vhodné podoby absorpčního zákona po opuštění urychlovače
  - zákonů záření černého tělesa