

*JIHOČESKÁ UNIVERZITA V ČESKÝCH BUDĚJOVICÍCH*  
*ZDRAVOTNĚ SOCIÁLNÍ FAKULTA*

# **Fyzikální popis strukturálních složek radiologie**

Autor: ZUZANA HOŘEJŠÍ

Vedoucí práce: Doc. RNDr. Přemysl Záškodný, CSc.

Datum odevzdání práce: 15. 5. 2007

### Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma „Fyzikální popis strukturálních složek radiologie“ vypracovala samostatně a použila jen pramenů, které cituji a uvádím v přiložené bibliografii

Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním své diplomové práce, a to v nezkrácené podobě elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejích internetových stránkách

.....  
(Zuzana Hořejší)

V Českých Budějovicích dne 15. 5. 2007

Poděkování:

Děkuji Doc. RNDr. Přemyslu Záškodnému, CSc. za odborné vedení, cenné rady a připomínky.

## **Abstrakt**

Bakalářská práce zkoumala problém, který lze zařadit do oblasti vysokoškolské pedagogiky a didaktiky radiologické fyziky. Východiska práce spočívala ve vymezení struktury radiologie, struktury fyziky a struktur vysokoškolské pedagogiky obecně a teorie vysokoškolské didaktiky zvlášť.

Cílem bakalářské práce bylo provedení fyzikálního popisu některých strukturálních složek radiologie (magnetické rezonance a sonografie). Dílčí cíle spočívaly v komparaci výše zmíněných struktur, především struktury radiologie a struktury fyziky. K tomu bylo zapotřebí nalézt vhodný aparát pro modelování těchto struktur a zařadit je v rámci teorie vzdělávací komunikace fyziky jako vybrané teorie vysokoškolské didaktiky.

Hypotéza práce byla v 5. kapitole formulována následujícím způsobem:

Užitím teorie vzdělávací komunikace (především jejich transformací T1 a T2) a metod analyticko-syntetického modelování bude možné vytvořit sdělitelný fyzikální popis složek radiologie a přizpůsobit je bakalářským příbuzným studijním oborům, případně i středoškolským studentům se zájmem o radiologii.

Výsledky práce, jejichž souhrn byl předložen v 8. kapitole, a srovnání postupu práce s dosaženými výsledky v odstavci 9.1 ukazují, že jak upřesněné cíle práce, tak hlavní cíl práce byly splněny – byl nalezen analyticko-syntetický model struktury radiologie a prostřednictvím komparace analyticko-syntetického modelu radiologie a fyziky byl rovněž popsán fyzikální základ vybraných složek profilu radiologického asistenta (magnetické rezonance a sonografie).

### **Přehled teoretických přínosů práce:**

- potvrzení teorie vzdělávací komunikace fyziky v oblasti radiologické fyziky a potvrzení obecně pojaté teorie vzdělávací komunikace v radiologii
- vytvoření analyticko-syntetického modelu struktury radiologie
- vymezení strukturálních složek analyticko-syntetického modelu fyziky potřebných pro fyzikální popis magnetické rezonance a sonografie

### **Přehled praktických přínosů práce:**

- ilustrace analyticko-syntetického modelování analyticko-syntetickým modelem struktury biologie (s využitím především statistické fyziky)
- vymezení fyzikální podstaty magnetické rezonance na základě změn tvaru „pravděpodobnostního oblaku“ vlivem změn kvantových čísel  $m$ ,  $m_s$
- vymezení fyzikální podstaty sonografie na základě pojmu vlnové funkce a vlnové rovnice a na základě kvazistacionární teorie elektromagnetického pole (v oblasti piezoelektrického jevu).

### **Shrnutí:**

Vzhledem k ověření hypotézy bakalářské práce, vzhledem k dosaženým výsledkům a teoretickým a praktickým přínosům práce lze se domnívat, že cíle bakalářské práce byly splněny.

## **Abstract**

The problem examined in this bachelor's thesis can be included in the sphere of academical pedagogy and didactics of radiological physics. The resources of the thesis subsisted in determination of the radiological structure, structure of physics and structures of academical pedagogy in general and theory of academical didactics separately.

The aim of the bachelor's thesis was implementation of physical description of some radiological structural components (magnetic resonance and sonography). Particular aims consisted in comparison of the structures mentioned above, especially radiological structure and structure of physics. For this purpose was necessary to find out an appropriate appliance for simulation of the structures and include it within the frame of didactic communication of physics as the chosen theory of academical didactics.

The working hypothesis was formulated in chapter 5 in following method.

By using the theory of didactic communication, (chiefly its transformations T1 and T2) and methods of analytic-synthetical simulation, will be possible to create communicable physical description of radiological elements and conform it to related bachelor fields of study, eventually for high school students interested in radiology.

The thesis results, whose summary was exposed in chapter 8, and comparison of work progress with the achieved results in paragraph 9.1, are illustrating the thesis specificated aims and main aim fulfilment - the analytic-synthetical simulation of the radiological structure was found and by means of comparison of the analytic-synthetical simulation of the radiology and physics was described also the physical basis of the chosen radiological asistant's profile elements (magnetic resonance and sonography).

### **Thesis theoretical benefits review:**

- confirmation of the didactic communication of physics theory in the sphere of radiological physics and the generally conceived didactic communication theory in radiology confirmation.
- analytic-synthetical simulation of the radiological structure creation

- Definition of the analytic-synthetical physical simulation structural elements, needed for physical description of magnetic resonance and sonography.

**Thesis practical benefits review:**

- analytic-synthetical modelling illustration with the analytic-synthetical simulation of biological structure (using especially statistical physics).
- physical substantiality of magnetic resonance determination, based on the „probability cloud“ shape changes as a result of quantal numbers  $m$ ,  $m_s$  changes
- physical substantiality of sonography determination, based on the wave function and wave equation terms and based also on electromagnetic field quasi-stationary theory (in the sphere of piezoelectric effect).

**Summary:**

In consideration of bachelor work hypothesis verification, considering the achieved results and theoretical and practical benefits of the work, the aims of the bachelor thesis can be considered to be accomplished.

## Obsah:

<b>Úvod</b> .....	<b>10</b>
<b>2. Současný stav zkoumaného problému</b> .....	<b>11</b>
2.1. Popis struktury radiologie (Použity citace z [1], [7], [10]).....	11
2.3. Popis teorie vzdělávací komunikace fyziky.....	15
2.3.1. <i>Teorie didaktické komunikace fyziky (použity citace z [2], [7], [8], [9])</i> .....	15
2.3.2. <i>Teorie vzdělávací komunikace fyziky (použity citace z [2], [7], [8], [9])</i> .....	16
2.3.3. <i>Popis analyticko-syntetického modelování (použity citace z [2], [8], [9])</i> .....	17
2.3.4. <i>Ilustrace analyticko-syntetického modelování v přírodních vědách (použity citace z [20])</i> .....	18
<b>3. Upřesněný cíl práce (zúžení problému)</b> .....	<b>22</b>
<b>4. Hypotéza práce</b> .....	<b>24</b>
<b>5. Popis metodiky práce pomocí postupu práce</b> .....	<b>25</b>
<b>6. Teoretická analýza problému</b> .....	<b>26</b>
6.1. Nalezení analyticko-syntetického modelu struktury radiologie .....	26
6.2. Komparace struktury radiologie a struktury fyziky .....	28
6.3. Komparace transformací teorie vzdělávací komunikace fyziky s analyticko-syntetickým modelováním .....	29
6.4. Strukturální popis fyziky potřebný pro vymezení fyzikální podstaty vybraných složek radiologického asistenta.....	29
6.4.1. <i>Strukturální složky fyziky - magnetická rezonance</i> .....	30
6.4.2. <i>Strukturální složky fyziky – sonografie</i> .....	31
<b>7. Praktická část práce</b> .....	<b>32</b>
7.1. Fyzikální podstata magnetické rezonance (použity citace z [3], [4], [5], [6], [15], [16], [18], [19]) .....	32
7.2. Fyzikální podstata sonografie (použity citace z [3], [4], [5], [6], [15], [16], [17], [18]).....	45
<b>8. Přehled dosažených výsledků</b> .....	<b>54</b>
<b>9. Diskuse</b> .....	<b>55</b>



9.1. Srovnání postupu práce a dosažených výsledků.....	55
9.2. Ověření hypotézy práce a splnění upřesněných cílů práce.....	55
9.3. Návrh navazujících prací .....	56
<b>10. Závěr.....</b>	<b>57</b>
10.1. Přehled teoretických přínosů práce.....	57
10.2. Přehled praktických přínosů práce.....	57
10.3. Shrnutí.....	57
<b>Literatura.....</b>	<b>58</b>
<b>Přílohy:.....</b>	<b>60</b>

## Úvod

Bakalářská práce zkoumá problém, který lze zařadit do oblasti vysokoškolské pedagogiky a didaktiky radiologické fyziky. Východiska práce budou proto spočívat ve vymezení struktury radiologie, struktury fyziky a struktur vysokoškolské pedagogiky obecně a teorie vysokoškolské didaktiky zvlášť.

Cílem bakalářské práce bude provést fyzikální popis strukturálních složek radiologie. Dílčí cíle budou proto spočívat v komparaci výše zmíněných struktur, především struktury radiologie a struktury fyziky. K tomu bude také zapotřebí nalézt vhodný aparát pro modelování těchto struktur a zařadit jej v rámci teorie vzdělávací komunikace fyziky jako vybrané teorie vysokoškolské didaktiky.

K dosažení naznačených cílů práce bude potřebné vymezit současný stav zkoumané problematiky a po jeho komparaci s cíli práce provést zúžení řešené problematiky.

Vymezení zúžené problematiky je již dostačujícím podkladem pro formulaci hypotézy práce a popisu postupu práce prostřednictvím metodiky práce.

Je zřejmé, že součástí metodiky práce bude teoretická analýza problému, kterou pak bude možno promítnout do synteticky pojatých dílčích výsledků. Těmito výsledky by měl být právě fyzikální popis strukturálních složek radiologie.

Pokud naznačená cesta povede ke splnění cílů práce, bude možno přistoupit k srovnání postupu práce a dílčích dosažených výsledků. To již umožní zjistit, zda hypotéza práce byla ověřena či neověřena.

Po zjištění ověřenosti či neověřenosti hypotézy práce bude možno podat návrh navazujících prací a přehledu praktických a teoretických přínosů práce.

Z předcházejícího hrubého nárysu plnění cílů bakalářské práce je zřejmé, že nejdříve je zapotřebí vymezit současný stav zkoumané problematiky.

Tento současný stav bude dán

- a) Popisem struktury radiologie
- b) Popisem struktury fyziky a radiologické fyziky
- c) Popisem teorie vzdělávací komunikace, popisem vhodného aparátu pro modelování kognitivních struktur

## **2. Současný stav zkoumaného problému**

### **2.1. Popis struktury radiologie (Použity citace z [1], [7], [10])**

Historicky se vznik radiologie spojuje s rozvojem využití rentgenového záření v diagnostických a terapeutických oborech. Radiologie se později začala dělit na radiodiagnostiku, radioterapii a nukleární medicínu.

V dalším vývoji radiologie rozšířila svou působnost i na záření elektromagnetického spektra s ionizujícími účinky. Mezi tato záření patří především gama záření. Fotony těchto záření ionizují nebo destruuji buď jen cílový mikroobjekt absorpcí energie fotonu, nebo ionizují nepřímo prostřednictvím nabitých částic uvolněných při interakci rentgenového záření či gama záření s prostředím.

Posléze byly k radiologii přičleněny i další diagnostické zobrazovací metody související s některými druhy mechanického vlnění. Jedná se především o magnetickou rezonanci ve vazbě na rádiové vlnění, termografii ve vazbě na infračervené záření a sonografii ve vazbě na ultrazvukové vlnění.

V současnosti se jak k diagnostickým zobrazovacím metodám, tak i terapeutickým metodám přičlenily metody využívající korpuskulární jaderné i nejaderné záření, tvořené svazky částic (např. pozitronové zobrazovací systémy nebo negativní beta zářiče zaváděné přímo do nádorových ložisek, ozařování nádorů svazky protonů, neutronů a iontů). Mezi korpuskulárními zářeními rovněž převažuje ionizující záření tvořená nabitými částicemi, které jednak ionizují prostředí přímo po celé dráze svého letu, jednak destruuji např. atomy či molekuly nádorové tkáně ionizací nárazem. Lze však využívat i záření tvořená nenabitými částicemi. Nenabitě částice ionizují a případně i destruuji podobně jako fotony buď jen zasažený mikroobjekt, nebo ionizují nepřímo prostřednictvím nenabitých částic při interakcích nenabitých částic s prostředím (např. neutronová terapie).

Radiologii lze jako vědní obor z hlediska aplikací v medicíně definovat jako vysoce specializovaný a klinicky velmi významný. Obor založený především na diagnostickém a terapeutickém využití přímo a nepřímo ionizujícího elektromagnetického a korpuskulárního záření, neionizujícího elektromagnetického záření v oblasti rádiových vln a infračerveného záření a mechanického ultrazvukového vlnění.

Absolvent studia radiologie by měl mít ve svém profilu dvě základní složky: radiodiagnostiku a radioterapii. Tyto dvě složky by v podrobnějším členění měly nalézt odezvu v nukleární medicíně (otevřené a uzavřené zářiče, vyšetřování a zobrazování výsledků), v klasické radiografii rentgenová diagnostika, počítačová tomografie, v termografii zobrazování výsledků vyšetřování bezkontaktní a kontaktní termografií, v magnetické rezonanci zobrazování výsledků vyšetřování nukleární magnetickou rezonancí, v sonografii vedle možností léčby ultrazvukem – v rámci radiologie spíše vyšetřování a zobrazování výsledků vyšetření.

Nezanedbatelná je také ovšem oblast ochrany před ionizujícím zářením a jeho detekce.

Absolvent studia radiologie širším slova smyslu by měl být připraven i pro potřebné oblasti radiochemie a radiobiologie. Důvodem je časové fázování účinků ionizujícího záření při jeho působení na člověka. První fáze – fyzikální – je spojena s absorpcí energie ionizujícího záření s následkem excitace, ionizace a případné destrukce atomů a molekul buněk. Doba trvání fyzikální fáze je  $10^{-13}$  s. Druhá fáze je chemická fáze spojená s produkcí volných radikálů reagujících se všemi komponentami ozářených buněk. Doba trvání chemické fáze je  $10^{-5}$  s. Třetí fáze je biologická fáze spojená s odpovědí ozářeného organismu nebo jeho části na všech úrovních: molekulární, buněčné, tkáňové, orgánové a na úrovni organismu jako celku. Doba trvání biologické fáze může být i velmi dlouhá, v řádu několika měsíců či let.

Základní složkou profilu studenta radiologie by také nepochybně měla být složka fyzikální. Základy fyziky vyžadují nejen pochopení fyziky jako celku, ale také vybudování základních představ z oblasti klasické, kvantové a relativistické statistické i nestatistické fyziky. Jen tak lze správně pochopit fyzikální podstatu radiodiagnostiky, radioterapie a nukleární medicíny, termografie, magnetické rezonance a sonografie. U absolventů vysokoškolského studia radiologie nejde jen o pochopení fyzikální podstaty uvedených složek, ale také o tvůrčí aplikace založené i na získaných fyzikálních poznacích.

K formování fyzikální složky profilu absolventa studia radiologie je potřebné nejdříve získat motivaci. Ta může pramenit například z hlubokého zájmu o studovaný obor. Pokud se podaří identifikovat vyjmenované složky profilu absolventa studia

radiologie jako je např. nukleární medicína, radioterapie nebo radiodiagnostika, je potvrzeno, že zvládnutí potřebných fyzikálních poznatků je velice nezbytné.

Poté následuje rozhodnutí, zda by mělo mít zvládnutí fyzikálního základu charakter jen účelový nebo charakter vedoucí ke schopnosti tvůrčí aplikace. V prvním případě si stačí nalézt potřebné poznatky ze statistické a nestatistické fyziky, a s těmito poznatky se průběžně seznamovat. V druhém případě (tvůrčí zvládnutí) je potřebné pokusit se pochopit fyziku jako celek prostřednictvím struktury fyziky a přitom sledovat model struktury fyziky, který je modelem jak efektivně přemýšlet při studiu.

Přehled fyzikálního základu nutného ke zvládnutí studia radiologie je uveden v příloze 1 – schematický přehled záření a vlnění používaných v radiologii.

## **2.2. Popis struktury fyziky a radiologické fyziky ([1], [2], [13], [14], [15])**

Analyticko-syntetický model kognitivní struktury vědeckého systému fyziky z hlediska jeho sdělitelnosti je uveden v příloze 2 ke kapitole 2 - model struktury fyziky.

Model kognitivní struktury fyziky je na základě fyziky jako celku a na základě dalších modelů statistické fyziky, klasické fyziky, kvantové fyziky a relativistické fyziky.

Model lze stručně popsat následujícím způsobem:

- a) Fyzika je jedna z přírodních věd. Zkoumá makrosystémy tvořené obrovským počtem objektů (většinou částic) pohybujících se neuspořádaným (statistickým) pohybem. Dále zkoumá mikroobjekty, makroobjekty a megaobjekty, které jsou buď osamocené, nebo tvořeny objekty, které se pohybují uspořádaným (nestatistickým) pohybem (např. Proud částic nebo vlnění). Podstatou těchto objektů je vzájemné působení látek a polí. Vývoj těchto objektů až do současnosti je spojen s postupným rozpadem obecné unitární interakce na dílčí interakce (gravitační, elektromagnetickou, silnou a slabou interakci)
- b) Makrosystémy mají statistický charakter, je brána v úvahu jejich vnitřní struktura. Zkoumá je statistická fyzika, jejich stavy se nazývají stavy termodynamickými. Možným stavům je přiřazována pravděpodobnost jejich výskytu pomocí distribučních funkcí, stavové parametry těchto stavů jsou

soubořovými středními hodnotami fyzikálních veličin. Pohyb je pojímán jako změna stavu. Většinou jsou zkoumány stavy termodynamické rovnováhy, v nichž se střední hodnoty stavových parametrů s časem nemění. Příkladem mohou být makrosystémy molekul vzduchu, ale také makrosystémy fermionů (např. elektronový plyn v kovech jako degenerovaný Fermiho plyn) nebo bosonů (např. fotonový plyn záření černého tělesa nebo fotonový plyn v krystalech, amorfních látkách a supravodivých materiálech jako degenerované Boseho plyny)

- c) Mikroobjekty, makroobjety a megaobjekty mají nestatistický charakter, jejich vnitřní struktura není brána v úvahu. Zkoumá se nestatistický charakter, jejich vnitřní struktura není brána v úvahu. Zkoumá se nestatistická fyzika, jejich stavy se nazývají stavy pohybovémi. Popis pohybových stavů umožňují pohybové zákony (kinematika), příčiny změn pohybových stavů umožňují popsat pohybové rovnice (dynamika). Jsou zkoumány stavy rovnovážné (statické, stacionární) a také stavy nerovnovážné (kvazistacionární, nestacionární). Pohyb je opět pojímán jako změna stavu. Příkladem stacionárního stavu může být stav vázaného elektronu v obalu atomu, který nezáří a neabsorbuje. Příkladem nestacionárního stavu může být stav vázaného elektronu při jeho excitaci nebo deexcitaci (atom při excitaci může absorbovat foton, při deexcitaci naopak foton vyzařovat).
- d) Statistická i nestatistická fyzika mají svou variantu klasickou, kvantovou (je uplatňován vlnově korpuskulární dualismus) a relativistickou (prostor a čas závisí na rozložení pohybu fyzikálních objektů). V rámci statistické fyziky jsou tyto tři dimenze spojovány do kvaziklasického statistického přístupu, v rámci nestatistické fyziky je klasická dimenze zkoumána klasickou mechanikou a klasickými aplikacemi elektromagnetického pole, kvantová a relativistická dimenze kvantovou mechanikou a kvantovými a relativistickými aplikacemi elektromagnetického pole.
- e) Nestatistickou fyziku (nestatistický přístup) lze vystavět na základě pojmů „pohybová rovnice“ (např. druhý Newtonův zákon v klasické mechanice, nestacionární Schrodingerova rovnice v nerelativistické kvantové mechanice) a „pohybový zákon“ (např. tvar trajektorie jako množina koncových bodů

polohového vektoru v klasické mechanice; v kvantové mechanice si lze představit tvar trajektorie jako množinu „pravděpodobnostních oblaků“ vázaného elektronu při jeho excitaci nebo deexcitaci v obalu atomu).

- f) Statistickou fyziku (statistický přístup) lze vystavět na pojmu „distribuční funkce“ (např. Maxwellova-Boltzmannova rozdělení) a „souborová střední hodnota“ (např. střední kvadratická rychlost molekul plynu).

## 2.3. Popis teorie vzdělávací komunikace fyziky

### 2.3.1. Teorie didaktické komunikace fyziky (použity citace z [2], [7], [8], [9])

V teorii vzdělávání byla vyvinuta J.Brockmeyerovou nová teorie, nazvaná “Didaktická komunikace fyziky”

V rámci teorie “Didaktické komunikace” je předložen sled transformací fyzikálního poznatku z vědeckého do didaktického jazyka, který je již dostatečně srozumitelný jak učitelům, tak i studentům.

<b>Tento sled transformací je zřejmý z následujícího přehledu:</b>	
<b><u>Transformace T1</u></b>	<b>Systém fyzikálních teorií ® Vědecký system fyziky z hlediska jeho sdělitelnosti</b>
<b><u>Transformace T2</u></b>	<b>Vědecký system fyziky z hlediska jeho sdělitelnosti ® Obsah výuky fyziky jako učivo (nejpřesnější a nejúplnější vyjádření didaktického systému fyziky)</b>
<b><u>Transformace T3</u></b>	<b>Obsah výuky fyziky (učivo) ® Učebnice (základní složka výukového projektu fyziky)</b>
<b><u>Transformace T4</u></b>	<b>Učebnice, vstupní znalosti a zkušenosti učících se (včetně běžných znalostí) ® Vědomosti (T4 je realizována prostřednictvím vzdělávacího procesu)</b>
<b><u>Poslední fáze didaktické komunikace</u></b>	<b>Vědomosti ® Trvalá složka vzdělání a její aplikace</b>

V rámci transformací T1, T2 a T3 je potřebné vhodným způsobem vyjádřit a sdělit poznatky fyziky. K tomuto účelu byly vyvinuty nové metody, které odrážejí kognitivní strukturu fyzikálních pojmů a poznatků. Tyto metody vyvěrají z analyticko-syntetické struktury poznatku (J.van Deursen, P.Záškodný) a z hierarchicky uspořádaných úrovní pojmově poznatkových systémů (P.Tarábek ). Tyto metody používají modely a síťové grafy.

Použitelnost teorie didaktické komunikace (J. Brockmeyerová) a kognitivně strukturních metod (P. Tarábek, P.Záškodný) byla potvrzena pomocí několika skupin vědeckých oborů. Bylo ukázáno, že jak teorie didaktické komunikace, tak i kognitivně strukturní metody jsou akceptovatelné nejen pro vzdělávání ve fyzice, ale také pro zkoumání problémů vztahujících se k různým vědeckým oborům.

### **2.3.2. Teorie vzdělávací komunikace fyziky (použity citace z [2], [7], [8], [9])**

V rámci teorie „Didaktické komunikace” je předložen sled transformací fyzikálního poznatku z vědeckého do didaktického jazyka, který je již dostatečně srozumitelný jak učitelům, tak i studentům.

V oblasti vysokého školství lze teorii „Didaktické komunikace” nazvat teorií „Vzdělávací komunikace“. Důvod nového pojmenování je dán faktem, že „didaktický systém vědeckého oboru” (výsledek transformace T2) může být v oblasti vysokého školství nahrazen vysokoškolským vzdělávacím stupněm komunikace.

Jsou tři úrovně těchto stupňů:

- bakalářský stupeň
- magisterský stupeň
- doktorský stupeň



<b>Na základě této substituce lze sled transformací předložit pomocí následujícího přehledu:</b>
<u>Transformace T1:</u> Systém vědeckých teorií příslušného oboru → Vědecký systém příslušného oboru z hlediska jeho sdělitelnosti
<u>Transformace T2:</u> Vědecký systém příslušného oboru z hlediska jeho sdělitelnosti → Vysokoškolský vzdělávací stupeň komunikace
<u>Transformace T3:</u> Vysokoškolský vzdělávací stupeň komunikace (obsah teoretické výuky, problémově pojaté semináře, laboratorní práce a doprovodné praxe) → Skriptum, učební text (základní složka vysokoškolského výukového projektu)
<u>Transformace T4:</u> Skriptum, vstupní znalosti a zkušenosti studentů (včetně běžných znalostí) → Soustava vědomostí (T4 je uskutečňována prostřednictvím vzdělávacího procesu)
<u>Závěrečná fáze vzdělávací komunikace (Transformace T5):</u>  Soustava vědomostí → Použitelnost osvojených poznatků jako poslední složka vzdělávání (včetně inovace vědeckého systému odpovídajícího studovanému oboru vědy).

### **2.3.3. Popis analyticko-syntetického modelování (použity citace z [2], [8], [9])**

Vytvoření strukturovaného modelu předávání fyzikálního poznání spočívá

v analyticko-syntetickém modelování přenosu fyzikálního poznání jako zprostředkovaného řešení identifikovaného problému. Vedle úvodní identifikace problému jako dosud nepoznané oblasti fyzikální reality tento druh kognitivních modelů obsahuje analytickou část, část věnující se vymezení podstaty dílčích problémových oblastí procesem abstrakce, syntetickou část a konečně závěrečnou myšlenkovou rekonstrukci původního identifikovaného problému.

Provedená myšlenková rekonstrukce již osvojené oblasti fyzikální reality umožňuje vymezit další navazující problém, který může být opět řešen v rámci výuky pomocí odborně strukturovaného a navazujícího poznávacího cyklu.

Lze se domnívat, že analyticko-syntetické modely jsou prostředkem k reprezentaci vědeckého systému fyziky z hlediska jeho sdělitelnosti (tj. k uskutečnění transformace T1), k reprezentaci didaktického systému fyziky (tj. k uskutečnění transformace T2) a v rámci transformace T3 mohou být dobrou předlohou k napsání kvalitní učebnice. Fyzikální teorie jsou pak strukturovány tak, aby na úrovni vědeckých poznatků I didaktizovaných poznatků umožňovaly přenos fyzikálního poznání jako řešení problémů.

Je zřejmé, že tyto modely nepotřebují vědci, ale měli by být výbavou pro učitele fyziky na všech úrovních pro usnadnění přenosu fyzikálních poznatků během výuky.

Výsledkem transformace T1 je vědecký systém fyziky z hlediska jeho sdělitelnosti.

#### **2.3.4. Ilustrace analyticko-syntetického modelování v přírodních vědách (použity citace z [20])**

##### **Model struktury biologie**

Analyticko-syntetický model kognitivní struktury vědeckého systému fyziky z hlediska jeho sdělitelnosti je uveden v příloze 4 ke kapitole 2-model struktury biologie

Model kognitivní struktury biologie je na základě biologie jako celku.

Model lze stručně popsat následujícím způsobem:

##### **Předmět zkoumání**

A. Biologické objekty, B. Vlastnosti biologických objektů

##### **A. Biologické objekty**

Organismy (živí jedinci)

##### **A1. Členění biologických objektů**

a) Členění podle počtu – nebuněčné živé soustavy (viry – závislé na hostitelské buňce)

- jednobuněčné organismy (prokaryota) děleny na Archea (buněčná stěna neobsahuje murein) a Bakterie (buněčná stěna obsahuje murein)
- mnohobuněčné organismy (soustavy buněk tvoří funkčně a tvarově diferencované tkáně – eukaryota) děleny do 5 říší: rostliny, houby, chromista, prvoci, živočichové

b) Členění dle taxonomie: doména, říše, kmen, oddělení, třída, řád, čeleď, rod, druh

c) Členění dle domén: Archea, Bakterie, Eukaryota

## **A2. Podstata biologických objektů**

a) Definice biologického objektu: Živý jedinec s obecnými vlastnostmi organismů jako prostorově ohraničená soustava, z termodynamického hlediska jde o otevřené soustavy vyměňující s okolím látky a energie

b) Stavební prvek: buňka prokaryotického nebo eukaryotického typu a její funkce a struktura

c) Pojítka stavebních prvků: život jako způsob interakce mezi stavebními prvky

d) Definice života jako pojítka: ustavičná práce, která je v podstatě jakési „uklizení nepořádku (chaosu)“, který se tvoří při všech dějích v přírodě. Pro tuto činnost potřebuje organismus energii, což je schopnost biologicky pracovat (formy biologické práce – biosyntéza, transport látek, biologický pohyb)

## **A3. Vývoj biologických objektů**

a) Chemická evoluce (vznik stavebních látek živé hmoty)

- 1) Vznik jednoduchých organických sloučenin abiogenetickou cestou (vznik aminokyselin a stavebních jednotek bílkovin a nukleových kyselin – zdroj energie: UV část slunečního záření)
- 2) Vznik koacervátů a metabolonů (metabolon – první termodynamicky otevřený systém)

- b) Biologická (informační) evoluce (vznik života jako vznik genetického kódu + zabezpečení přesné replikace nukleové kyseliny, obsahující ve své struktuře genetickou informaci)
- 1) Vznik prabuněk (protobiontů) s oddělením mechanismu replikace a translace transkripce RNA do DNA
  - 2) Vývoj od protobiontů (praorganismů) k buňce prokaryotního typu
  - 3) Vznik eukaryotních buněk
  - 4) Tři úrovně biologické evoluce (mikroevoluce – v rámci druhu, speciace – vznik nových druhů, makroevoluce – vznik a vývoj vyšších taxonů než druh)

## **B. Obecné vlastnosti biologických objektů**

### **B1. Obecné vlastnosti biologických objektů z hlediska termodynamiky organismů**

- Obecné makrostrukturální vlastnosti biologických objektů – jejich termodynamické stavy a změny těchto stavů jako základní formy jejich pohybu
- Fyzikální, chemická, biologická forma existence objektů a jejich pohybu – determinace statistické dimenze biologických objektů a jejich vlastností termodynamikou organismů
- Fenomenologická a statistická termodynamika, MS, termodynamický stav a jeho parametry, MSS, KSS, GSS, STR, STN – stavy biologických objektů jako STR s různou pravděpodobností, změny stavů biologických objektů jako pohyb biologických objektů spojený se změnou stavových parametrů
- Termodynamika organismů – otevřené soustavy s výměnou látek a energií (GSS), přechod k větší organizovanosti spojen s poklesem entropie  $S$  a přechodem k novému STR (endoenergetické reakce), přechod k nižší organizovanosti spojen s růstem entropie  $S$  a přechodem k novému STR (exoenergetické reakce), první a druhá věta termodynamická, teorie ontogeneze a fylogeneze (Ilya Prigogine)
- Stavové parametry: Organizovanost a strukturálnost, Metabolismus, Vnímavost, Reprodukovatelnost
- Organizovanost, strukturálnost (stupňovitá uspořádanost – atomy, molekuly, makromolekuly, makromolekulární celky, orgány, buňky, tkáně, orgány, organismus jako živý jedinec)

- Metabolismus (přeměna energií a látek biochemickými procesy: syntéza organických látek, uvolňování energie z chemických látek)
- Vnímavost (schopnost přijímat podněty z prostředí a reagovat na ně)
- Reprodukovatelnost (schopnost rozmnožovat se)
- Změny stavových parametrů: ontogenetická a fylogenetická evolučnost
  - Ontogenetická evolučnost (schopnost vyvíjet se u živého jedince, který ve svém individuálním vývoji přechází ze STR do STR se stále menší produkcí entropie, poslední přechod s nulovou produkcí entropie odpovídá smrti)
  - Fylogenetická evolučnost (schopnost fylogenetického vývoje, který jako vývoj druhů a dalších taxonů je dán fluktuacemi – náhodnými odchylkami – od vymezených hodnot termodynamických veličin a funkcí. Fluktuace způsobí vychýlení MS ze STR a je příčinou přechodu do jiného STR)

## **B2. Obecné vlastnosti biologických objektů z hlediska kvantové fyziky a chemie**

- a) Obecné mikrostrukturální vlastnosti biologických objektů – kvantově mechanický charakter elementárních částic, atomů a molekul, jejich pohybové stavy a změny stavů
- b) Vlnově korpuskulární charakter polní částice (např. fotonu) a látkové částice (např. elektronu), stacionární stavy a přechody mezi stacionárními stavy, statisticko pravděpodobnostní charakter
- c) Kvantová mechanika atomu, stacionární stavy a přechody mezi nimi, statisticko pravděpodobnostní charakter
- d) Kvantová mechanika molekuly a její stavby (např. molekuly vody)
- e) Energetika živých systémů (mechanismy výměny látek a energií)
  - 1) Přeměna chemické energie v mechanickou (aktivní pohyb organismů – molekulové motory)
  - 2) Přeměny energie v buňkách (fotosyntéza) – přeměna zářivé energie Slunce absorpcí účinných fotonů molekulami např. chlorofylu na tok elektronů, elektrony zachycovány univerzálním přenašečem energie v buňce (molekulou ATP – adenosintrifosfátem).

- 3) Přeměny energie v buňkách (fotolýza vody) – fotolýza vody za vzniku kyslíku, elektronů a protonů s nahrazením kyslíku spotřebovaného aerobními procesy a s využitím elektronů a protonů k redukci  $\text{CO}_2$  na cukry, v nichž je energie akumulována
  - 4) Přeměny energie v buňkách (štěpení živin) – v buňkách tkání jsou štěpeny substráty (mastné kyseliny, glycerol, glukóza) odtransportované krví k těmto tkáním, získaná energie je využita na tvorbu molekuly ATP
- f) Schéma toku energie v buňce – energie získaná při fotosyntéze a štěpením živin se z části stává energií využitelnou pro biologickou práci (pohyb organismů, biosyntéza, transport látek), univerzálním přenašečem energie v buňce je molekula ATP.

### 3. Upřesněný cíl práce (zúžení problému)

Nalézt fyzikální popis magnetické rezonance, radiodiagnostiky, nukleární medicíny a sonografie tak, aby na základě vysokoškolské didaktiky fyziky a radiologie (radiologické fyziky) se stal přístupným pro studenty bakalářského stupně i pro středoškolské studenty se zájmem o radiologii.

Analýzou současné dostupné literatury byl uveden strukturální popis radiologie, fyziky a vysokoškolské didaktiky fyziky (v podobě teorie vzdělávací komunikace fyziky).

Cílem práce je vytvořit sdělitelný vědecký systém fyziky v oblasti složek profilu radiologického asistenta. K tomuto vytvoření je především zapotřebí komparovat strukturu radiologie, se strukturou fyziky a posléze použít vhodné transformace teorie vzdělávací komunikace fyziky (včetně metod analyticko-syntetického modelování).

Analýzou současného stavu bylo zjištěno, že v literatuře není uveden v analyticko-syntetické podobě především model struktury radiologie. Další složky bakalářské práce jsou pro řešení hlavního cíle bakalářské práce již dostatečně v literatuře zpracovány.

Upřesněné cíle bakalářské práce a zúžení hlavního problému lze nyní formulovat takto:

- 1) Nalézt analyticko-syntetický model struktury radiologie, s největší pravděpodobností rozložený do několika poznávacích cyklů.

- 2) Pro nalezení tohoto modelu lze již přistoupit k plnění hlavního cíle, tj. ke komparování struktury radiologie a fyziky za současného využití metod moderní vysokoškolské didaktiky fyziky.

#### **4. Hypotéza práce**

Prostřednictvím hlavního cíle práce uvedeného v Úvodu práce, prostřednictvím uvedené analýzy současného stavu řešeného problému a prostřednictvím upřesnění cílů práce ( na základě zúžení řešené problematiky) lze již formulovat hypotézu práce:

Užitím teorie vzdělávací komunikace ( především jejich transformací T1 a T2) a metod analyticko-syntetického modelování bude možné vytvořit sdělitelný fyzikální popis složek radiologie a přizpůsobit jej bakalářským příbuzným studijním oborům, případně i středoškolským studentům se zájmem o radiologii.



## **5. Popis metodiky práce pomocí postupu práce**

Formulovaná hypotéza práce a její upřesněné cíle umožňují popsat postup práce:

- a) Popis struktury fyziky
- b) Popis transformací teorie vzdělávací komunikace fyziky
- c) Popis analyticko-syntetického modelování kognitivních struktur
- d) Nalezení analyticko-syntetického modelu struktury radiologie
- e) Komparace struktury radiologie a fyziky
- f) Aplikace obou komparací na strukturu radiologické fyziky a výběr vhodných složek profilu radiologického asistenta k vystižení jejich fyzikální podstaty
- g) Vymezení struktury fyzikálního popisu vybraných složek profilu radiologického asistenta viz modrá knížka
- h) Fyzikální popis MR
- i) Fyzikální popis sonografie
- j) Ověření hypotézy práce na základě srovnávání postupu práce a přehledu dosažených výsledků
- k) Praktické a teoretické přínosy práce, návrh navazujících prací

## **6. Teoretická analýza problému**

Po vymezení současného stavu zkoumaného problému a po zúžení cíle práce a formulace hypotézy práce lze již popsat složky teoretické analýzy problému zkoumaného bakalářskou prací:

- komparace struktury radiologie a fyziky
- komparace transformací vzdělávací komunikace fyziky s analyticko-syntetickým modelováním
- aplikace obou komparací na strukturu radiologické fyziky: tj. popis následujících strukturálních složek radiologie (např. bez sonografie a termografie, ale např. podle vlastní vybudované struktury)

### **6.1. Nalezení analyticko-syntetického modelu struktury radiologie**

Grafické znázornění nalezeného analyticko-syntetického modelu radiologie je uveden v příloze 5-Struktura radiologie.

Radiologie jako vědní obor je závislý na mnoha aspektech. Za základní složky tohoto oboru bychom mohli považovat tyto „stavební kameny radiologie“:

- Fyzikální základ
- Technický základ
- Sociální základ
- Lékařský základ
- Matematický základ
- Biologický základ
- Chemický základ
- Přenos a využití informací

Na základě výše uvedených poznatků můžeme dále vymežit základní schéma radiologie jako vědního oboru na základě její aplikace v medicíně.

- Ochrana před ionizujícím zářením, detekce a dozimetrie –
- Radioterapie
- Nukleární medicína
- Radiologické vyšetřovací metody

V rámci ochrany před ionizujícím zářením, detekci a dozimetrii lze potom připomenout tyto aspekty:

- Filmové dozimetry
- Autoradiografie
- Frickův dozimetr
- Elektroskop
- Ionizační komůrky
- Geiger-Mullerův počítač
- Polovodičové detektory
- Scintilační detektory
- Senzitometrie

V rámci radioterapie lze potom připomenout tyto aspekty:

- Brachyterapie
- Rentgenová terapie
- Plánování irradiace
- Teleterapie

V rámci nukleární medicíny lze potom připomenout tyto aspekty:

- PET
- SPECT
- Metody in vitro
- Metody in vivo

V rámci radiologických zobrazovacích metod lze potom připomenout tyto aspekty:

- Počítačová tomografie
- Klasická radiografie
- Digitální radiografie
- Magnetická rezonance
- Sonografie
- Termografie
- DSA Technologie

Každá z těchto disciplín má jistě své nezastupitelné místo jak v medicínských oborech, tak i v uplatnění mimo medicínu. Radiologii bychom tedy mohli z hlediska medicínské praxe zkráceně definovat jako klinickém a terapeutickém využití ionizujícího a neionizujícího záření. Mezi tato záření patří:

- Gama záření
- RTG záření
- Infračervené záření
- Rádiové vlny
- Ultrazvukové vlny
- Korpuskulární záření

Toto schéma je základní a je založeno na rozdělení radiologie podle využití hlavně v medicínských oborech a záření, která se v těchto oborech nejvíce využívají.

## **6.2. Komparace struktury radiologie a struktury fyziky**

Analyticko-syntetická struktura radiologie byla popsána pomocí tří poznávacích cyklů, poslední cyklus byl zakončen výběrem a popisem neionizujících a ionizujících záření, která hrají důležitou roli v radiologii.

Analyticko-syntetická struktura fyziky je tvořena dvěma poznávacími cykly. V prvním cyklu je poukázáno na existenci statistické a nestatistické fyziky, v cyklu druhém na potřebu zkoumat klasickou, kvantovou a relativistickou dimenzi obou fyzik.

Komparací obou těchto struktur lze vyvodit, že v převážné míře bude zapotřebí pracovat s nestatistickou fyzikou (výjimkou je například ohřívání anody v rentgence, tento proces má výrazně statistický charakter). Odtud vyplývá, že u vybraných složek profilu radiologického asistenta, bude nejvíce potřebné zabývat se klasickými kvantovými a relativistickými aspekty neionizujících a ionizujících záření.

Například magnetická rezonance bude při popisu fyzikálních základů výrazně používat kvantovou dimenzi (místo „rotujících protonů“ v atomech vodíku bude pracováno se změnou tvaru „pravděpodobnostního oblaku“ – změny v hodnotách kvantových čísel) a také dimenzi ultrarelativistickou (elektromagnetické pulsy se šíří

rychlostí světla). Naopak například při popisu fyzikálních základů sonografie bude převažovat klasická dimenze popisu podélné ultrazvukové mechanické vlny.

### **6.3. Komparace transformací teorie vzdělávací komunikace fyziky s analyticko-syntetickým modelováním**

Bakalářská práce se snaží vytvořit fyzikální popis vybraných složek profilu radiologického asistenta na úrovni bakalářského studia.

Je tedy zřejmé, že s transformací T1 až T5 vzdělávací komunikace fyziky budou zkoumány především transformace T1 a T2.

Transformace T1 požaduje převedení systému vědeckých teorií a metod zkoumaného oboru na sdělitelnou podobu – touto sdělitelnou podobou jsou v pojetí bakalářské práce analyticko-syntetické modely. V bakalářské práci byly již prezentovány dva analyticko-syntetické modely-model struktury radiologie vytvořený autorkou bakalářské práce a převzatý model struktury fyziky.

Transformace T2 vyžaduje volbu mezi bakalářským, magisterským a doktorským stupněm. Jelikož všechny stupně představují dle Boloňské deklarace vysokoškolské úrovně studia, je zřejmé, že přednášené disciplíny by měly být založeny na analyticko-syntetických modelech sdělitelného vědeckého systému radiologie a fyziky. To ukazuje, že oba analyticko-syntetické modely jsou rovněž využitelné pro transformaci T2. Jako ilustrace analyticko-syntetického modelu byl rovněž v Příloze 4 uveden analyticko-syntetický model biologie (u něhož byla preferována statistická dimenze).

Z hlediska transformace T3 (transformace vysokoškolského vzdělávacího stupně na výukový vysokoškolský projekt) lze poukázat na možnost, že před tvorbou např. jakéhokoliv učebního textu (skripta) by měl být k dispozici příslušný analyticko-syntetický model odpovídající vědecké disciplíny, případně analyticko-syntetické modely částí této disciplíny.

### **6.4. Strukturální popis fyziky potřebný pro vymezení fyzikální podstaty vybraných složek radiologického asistenta**

Vybranými složkami profilu radiologického asistenta, u nichž bude vytvořen fyzikální popis jejich podstaty jsou magnetická rezonance a sonografie. Pro úplnost lze připomenout Přílohu č.1, v níž jsou k jednotlivým složkám spektra elektromagnetického záření přiřazeny složky profilu radiologického asistenta. Aby byla zahrnuta také korpuskulární záření jako část strukturálního popisu fyziky potřebného pro vytvoření fyzikální podstaty složek radiologického asistenta bude ještě uvedena podle [1] tabulka znázorňující jak elektromagnetické, tak i korpuskulární záření ve vazbě na jednotlivé složky profilu.

V další části strukturálního popisu fyziky bude krátce vymezen fyzikální aparát potřebný pro popis magnetické rezonance a sonografie.

#### **6.4.1. Strukturální složky fyziky - magnetická rezonance**

- a) Kvantová mechanika elementárních částic (především protonu) jako obecná strukturální složka.
- b) Z kvantové mechaniky pak lze připomenout především pojem operátoru, vlastní rovnice operátoru (např. vlastní rovnice Hamiltonova operátoru je známá stacionární Schrodingerova rovnice), systém vlastních hodnot a systému vlastních funkcí operátoru.
- c) Řešením vlastních rovnic operátorů pro elementární částice (např. elektronu v obalu atomu nebo proton v jádře atomu) se objeví obvykle 4 kvantová čísla – hlavní kvantové číslo  $n$ , vedlejší kvantové číslo  $m$ , magnetické kvantové číslo  $m$  a spinové magnetické číslo  $m_s$ .
- d) Magnetické kvantové číslo  $m$  charakterizuje vlastní hodnoty operátoru  $z$ -ové složky orbitálního momentu hybnosti  $b_2$ , spinové magnetické kvantové číslo  $m_s$  charakterizuje vlastní hodnoty operátoru  $z$ -ové složky spinového momentu hybnosti  $S_2$ .
- e) Soubor kvantových čísel charakterizuje tvar „pravděpodobnostního oblaku“ elementární částice, při změně tvaru „pravděpodobnostního oblaku“ se mění energie elementární částice (např. energie elektromagnetického pulsu protonu atomu vodíku nebo naopak, návrat k původnímu tvaru „pravděpodobnostního oblaku“ s vysláním nového elektromagnetického pulsu, který již může nést informaci o struktuře a funkci vyšetřované struktury lidského těla).

- f) Z klasické fyziky bude používán pojem vektorového součinu např. magnetického momentu  $\vec{\mu}$  a vektoru magnetické indukce  $\vec{B}$ . Tento vektorový součin vede k charakteristice působícího momentu síly a jeho vazby na orbitální moment hybnosti  $\vec{b}$ -odtud již lze dospět k popisu Larmorovy frekvence  $\Omega$ .
- g) Z relativistické fyziky je používána především vlnová stránka fotonů elektromagnetických pulsů, které se šíří za všech okolností podle relativistického principu konstantní rychlosti světla vždy rychlostí světla v daném prostředí.

#### 6.4.2. Strukturální složky fyziky – sonografie

- a) Z klasické mechaniky je používán především aparát mechanického vlnění daný vlnovou funkcí a vlnovou rovnicí pro podélné ultrazvukové vlny.
- b) Dále je z hlediska klasické dimenze nestatistické fyziky používán Dopplerův jev.
- c) Dále je z hlediska klasické dimenze nestatistické fyziky používána kvazistacionární teorie elektromagnetického pole (nízkofrekvenční střídavý proud).

## 7. Praktická část práce

Pro praktickou část práce, spočívající ve vystižení fyzikální podstaty složek profilu radiologického asistenta (s využitím kapitoly 6.4.), byly z komplexu složek profilu radiologického asistenta (viz analyticko-syntetický model radiologie v kapitole 6.1. a tabulka v kapitole 6.4.) vybrány „Magnetická rezonance“ a „Sonografie“. Tento výběr byl založen jednak na zájmech autorky, jednak na možnosti využít při popisu fyzikální podstaty jak klasické dimenze nestatistické fyziky, tak i kvantové a relativistické dimenze této fyziky.

### 7.1. Fyzikální podstata magnetické rezonance (použity citace z [3], [4], [5], [6], [15], [16], [18], [19])

Mezi nejsložitější vyšetřovací metody patří magnetická rezonance (MR nebo-li MRI-MR imaging). Principem této metody je počítačové sledování změn chování různých buněk v lidském těle při působení silného magnetického pole. Konstrukce zobrazovacích systémů vychází z fenoménu jaderné magnetické rezonance a jaderné magnetické rezonanční spektroskopie.

Jaderná magnetická rezonance byla poprvé ověřena v roce 1946 americkými vědci F. Blochem a E. Purcellem, nositeli Nobelovy ceny za fyziku v roce 1952. V roce 1971 byl získán první in vivo tomogram celého lidského těla. V sedmdesátých letech se začala provádět analýza chemické struktury látek (spektroskopie). Již před více než deseti lety se horečně hledal kandidát na Nobelovu cenu za přínos pro MR. Udělení ceny v roce 1991 Richardu R. Ernstovi, fyzikálnímu chemikovi ze Švýcarska, však neuspokojilo všechny. Jedni tvrdili, že oblast MR je tím pokryta, druzí říkali, že došlo jen k částečnému ocenění vědeckého úsilí. Rok 2003 přinesl konečně uznání. Kandidátů bylo více, jedním z nich byl i R. Damadian, tvůrce prvního skeneru pojmenovaného „Nezkrotný“. Cenu za medicínu a fyziologii si nakonec rozdělili prof. Paul C. Lauterbur (1929), který objevil možnost kódování prostorové informace do signálu MR a Sir Peter Mansfield (1933), který odhalil možnosti matematické analýzy magnetických signálů.

Fyzikální podstata magnetické rezonance vychází z původní Rabiovy metody magnetické jaderné rezonance založené na dvou parametrech tvaru „pravděpodobnostních oblaků“ protonů. Zaměřením na protony vycházíme z faktu, že



lidské tělo je tvořeno ze 2/3 vodou. Proto v magnetické rezonanci velmi průkazně vystupují jádra atomů vodíku, tj. protony.

První parametr tvaru „pravděpodobnostních oblaků“ je dán vlastními hodnotami operátoru z-ové složky  $S_z$  spinového momentu hybnosti  $\hat{S}$  protonu. Tyto dvě vlastní hodnoty umožňují prostorovou orientaci paralelně nebo antiparalelně s orientací vektoru magnetické indukce  $\hat{B}$  magnetického pole (směr vektoru  $\hat{B}$  necht' je identický se směrem osy z soustavy souřadnic). Energeticky náročnější je antiparalelní orientace, proto se větší část protonů z makrosystému protonů atomů vodíku  $^1\text{H}$  orientuje paralelně a vzniká nenulový spinový magnetický moment hybnosti a tím i nenulový magnetický moment hybnosti  $\hat{\mu}_s$ . S vektorem  $\hat{\mu}_s$  vztaheným na jednotku objemu je spojen vektor podélné tkáňové magnetizace.

Vodíkový atom je složen z jádra tvořeného jedním elektronem a jedním protonem nacházejícím se v obalu atomu. Jádro si lze představit jako nehybné (proton je 1836 krát hmotnější než elektron). Elektron se vyskytuje v okolí jádra s různými pravděpodobnostmi – tyto rozmanité distribuce pravděpodobnosti vytvářejí různé stacionární stavy vázaného elektronu charakterizované různým tvarem „pravděpodobnostního oblaku“. Elektronu v úniku brání elektrické pole protonu. Metodami klasické mechaniky nelze nalézt stacionární stavy vázaného elektronu, ani zdůvodnit stabilitu vodíkového atomu. Obdobné rozmanité distribuce pravděpodobnosti lze vytvářet i pro proton v jádře – tato podobnost umožňuje popis „pravděpodobnostních oblaků“ protonů kvantovými čísly podobajícími se kvantovým číslům elektronu v obalu.

Druhý parametr je spojen s vlastními hodnotami operátoru z-ové složky  $b_z$  orbitálního momentu hybnosti  $\hat{b}$  protonu. Jelikož z-ová složka  $b_z$  a složky x-ová  $b_x$  a y-ová  $b_y$  nejsou současně měřitelné, bylo nezbytné kvantovat vedle velikosti také přípustné směry orbitálního momentu hybnosti  $\hat{b}$ . Tento způsob prostorového kvantování směru orbitálního momentu hybnosti  $\hat{b}$  byl spojen s přípustnými hodnotami z-ové složky  $b_z$  a byl vyjádřen prostřednictvím periodického děje konaného s úhlovou frekvencí  $\Omega$ . Snaha o vyvinutí klasické analogie nakonec vedla k představě, že vektor orbitálního momentu hybnosti  $\hat{b}$  opisuje s frekvencí  $\Omega$  kužel – koná precesní pohyb.

Podle vztahu  $\Omega = g \cdot B$  ( $g = \mu / b = -e / 2m$  je gyromagnetický poměr pro elektron) je tato Larmorova úhlová frekvence přímo úměrná velikosti vektoru magnetické indukce  $\vec{B}$ , konstantou přímé úměrnosti je gyromagnetický poměr. Pro daný proton je nenulový orbitální moment hybnosti  $\vec{L}$  spojen s dalším magnetickým momentem  $\mu / b = -e / 2m = g$  a  $\vec{M} = \mu \times \vec{B}$ , který je kolmý na směr vektoru magnetické indukce  $\vec{B}$ . Pro celý makrosystému protonů, např. atomů vodíku, je vzhledem k jejich náhodné distribuci v rovině kolmé na směr  $\vec{B}$  výsledný magnetický moment  $\vec{\mu}$  roven nulovému vektoru. Opět ve vazbě na jednotku objemu s magnetickým momentem  $\vec{\mu}$  spojen vektor příčné tkáňové magnetizace.

Fyzikální podstata magnetické rezonance (vyjádřená vektory podélné a příčné magnetizace) vychází z parametrizace tvaru „oblaku pravděpodobnosti“ pomocí kvantových čísel spojených se z-ovými složkami  $S_z$  a  $b_z$  spinového a orbitálního momentu hybnosti. Tato kvantová parametrizace umožňuje nepoužívat častá rčení „protony neustále rotují kolem své vlastní osy a tento pohyb je označován jako spin“ nebo „protony umístěné v magnetickém poli konají kromě svého původního rotačního pohybu (spinu) ještě pohyb precesní (po plášti rotačního kužele)“. Každá nabitá částice která se pohybuje, vytváří ve svém okolí magnetické pole a vykazuje magnetický moment. Protony si tedy lze představit jako miniaturní magnety.

Fyzikální základ technického využití spočívá v tom, že atomová jádra se sudým nukleonovým číslem se nechovají ke svému okolí magneticky, protože se jejich magnetické momenty ruší a nelze je využít pro MR zobrazování. Atomová jádra s lichým nukleonovým číslem si svůj magnetický moment zachovávají. (V klasické fyzice je magnetický moment definován součinem velikosti proudu protékajícího smyčkou vodiče a plochy tímto vodičem uzavřené. Je to vektor kolmý k této ploše. Určuje kroutivou sílu působící na smyčku v magnetickém poli o indukcii  $\vec{B}$ ). Z praktického hlediska nás nejvíce zajímají lehká jádra s lichým počtem nukleonů, jejichž spin může nabývat hodnot  $\pm 1/2$ , zejména jádro vodíku -  $^1\text{H}$  (proton) a fosforu  $^{31}\text{P}$ . Medicínsky může být využito i uhlíku  $^{13}\text{C}$ , fluoru  $^{19}\text{F}$  či sodíku  $^{23}\text{Na}$ .

Mezi magnetickým momentem jádra  $\mu$  a jeho spinovým momentem hybnosti (nebo také točivostí)  $S$  existuje vztah přímé úměry ( $\mu = g \cdot S$ ), přičemž konstantou úměrnosti  $g$  je tzv. gyromagnetický poměr. Magnetický moment jádra i moment hybnosti jádra jsou

vektory, které mají směr shodný s osou „rotace“ jádra. Není-li přítomno magnetické pole, magnetické momenty jader jsou prostorově neuspořádané. Jejich výslednice v objemové jednotce látky popsaná vektorem magnetizace je rovna nulovému vektoru.

Za normálních okolností je orientace rotačních os protonů (jejich magnetických pólů) ve tkáních nahodilá, magnetické momenty jednotlivých jader se tedy navzájem ruší a tkáň se navenek jeví nemagneticky. Vložíme-li tkáň do silného magnetického pole, uspořádají se rotační osy protonů rovnoběžně se siločárami vnějšího magnetického pole. Větší počet z nich je v poloze, kdy jejich magnetický moment je orientován souhlasně (paralelně) s vektorem vnějšího magnetického pole a menší počet protonů je orientován opačně (antiparalelně o  $180^\circ$ ). Antiparalelní uspořádání protonů je energeticky náročnější, a proto je jich méně než polovina. Tato „nerovnováha“ způsobí, že tkáň vykazuje celkový magnetický moment a navenek se chová magneticky. Tato vlastnost je základním principem magnetické rezonance.

Vložíme-li jádra s nenulovým magnetickým momentem do vnějšího silného stacionárního (a homogenního) pole o indukci  $\vec{B}$  budou mít snahu orientovat svůj vlastní magnetický moment ve směru (nebo proti směru) vektoru indukce  $\vec{B}$ . Je vhodné ztotožnit směr tohoto vektoru s osou z. Tato změna orientace vyvolá kvantové efekty, které se projeví podle předcházejícího popisu precesí jader. Osa rotace jader, přesněji řečeno vektor jejich momentu hybnosti i magnetického momentu, začne konat pohyb, jehož klasickou analogií je pohyb osy setrvačníku vnější silou vychýlené za svého původního směru. Vektory magnetických momentů jader začnou opisovat plášť kužele, jehož osa má směr magnetické indukce vnějšího pole. Frekvence tohoto pohybu – Larmorovy precese- je označována jako Larmorova frekvence  $\Omega$  ( $\Omega=g.B$ ).

Magnetický moment jádra je kvantovanou veličinou. Pro jádra s lichým počtem nukleonů nacházející se v magnetickém poli jsou možné pouze dva energetické stavy. Jak již bylo výše popsáno, v dané „populaci“ jader nepatrně převažují stavy charakterizované spinem  $+1/2$ . Vektor magnetizace ve směru osy z již v tomto případě nebude nulový.

Vektor tkáňové magnetizace je vlivem vnějšího magnetického pole orientován podélně s průběhem siločar vnějšího silného magnetu a jeho měření není možné. Pro měření vektoru tkáňové magnetizace je nutné změnit orientaci magnetického momentu.

Do tkáně se dodá energie v podobě elektromagnetického impulzu o frekvenci shodné s frekvencí precesního pohybu protonů – Larmorovou frekvencí – a dochází k magnetické rezonanci. Jsou-li obě frekvence totožné, dochází k absorpci elektromagnetického vlnění protony a některé paralelně uspořádané protony přejdou do antiparalelního energeticky bohatšího postavení. Zmenší se tedy rozdíl v počtu paralelních a antiparalelních protonů a tím se zmenší i velikost vektoru podélné magnetizace.

Před vysláním elektromagnetického impulzu byla velikost vektoru příčné tkáňové magnetizace (v rovině kolmé na průběh siločar vnějšího magnetického pole) nulová, protože protony vykonávaly precesní pohyb chaoticky a v rovině kolmé na průběh siločar se jejich magnetické momenty navzájem zrušily. Vlivem elektromagnetického impulzu začnou paralelně i antiparalelně uspořádané protony vykonávat svůj precesní pohyb synchronně, ve fázi. Jejich magnetické momenty začnou působit v daném okamžiku jedním směrem a důsledkem je vznik vektoru příčné tkáňové magnetizace, který lze měřit a který se otáčí kolem siločar pole magnetu frekvencí shodnou s Larmorovou frekvencí. Například pro  $B_0 = 1,5 \text{ T}$  u vodíkových jader je Larmorova frekvence  $63,875 \text{ MHz}$  – přibližně frekvence rádiových vln. Po skončení elektromagnetického impulzu se celý systém postupně vrací ze svého vzbuzeného stavu do stavu základního. Děj se nazývá relaxace. Postupně se obnovuje podélná magnetizace a protony odevzdávají svou přebytečnou energii do strukturní mřížky tkáně.

Systém může přijmout kvantum energie elektromagnetického záření o frekvenci rovné frekvenci Larmorovy precese a přitom se dostat do vyššího energetického stavu. Aplikace radiofrekvenčního pulsu o této frekvenci proto vede ke zvětšení počtu jader o vyšší energii.

Vektor magnetizace nyní také bude nulový. Jeho složka ve směru osy  $z$  (longitudinální magnetizace) nyní bude mít opačný směr. Současně dojde ke sladění precesního pohybu. Objeví se proto rotující složka magnetizace v rovině  $xy$  (transverzální magnetizace). Lze si to představit i tak, že do precesního pohybu bude nyní uveden vektor magnetizace. Návrat do základního stavu s nižší energií je možný jednak vyzářením kvanta elektromagnetické energie-rezonančního signálu, tj. signálu

nukleární magnetické rezonance, jednak relaxací, která není spojena s emisí elektromagnetického záření.

V souvislosti s relaxací hovoříme o dvou relaxačních časech. První z nich, T1 označovaný jako longitudinální, je vlastně časem potřebným k návratu do původního stavu s preferencí shodného směru longitudinální magnetizace a vektoru magnetické indukce vnějšího pole. Nejedná se o návrat úplný, jehož čas by byl jen obtížně stanovitelný, ale o návrat na úroveň 63% původního „neexcitovaného stavu“. Tento čas je silně ovlivněn interakcí magnetických momentů s fluktuujícími magnetickými poli okolních jader, takže proto hovoříme o spin-mřížkové relaxaci. V biologickém prostředí má hodnoty 300-2000 ms.

Druhý relaxační čas T2 se označuje jako transverzální a je dvakrát až desetkrát rychlejší než čas T1. Pro jeho pochopení musíme přijmout následující představu: Při přechodu jader do vyššího energetického stavu dochází k již zmiňovanému fázovému sjednocení (koherenci) Larmorovy precese, která se navenek projeví tím, že vektor transverzální magnetizace nemá nulovou hodnotu svého průmětu do roviny xy, tj. roviny kolmé k vektoru magnetické indukce vnějšího magnetického pole. Transverzální neboli spin-spinová relaxace je vlastně potřebnou k „rozfázování“ precese a obnovení původní nulové hodnoty vektoru transverzální magnetizace na 37% původní maximální hodnoty.

Pro magnetickou rezonanci se používají různé typy elektromagnetických pulzů, které různým způsobem mění vektor tkáňové magnetizace. 90° pulz otáčí vektor tkáňové magnetizace o 90° a vzniká příčná magnetizace. Po jeho skončení za určitou dobu příčná tkáňová magnetizace vymizí a podélná se obnoví do původní velikosti. Čas mezi jednotlivými pulzy se označuje TR (Time to Repeat), tedy opakovací čas sekvence. Čas TR mezi jednotlivými pulzy se zkracuje tak, aby tkáň po jeho skončení nestačila získat zpět podélnou magnetizaci v plné hodnotě. Přijímaný signál z tkáň se liší tím, jak je velký jejich vektor tkáňové magnetizace v čase vyslání nového impulzu. Čím je vektor podélné magnetizace větší, tím rychleji dochází k relaxaci protonů, tím kratší je T1 a tím silnější je signál. Rozdíly ve velikostech T1 se v MR obraze projeví jako rozdíly ve stupni šedi-v tzv. tkáňovém kontrastu. Vzniklý obraz se nazývá T1 vážený obraz.

Často se používá vyšetřovací sekvence (spin.echo sekvence), kdy se kombinují  $90^\circ$  a  $180^\circ$  pulzy. Tato sekvence umožňuje zobrazovat tkáňové struktury podle relaxačních časů T1 i T2, ale i podle protonové hustoty.  $90^\circ$  pulz způsobí, že podélná magnetizace vymizí, objeví se příčná a ihned po skončení pulzu začnou protony ztrácet synchronní pohyb, ztrácí se fázová koherence a následně ubývá příčná magnetizace a tedy se snižuje úroveň měřitelného signálu. V určitém čase označovaném TE/2 se vyše pulz  $180^\circ$ , který změni orientaci protonů o  $180^\circ$ . Protony začnou vykonávat precesní pohyb opačným směrem a původně rychleji preferující protony jsou v tomto okamžiku za protony původně pomalejšími a dosud se zmenšující vektor příčné magnetizace se začne zvětšovat. Za další dobu TE/2 budou protony provádět svůj precesní pohyb opět synchronně. Výsledkem bude opětovný nárůst úrovně signálu. Sečtením časů TE/2 + TE/2 dostaneme TE (Time to Echo)-čas ozvěny. Ozvěnou se rozumí příjem silného signálu, který vzniká po opětovné synchronizaci protonů následkem  $180^\circ$  pulzu. Velikost podélné magnetizace v okamžiku  $90^\circ$  je výchozí hodnotou, od které začíná velikost příčné magnetizace klesat.

Relaxační časy obsahují dodatkovou informaci, kterou můžeme získat z útlumu signálu magnetické rezonance po aplikaci radiofrekvenčního impulzu a tím vlastně i z dále popisovaného NMR-tomogramu. O tom, zda signál nukleární magnetické rezonance ponese informaci o prostorové hustotě protonů či o časech T1 nebo T2, rozhoduje intenzita radiofrekvenčních pulsů ve vztahu k hodnotám relaxačních časů. Přítomnost paramagnetických atomů například silně redukuje relaxační čas T1, což v praxi vede k zesílení signálu. Na tomto základě je postaveno používání gadolinia a některých kovů jako kontrastních látek pro magnetickou rezonanční tomografii. Gadolinium je součástí stejných farmak, jaká se používají i pro aplikaci technecia Tc-99m v radionuklidové diagnostice.

Larmorova frekvence jader v magnetickém poli se může měřitelně změnit (posunout) vlivem jejich chemického okolí. Tento chemický posun vyjadřujeme v miliontinách (ppm- pars per milion) hodnoty chemického posunu nějakého standartu. Tak se například značně liší chemický posun protonů vázaných ve skupinách =CH- či -CH<sub>2</sub>- a může se měřitelně projevit efekt jejich vzdálenějšího okolí. Měření chemického posunu je významným nástrojem strukturní analýzy v chemii a má i lékařský význam. Metoda chemické analýzy založená na měření chemického posunu se označuje jako NMR-spektroskopie.

Magnetická rezonance je zobrazovací metoda založená na sledování změn v chování buněk různých tkání při působení silného magnetického pole  $\vec{B}$ . Fyzikální a technická podstata magnetické rezonance musí vystihnout, jak působí silné magnetické pole na lidské tělo a jak lze tohoto působení technicky využít při zobrazování.

Podle velikosti časů TR a TE mohou vznikat T1 vážené obrazy (TR=500s, TE=15ms), T2 vážené obrazy (TR=200ms, TE=90ms) nebo obraz vážený podle hustoty protonů (TR=2000ms, TE=15ms). U T1 váženého obrazu jsou solidní tkáně zobrazeny světleji než tekutiny, tekutina je šedá, hmota mozková je tmavší ve srovnání s bílou hmotou. U T2 váženého obrazu jsou solidní tkáně tmavší než tekutiny, které jsou zobrazeny bíle. U obrazu váženého podle protonové hustoty se zobrazuje tekutina jako tmavě šedá, šedá hmota světlejší než bílá, protože obsahuje více vody a signál je silnější. Obecně platí, že intenzita přijímaného signálu z tkání klesá s rostoucí T1 a pohybem tkáně, např. vlivem toku krve (zobrazení tmavě šedé až černé), roste s rostoucí T2 a s hustotou protonů ve tkáni (zobrazení světle šedé až bílé).

Vyšetření MR tímto klasickým způsobem trvá až několik desítek minut a je velmi nákladné. V dnešní době jsou klasické spin-echo sekvence nahrazovány rychlými sekvencemi, kdy místo  $90^\circ$  pulzu se používá  $10^\circ$ - $60^\circ$ , tím se zachovává trvale složka podélné magnetizace, kterou lze dalšími rychle za sebou následujícími pulzy dále otáčet a získat silný signál i po dalších pulzech s velmi krátkými intervaly TR.  $180^\circ$  pulz je nahrazován přídatným magnetickým gradientem, který je na velmi krátkou dobu přidán k základnímu poli MR magnetu a který zvýší magnetické nehomogenity ve tkáni, způsobí rychlejší ztrátu synchronního pohybu protonů a úbytek příčné magnetizace. Po určité velmi krátké době je aplikován gradient znovu, ale v opačné orientaci s následkem obnovení synchronizace protonů a nárůstem příčné magnetizace a tedy zesílením signálu. Tyto moderní zobrazovací sekvence se nazývají gradient-echo sekvence a umožňují zkrátit vyšetření na několik sekund. Další zkrácení vyšetřovacího času lze docílit zobrazením ve více řezech najednou (multi-slice imagin), kdy v době čekání na relaxaci protonů v jednom řezu získáváme obrazy řezů, které byly ovlivňovány elektromagnetickými pulzy dříve.

Výhodou metody je, že vyšetřovaný pacient není vystaven ionizujícímu záření. Používá se strukturní a funkční magnetická rezonance. V rámci strukturní magnetické rezonance lze rozeznat „Obrazy vážené relaxačním časem vektoru podélné tkáňové

magnetizace“ a „Obrazy vážené podle hustoty protonů“. Při funkční magnetické rezonanci jsou detekovány změny zpětných signálů v závislosti na neurální aktivitě – tím je možné vizualizovat anatomické struktury mozku z hlediska jejich funkčnosti.

Skener detekuje impulsy radiofrekvenční energie (RF). Není to nic jiného, než rádiové vlny. Také MR skener má vysílací i přijímací antény. Obě úlohy zastávají speciální cívky, umisťují se co nejlíže tělu pacienta. Každý skener má ve své výbavě zádové cívky, hlavové cívky, ale existují také třeba kolenní cívky. Silné magnetické pole, které je absolutně homogenní a bez vnějších rušivých vlivů, je nezbytnou podmínkou snímkování magnetickou rezonancí. Čím je magnetické pole silnější, tím je vyšetření rychlejší. I na slabších přístrojích lze dosáhnout uspokojivých výsledků. Přístroj vyzařuje magnetické pole mnohonásobně silnější, než je magnetické pole Země. Není možné ho vytvořit běžným elektromagnetem - velká cívka, která je v přístroji a která pacienta obklopuje, je vyrobena ze supravodivého materiálu. Znamená to, že drátek, který cívku tvoří, nemá žádný odpor - proud jím prochází trvale. Materiál se však ve stavu supravodivosti ocitá až za hlubokého podchlazení při teplotě blízké se absolutní nule. Celá cívka je proto ponořena v heliu, které je při nula Kelvinech stále kapalně. V přístroji tedy existuje trvalý magnet - a nemusí se udržovat žádným zdrojem proudu. Když se magnetická rezonance instaluje, dojde k nabití, poté proud v cívce neustále obíhá, dochází pouze k pomalému vypařování hélia. To se proto musí jednou za čas doplnit. Pokud by došlo k nehodě, je v sále tlačítko, po jehož stisknutí se zařízení do několika sekund odmagnetizuje. Cívky-antény vysílají RF vlny o specifické frekvenci, jejich energii atomy vodíku absorbují. Vysílání donutí atomy vykonávat precesní pohyb v určité jiné frekvenci a v určitém jiném vektoru. Když cívky přestanou vysílat, vrací se vektory atomů do původní polohy (nutí je k tomu silné vnější magnetické pole) a právě v této chvíli atomy vyzáří absorbovanou energii. Tkáň na chvíli „zasvítí“ - atomy vysílají „rezonanční vlny“, podle této fáze byla technologie pojmenována. Toto „slabé světlo“ – ve skutečnosti neuvěřitelné množství neuvěřitelně slabých vysokofrekvenčních signálů – zachytí cívky, které se z vysílacích antén staly anténami přijímacími. Tento proces se periodicky opakuje jednou za 100 až 200 milisekund.

Ke snímkování dochází jen v malém úseku tunelu, tam, kde je magnetické pole nejsilnější a nejvíce homogenní. Stůl, na němž pacient leží, je také proto posuvný. MR umí dělat jakkoliv orientované řezy lidským tělem. Jak je to možné? V onom úseku



tunelu, kde se snímkuje, není totiž magnetické pole tak úplně homogenní. Je v osách x, y a z jemně vychýlené. Toto přesně vypočítané vychýlení zajišťují další zdroje magnetického pole, tzv. gradientní cívky. Systém tedy do výpočtu energie, kterou atomy „vyzáří“ při návratu do původní polohy, musí započítat strojem danou odchylku. Ta ovšem umožňuje každý jednotlivý atom přesně lokalizovat. A záleží jen na lékaři, v jakém řezu bude pole vychýleno a jaký „plátek těla“ se bude skenovat.

Principy MR jsou u na všech přístrojích stejné. Existují ale dva hlavní typy skenerů, které se od sebe výrazně liší vyzařovaným magnetickým polem - čím je pole silnější, tím rychleji, zhruba řečeno, přístroj skenuje. Uzavřené rezonance jsou ony dobře známé tunely. Magnetické pole se v nich generuje velmi zajímavým způsobem. Pacient vlastně zajíždí do hermeticky uzavřené „termosky“. Ve stěnách kolem vás však není čaj, ale hélium v tekutém stavu. Aby hélium udrželo kapalnou skupenství, musí se teplota v termosce blížit absolutní nule (tj. 0 Kelvinů čili  $-273,15\text{ }^{\circ}\text{C}$ ). Cívka, která vytváří hlavní magnetické pole, je totiž vytvořena z drátu ze supravodivého materiálu. Určité kovy se za vysokého podchlazení stávají supravodivými. Jinak řečeno: nemají žádný elektrický odpor. Důsledek to má velmi jednoduchý: po instalaci přístroje se cívka zvláštním postupem nabije, pak se zdroj proudu odpojí. Ve skeneru potom obíhá proud donekonečna, přístroj se stal trvalým silným magnetem. Musí se jen doplňovat hélium. Je to velmi ekonomický způsob vytváření magnetického pole. Díky němu se výrazně zmenšila hmotnost skenerů, 8 tunová monstra nahrazují 3 až 4 tunové drobečky. U druhého typu skenerů – u skenerů otevřených – je právě váha a výrazně vyšší spotřeba proudu problémem. V otevřené MR najdete starý, poctivý elektromagnet. Aby dosáhl dostatečně silného pole, musí být velmi velký. A těžký. Představte si, že otevřená rezonance o síle pouhých 0,6 T váží 36 tun. Otevřené skenery jsou však nezastupitelné při pohybových (kinematických) vyšetřeních krční páteře, kloubů aj.

Do místnosti, kde přístroj stojí, se nesmí vcházet s kovovými předměty. Supravodivá cívka je trvalý magnet, je možné vypnout ji jen v nouzi. Z kyslíkové láhve by se stal projektil, nůžky, které by pole vytáhlo doktorovi z kapsy, by mohly ošklivě zranit pacienta ležícího v tunelu. A nejen to. I kancelářská sponka, která spadne do přístroje, nebo mince přilepená na jeho stěně výrazně zhorší homogenitu pole uvnitř skeneru.

Síla hlavního magnetického pole skeneru je velmi důležitá. Běžně se pracuje s přístroji, které mají od 1 do 3 Tesla. Tesla (T) je jednotka magnetické indukce, jinou jednotkou je gauss (1 T=10 000 gauss). Síla je to obrovská, pro srovnání - Země má magnetické pole 0,5 gaussu.

Vyšetření nemohou podstoupit lidé s kardiostimulátory, kovovými implantáty které nejsou fixovány v tkáni, těhotné ženy (vliv pole na plod nebyl zcela prozkoumán), lidé trpící klaustrofobií, nadměrně objemní lidé (velikost gantry omezena).

Pro získání tomogramů je nutno pracovat s magnetickými poli o indukcích od 0,1 T do 2,0T. Do hodnoty 0,3T pracují tomografy s obřími permanentními magnety, jejichž váha může dosáhnout až desítek tun. Mají nižší pořizovací cenu a poměrně levný provoz, ale poměrně nízké rozlišení. Přístroje s elektromagnety dosahují vyšších indukcí a tím i lepšího rozlišení, vinutí elektromagnetů je však nutno chladit a mají velkou spotřebu elektrické energie, což prodražuje jejich provoz. Nejdražší provoz, avšak nejlepší rozlišení rozlišovací schopnost mají přístroje se supravodivými magnety- pro jejich provoz je nutné kapalné helium. Tyto přístroje umožňují i chemické analýzy na základě chemického posunu.

Potřebné gradienty magnetického pole vytvářejí přídavné cívky, které narušují homogenitu vnějšího magnetického pole (má indukci kolem 1T, zatímco gradienty mají typické hodnoty kolem několika mT.metr<sup>-1</sup>). V blízkosti vyšetřovaného pacienta se dále nachází vysílací a přijímací cívka- zdroj a přijímač radiofrekvenčních impulzů o frekvenci desítek MHz.

Přístroje pro MRI jsou zdroji silných magnetických polí a rušivých elektromagnetických signálů. Proto jsou cívky i vinutí elektromagnetu maximálně stíněny. Z gantry však vystupuje při provozu přes veškerá stínění tak silné pole, že ferromagnetické předměty mohou být vtaženy do jeho nitra velkou rychlostí a způsobit poranění nebo škody na přístroji. V okruhu mnoha metrů kolem přístroje se též proto nesmí vyskytovat mikroelektronika a vakuová elektronika, magnetická paměťová media, včetně platebních karet apod. Požadavky na stínění NMR přístrojů jsou dány hygienickými normami. Vyšetření může být rušeno vnějšími magnetickými a elektromagnetickými poli – vyšetřovací místnost musí být proto rovněž stíněna (její stěny jsou upraveny jako Faradayova klec).

MRI nevyužívá ionizujícího záření, což samo o sobě představuje velkou výhodu. Dosud nebyly pozorovány žádné biologické účinky aplikovaných silných magnetických polí nebo radiofrekvenčních impulzů, přinejmenším při časech aplikace využívaných při běžném vyšetřování. Proto lze MRI používat i u dětí a, je-li to nutné, i u těhotných žen, s výjimkou prvních tří měsíců těhotenství. Pacienti mohou být obtěžováni jen přílišnou hlučností přístroje. Pochopitelně je potřeba dbát na to, aby se v tělech vyšetřovaných pacientů nenacházely ferromagnetické materiály (implantáty, kovové střepiny z válečných poranění aj.) nebo elektronika (kardiostimulátory). Nepříjemně se projevuje přítomnost jakéhokoli kovu v těle pacienta. Potíže mohou způsobit i některé kosmetické přípravky nebo ozdoby. U některých typů přístrojů a u citlivých osob se v průběhu vyšetření může projevit klaustrofobie, kterou však lze zmírnit uklidňujícími léky.

Řada parametrů NMR-signálu je závislá na teplotě-například relaxační časy nebo chemický posun. Může se např. jednat o chemický posun protonů přítomných ve vodě, který je závislý na stavu vodíkových můstků a ten zas na teplotě. Lze proto vytvořit takový algoritmus vyšetření tkáně i zpracování signálu, který povede k tomografickému zobrazení teploty. Takto byl získán jedinečný nástroj, který umožňuje přímo a neinvazivně měřit změny teploty tkáně například při ultrazvukovém nebo laserovém ohřevu.

NMR signál je citlivý i na pohyb rezonujících jader. Můžeme si to představit tak, že např. v proudící krvi jsou jádra „připravená“ pro rezonanci neustále nahrazována jádry „nepřipravenými“, tj. nemajícími požadovanou hodnotu frekvence Larmorovy precese-hovoříme o tzv. washout efektu (efekt „vymývání“). Rozbor signálů přicházejících z pohybujících se struktur umožňuje změřit s dostatečnou přesností rychlost jejich pohybu, např. rychlost proudu krve (magnetická rezonanční angiografie). Pohybem zobrazovaných struktur však také vznikají nežádoucí artefakty, takže se při některých vyšetřeních přistupuje k synchronizaci se srdečním rytmem.

MRI může být též použito pro studium metabolismu ATP. V tomto případě je použito ATP obsahující fosfor  $^{31}\text{P}$ . Při tvorbě ADP z ATP dochází ke změně chemického posunu fosforu, který je odlišný i pro volný fosfát. Tuto informaci lze získat z jednotlivých objemů vyšetřované oblasti a zviditelnit tak metabolickou aktivitu, při které se zastoupení ATP a ADP mění.

MRI je nejdokonalejší diagnostickou zobrazovací metodou současnosti, přičemž dosud nebyl zdaleka ukončen její vývoj.

Odhaduje se, že ve světě je celkem 22 000 pracovišť, v nich lékaři vykonají na 60 mil. vyšetření. U nás je asi 20 pracovišť, jedno z prvních bylo v Motole, ve Všeobecné fakultní nemocnici, moderní skenery lze nalézt v Rychnově nad Kněžnou, v brzkou ve Zlíně. Přístroje jsou velmi drahé. Skener o síle 1,5 T se standardní výbavou (základní typy cívek) stojí 50 až 60 miliónů korun, za jedno vyšetření pojišťovna zaplatí kolem 5 000 Kč. Nejvíce jsou v Česku zastoupeny rezonance od Siemensu, u nás také najdete skenery od General Electric (ve světovém měřítku největší výrobce), od Philipsu (jako první uvedl malé a lehké skenery kolem 3 tun, je nejdále v technologii paralelního skenování). Obchod s magnetickými rezonancemi je v posledních 20 letech jedním z nejlukrativnějších odvětví obchodu s lékařskou elektronikou.

Magnetická rezonance prochází překotným vývojem. MR skener původně zabíral celou místnost, která byla vlastně Faradayovou klecí, čili byla odstíněna od jakéhokoliv rušivého elektromagnetického vlnění. Nyní je to kvádr umístěný v odstíněné místnosti. U starších modelů pacient do přístroje zajede celý, tunel jednoho nového stroje však měří pouze 1,6 m, na obou stranách je navíc kónický otvor, který se ze 110 cm zužuje na 60 cm. Samotná trubice je tedy ještě kratší. Výpočetní výkon současných počítačů obrovsky urychlil tvorbu snímků a jejich kvalitu. 3. června 1977 vznikl první snímek vytvořený magnetickou rezonancí. Jeho generování trvalo pět hodin a z pohledu dnešních lékařů byl snímek prakticky nečitelný. Přesto to byl fenomenální úspěch, pánové Raymond Damadian a Larry Minkoff .

### **Trendy a budoucnost**

Zesilování pole:

Klinicky jsou odzkoušeny skenery o síle 6 T, experimentuje se s přístroji 12 T.  
Chytré antény:

Moderní cívky-antény umějí tzv. paralelní skenování. Je v nich více samostatných cívek, které skládají obraz buď mnohem rychleji, nebo v mnohem vyšším rozlišení.

Funkční vyšetření:

Na rychlých strojích (až 860 obrázků za vteřinu) lékař sleduje třeba reakce mozku na světlo či postupné rozšiřování kontrastní látky v žilním systému. Ve chvíli, kdy je zapotřebí detailně sledovat reakce zkoumaného orgánu, se přístroj přepne do pomalejšího zobrazení ve vysokém rozlišení.

Malé skenery a mikrosnímkování:

Již existují malé a silné přístroje pro skenování kloubů (na ruku či nohu se jen nasunou). Vyvíjejí se mikroskenery – přiložením maličkého přístroje lze snímat třeba oční pozadí, bradavky, kůži.

Intervenční skenování:

Budoucností MR jsou spojená pracoviště, v nichž lékař po zásahu do těla okamžitě kontroluje výsledný efekt. Pokud se najdou vhodné neferomagnetické materiály, bude se operovat přímo pod dohledem MR skeneru.

V blízké budoucnosti lze očekávat zejména možnost vyšetření v reálném čase (analogii dynamického ultrazvukového zobrazení). Hlavním faktorem, omezujícím praktické využívání MRI je vysoká pořizovací cena a velké provozní náklady. Proto si i v budoucnu podrží svůj význam i jiné zobrazovací metody (rentgenová diagnostika konvenční i CT – zejména při vyšetřování tkání s nízkým obsahem vody a tam, kde je MRI kontraindikováno, ultrasonografie, radionuklidové metody – pro význačnou schopnost sledování metabolických procesů). Každá z uvedených metod navíc poskytuje poněkud jiný druh informace. I když existuje též mikroskopie na bázi MRI, a to s rozlišovací schopností kolem 5 $\mu$ m, zatím si nedovedeme představit její endoskopickou variantu (na rozdíl od monografie, konfokální laserové mikroskopie či optické koherentní tomografie). Ani MRI tedy není metodou zcela univerzální.

## **7.2. Fyzikální podstata sonografie (použity citace z [3], [4], [5], [6], [15], [16], [17], [18])**

Fyzikální podstatou sonografie jsou vlastnosti speciálního typu mechanických vln – podélných ultrazvukových vln. Ultrazvukové vlny jsou dostatečně krátké ( při frekvencích větších než 10<sup>6</sup> Hz používaných v medicínských aplikacích při rychlostech řádově tisíce metrů v kapalných a pevných látkách jsou vlnové délky

podélného ultrazvukového vlnění řádově mm), proto se šíří prakticky přímočaře a odraží se podle pevnosti úhlu dopadu a úhlu odrazu. Značně se zeslabují ve vzduchu a v plynech, podstatně méně v kapalinách a pevných látkách. S využitím Dopplerova jevu lze z rozdílu frekvence ultrazvukové vlny dopadající na pohybující se rozhraní a odražené od pohybujícího se rozhraní zjistit rychlost pohybu rozhraní.

Cílem sonografie je především echografické zobrazení planárních struktur měkkých tkání a na principu Dopplerova jevu měření rychlosti pohybujících se struktur (např. měření rychlosti toku krve).

Pulzní Dopplerovské metody se využívají téměř výhradně v kombinaci s echografickými metodami, neboť používají stejné sondy, které mohou pracovat v různých režimech. Při jejich kombinaci pak mluvíme o duplexních či triplexních režimech zobrazení. Plzní režim generování ultrazvukových vln umožňuje zároveň sledovat časový i frekvenční posun odraženého vlnění, což vede k tomu, že na monitoru lze zobrazit, jakou rychlostí měříme a kde ji měříme. K tomuto účelu jsou ultrazvukové přístroje vybaveny technickými prostředky, které umožňují přímkou zobrazit směr šíření ultrazvukové vlny a stejným způsobem označit směr toku krve, což vede k automatickému odečtu úhlu, který tyto dvě přímký svírají. Navíc lze vymezit oblast, ve které je rychlost měřena, což umožňuje sledovat i rozložení rychlosti např. v cévě. Tato oblast se označuje jako vzorkovací objem. Podle toho, jak je měřená rychlost zobrazena na monitoru, rozeznáváme několik režimů pulzního dopplerovského zobrazení.

- 1) Dopplerovská metoda mapování průtoku barvou- Rychlosti toku krve v cévě je přiřazena barva, nejčastěji odstíny červené, charakterizující různé rychlosti laminárního toku krve směrem k sondě (frekvenční posuv je kladný), naopak odstíny modré vyjadřující totéž v případě toku ve směru od sondy, kdy dopplerovský posuv je záporný (tyto barvy nemají nic společného s rozlišením žilní a tepenné krve). V případě turbulentního proudění nelze určit směr a situace je znázorněna zelenou barvou. Barevné dopplerovské zobrazení se využívá v kombinaci s 2D k barevnému zvýraznění cév ve sledované struktuře.
- 2) Spektrální dopplerovské zobrazení- Ve zvoleném řezu cévou umožňuje samostatně mimo 2D okno zobrazit graf rozložení celého spektra rychlostí v závislosti na čase. Na svislou osu grafu je vynesena buď frekvence nebo přímo

rychlost, popřípadě obojí. Kladné frekvenční posuvy jsou znázorňovány nad časovou osou a naopak záporné frekvenční posuvy jsou znázorňovány pod časovou osou.

- 3) Barevné dopplerovské zobrazení energie- Tento způsob zobrazení je obdobou barevného dopplerovského zobrazení s tím rozdílem, že nesledujeme jen rychlost, tj. frekvenční posun, ale i intenzitu a tudíž energii ultrazvukových vln odražených od pohybujících se krevních elementů. Velikost této energie odpovídá „hustotě krvinek“. Barevný odstín pixelu na monitoru odpovídá velikosti této energie, tj. počtu krvinek, které sledovaným objemem pohybují.

Zdrojem i detektorem ultrazvuku jsou magnetostrikční a piezoelektrické oscilátory. K buzení ultrazvukových vln se používá jevu magnetostrikčního nebo piezoelektrického. V medicínských aplikacích je nejčastěji využíváno piezoelektrického jevu.

Magnetostrikční generátory vyvolávají ultrazvukové kmity v prostředí kolem feromagnetické tyčinky, umístěné ve střídavém magnetickém poli elektromagnetu. Využívají magnetostrikčního jevu, tj. změny objemu feromagnetické látky vlivem okolního magnetického pole. Tyto generátory mají velký výkon, ale lze jimi generovat ultrazvuk o frekvenci jen asi do 60 kHz. Používají se pouze v zubním lékařství pro odstraňování zubního kamene a kazu.

Piezoelektrické generátory jsou založeny na nepřímém piezoelektrickém jevu, tj. na deformaci určitých materiálů vlivem elektrického napětí přivedeného na jejich protilehlé povrchy. Je-li toto napětí střídavé, koná destička z piezoelektrického materiálu pružné kmity v rytmu změn napětí. Napětí se přivádí z generátoru, jehož kmitočet je naladěn na vlastní rezonanční frekvenci destičky (dáno mechanickými vlastnostmi a rozměry destičky-čím je destička tenčí, tím může kmitat s vyšší frekvencí). Tento jev je pozorován u některých krystalů (např. výbrus krystalu křemene, turmalinu, Seignetovy soli) a některých keramických látek. Mechanická energie destičky rozkmitává okolní prostředí. Jelikož je absorpce ultrazvuku způsobená vnitřním třením při stlačování prostředí ve vzduchu veliká, bývá kmitající destička uložena v kapalině, nejčastěji v oleji. Celý zdroj ultrazvuku je chráněn krytem z plastu nebo kovu. Mezi povrchem musí být ze stejného důvodu zajištěn dobrý akustický

kontakt (imersní prostředí – olej, hydrogely). Používané frekvence bývají v rozsahu 1-20 MHz.

Nízkofrekvenční ultrazvuk (20kHz-100kHz) je využíván v ultrazvukové chirurgii jednak k operačním zákrokům, jednak k čištění nástrojů. Ve stomatologii k odstraňování zubního kamene. Vysokofrekvenční ultrazvuk nachází využití jednak ve fyzikální terapii (1-3 MHz, vyšší intenzity), především však v diagnostice (2-40 MHz, nízké intenzity).

Ultrazvuk byl do fyzikální terapie zaveden koncem třicátých let a je tedy nejstarší metodou aplikace ultrazvuku v lékařství. Ultrazvukový terapeutický přístroj se skládá za dvou hlavních částí: generátoru vysokofrekvenčních elektrických impulzů a aplikační hlavice, která obsahuje vlastní zdroj ultrazvukového vlnění- elektroakustický měnič. Tento pracuje nejčastěji na piezoelektrickém principu. Pro léčebné účely se používá nejčastěji ultrazvukových kmitočtů v poměrně úzkém rozmezí 0,8-1 MHz, výjimečně do 3 MHz. Pro vlastní terapeutický efekt je rozhodující intenzita ultrazvuku. Ta podle druhu onemocnění a velikosti aplikační plochy kolísá v rozmezí 0,2-3 W.cm<sup>-2</sup>. Pro většinu aplikací se vystačí s intenzitami v rozmezí 0,5-1 W.cm<sup>-2</sup>. Aktivní plocha aplikační hlavice se u jednotlivých typů přístrojů pohybuje v rozmezí 1-10 cm<sup>2</sup>. Některé přístroje jsou vybaveny dvěma hlavicemi, jednou malou o ploše 1-2 cm<sup>2</sup> a druhou větší o ploše 6-10 cm<sup>2</sup>. Doba jedné aplikace se pohybuje od 5 do 15 minut, celkový počet aplikací v jedné sérii kolísá od 5 do 10 v denních nebo dvoudenních intervalech. Ultrazvuk lze aplikovat buď ve formě impulzů různé dlouhého trvání.

Hlavním mechanismem terapeutického účinku je vysokofrekvenční mikromasáž ozvučovaných tkání. Tato je doplňována dalšími mechanismy spojenými s absorpcí akustické energie jako je ohřev tkáně vyvolávající hyperemii a fyzikálně chemické změny spojené se vznikem chemicky aktivních látek, vedoucích k zvýšení lokálního metabolismu.

K zajištění přenosu ultrazvukového vlnění do tkání je nutná dobrá akustická vazba mezi aplikační hlavicí a kůží. Ta je zajišťována vrstvou vhodného vazebního prostředí, jako je olej nebo gel při lokální aplikaci nebo voda při aplikaci ve vodní lázni.

Hlavními indikacemi ultrazvukové terapie jsou chronická onemocnění kloubů, svalů, nervů. Dílčích úspěchů se dosahuje v urychlení hojení ran po operacích a úrazech



a v léčbě bércoých vředů. Pro biostimulační účinek ultrazvuku je kontraindikováno jeho samotné použití k léčení zhoubných nádorů. Zkoumají se však možnosti kombinovaného účinku ultrazvuku a dalších fyzikálních a chemických faktorů.

Ultrazvuku se využívá také v chirurgii. Použití ultrazvuku je založeno na selektivním rozrušování tkání ultrazvukem vysokých intenzit  $50-1000 \text{ W}\cdot\text{cm}^{-2}$ ). Použití ultrazvuku jako chirurgického prostředku je možno rozdělit do dvou skupin:

Historicky starší je používání vysokofrekvenčního fokusovaného ultrazvuku k selektivnímu rozrušování vybraných tkáňových struktur. Kmitočty se pohybují v oblasti používané v ultrazvukové fyzikální terapii 1-3MHz. Sem patří především využití ultrazvuku v ušním lékařství k léčení Meniérový nemoci vestibulárního ústrojí a některé aplikace neurochirurgii.

V posledních letech se rozvíjí chirurgické použití nízkofrekvenčního ultrazvuku. Ultrazvukové kmity vyrobené piezoelektrickými nebo magnetostrickými měniči jsou přiváděny ke tkáni speciálními vlnovody. Jsou to v podstatě akustické transformátory, které mohou zvýšit amplitudu ultrazvukových kmitů až 10krát. Vlastní ultrazvukový chirurgický nástroj se skládá z měniče, vlnovodu a ocelového skalpelu. Ostří skalpelu kmitá podélnými kmity v rezonanci s kmitočtem budícího měniče. Použití nízkofrekvenčního ultrazvuku v chirurgii se však zatím nestalo metodou všeobecně rozšířenou a je omezeno na některé specializované výkony.

Naproti tomu nepostradatelnou pomůckou očních chirurgů při extrakci zkalených očních čoček – katarakt – se stal fakoemulsifikátor. Je to zařízení, které pomocí intenzivního nízkofrekvenčního ultrazvuku provede rozrušení zakalené čočky a současně emulsifikované čočkové hmoty odsaje.

Při detekci ultrazvuku se využívá přímý piezoelektrický jev – vznik elektrického náboje na opačných koncích tzv. elektrické osy piezoelektrického materiálu při jeho deformaci.

- 1) Na rozhraní dvou prostředí o rozdílných akustických impedancích se energie dopadajícího ultrazvukového vlnění rozdělí na část odraženou a dále procházející do druhého prostředí. Tento princip je základem zobrazování měkkých tkání ultrazvukem (echografií=zobrazení odrazů).

2) Intenzita ultrazvuku klesá exponenciálně s hloubkou průniku do tkáně podle vztahu:

$$I = I_0 \cdot e^{-\alpha d},$$

kde  $I_0$  je počáteční intenzita,  $\alpha$  ( $\text{m}^{-1}$ ) je absorpční koeficient a  $d$  (m) je tloušťka vrstvy tkáně, za kterou je intenzita  $I$ . Toto zeslabení ultrazvuku absorpcí není diagnosticky využíváno a tudíž je třeba jej kompenzovat, což se provádí pomocí speciálních zesilovačů (Time Gain Compensation). Zesilovač pracuje tak, aby kompenzoval ztráty energie dané absorpcí tj. využívá principu, že s čím větším zpožděním byl registrován odražený impulz (z čím větší hloubky se odrazil), o to větší musí být jeho zesílení. V ultrazvukových zobrazovacích přístrojích je toto zesílení nastavováno automaticky, nebo jej nastavuje obsluha subjektivně dle kvality sledovaného obrazu.

Podle zobrazení ultrazvukovým měničem registrovaných odrazů rozlišujeme zobrazení A a zobrazení B.

Zobrazení A (A-scan, A-mode, A-scope) je založeno na amplitudové modulaci signálu. Jednotlivá echa registrovaná ultrazvukovou sondou jsou zobrazena na monitoru jako impulzy na časové ose, která bývá ocejchována v jednotkách vzdálenosti (předpokládá se konstantní rychlost šíření ultrazvuku ve sledovaném prostředí). Amplituda jednotlivých impulzů odpovídá intenzitě jednotlivých ultrazvukových vln. Toto zobrazení lze považovat za jednorozměrné a má význam pro sledování vzdálenosti jednotlivých akustických rozhraní, na kterých se odráží procházející ultrazvuková vlna. Tato metoda byla jedním z prvních využití ultrazvuku medicíně při měření vzdálenosti jednotlivých optických rozhraní v oku. Dnes se uplatňuje zejména v technických aplikacích (ultrazvuková defektoskopie).

Zobrazení B (B-scan, B-mode, B-scope) využívá jasové modulace (B-brightness = jas). Od A zobrazení se liší tím, že odražené ultrazvukové vlny od jednotlivých rozhraní jsou zobrazovány na monitoru jako body (pixely) o různém jasu. Poloha těchto bodů (stejně jako poloha pulsů v zobrazení A) odpovídá poloze impedančních rozhraní, na nichž došlo k odrazu. Intenzita odražených vln je interpretována jako jas těchto bodů většinou v tom smyslu, že čím větší je intenzita odražené vlny, tím vyšší je jas odpovídajícího bodu. Prakticky to znamená, že struktury které dobře odrážejí

ultrazvuk, jsou znázorněny nejjasněji a nazývají se echogenní. Naopak homogenní struktury které ultrazvuk neodrážejí, jsou znázorněny méně jasně a nazýváme je anechogenní. Zobrazení B je podstatou všech v současné době používaných ultrazvukových echografických metod zobrazujících struktur měkkých tkání.

#### Ultrazvukové metody zobrazení struktury

Výsledkem nejrozšířenějšího je tzv. 2D zobrazení je vytvoření dvourozměrného obrazu řezu měkkými tkáněmi těla. Rovina řezu je jednoznačně vymezena tvarem ultrazvukového pole, které je generováno zvoleným typem ultrazvukové sondy. Dvourozměrné ultrazvukové pole je vytvořeno buď mechanicky, kdy sonda je tvořena několika miniaturními měniči, jejichž vzájemné uspořádání a synchronizovaná aktivace určují výsledné ultrazvukové pole. Ultrazvukové pole mechanické sondy je vějířovité s úzkou základnou. Elektronické sondy nabízejí více variant, sektorové pole s úzkou základnou, sektorové pole se širokou základnou (konvexní sondy) a lineární ultrazvukové pole.

Vzhledem k vysoké rychlosti rotace jednoho měniče v případě mechanických sond či rychlosti elektronického přepínání v případě sond s více měniči se zobrazením 2D nejeví jako sekvence vzájemně posunutých B-zobrazení, kterými ve skutečnosti je, ale v lidském těle je frekvenční posun ve slyšitelné oblasti a tak jsou dopplerovské průtokoměry vybaveny akustickým výstupem, který velmi významně přispívá k základní orientaci o průtokových poměrech ve sledované části krevního řečiště. Základním výstupem je však zobrazení rychlosti toku krve v závislosti na čase. Měření absolutní velikosti rychlosti je pouze orientační, neboť nelze pro výpočet rychlosti určit úhel alfa. Ze stejných důvodů nerozlišíme v případě dvou překrývajících se cév, ve které rychlost krve vlastně měříme. Průtokoměry jsou využívány zejména ke sledování toku krve v horních a dolních končetinách.

Interakce ultrazvukového vlnění s prostředím vede jednak k zeslabování intenzity ultrazvuku podle absorpčního zákona, jednak k obvyklým vlnovým jevům (reflexe, refrakce, difrakce) na rozhraní dvou prostředí. Zatímco zeslabení intenzity je třeba na část odraženou a část prošlou je naopak využito k echografii. Pro určení poměru energie odražené a prošlé jednotkovou plochou za 1s se využívá akustický vlnový odpor  $Z$  (akustická impedance), který lze odvodit ze vztahu pro intenzitu ultrazvuku a vlnové rovnice ve tvaru pro ultrazvukové vlnění.

Biologické účinky ultrazvuku jsou způsobeny absorpcí zvukové energie ve tkáni. Absorpce ultrazvuku v kapalinách a pevných látkách je v srovnání s absorpcí v plynech menší. Dále absorpce závisí na kmitočtu, resp. na vlnové délce. S klesající vlnovou délkou rychle roste absorpce, takže například pro kmitočet 100 kHz je polopropustná vrstva vzduchu 220cm a pro kmitočet 1 MHz jen 2,2 cm; ve vodě je polopropustná vrstva pro 100 kHz 4 km, pro 1 MHz 40 cm.

Mechanické účinky ultrazvuku závisí na energii zvukových vln. Energie zvukových vln roste se čtvercem frekvence, takže intenzita může dosahovat až několik desítek  $\text{W}\cdot\text{cm}^{-2}$ . Zhušťování a zředování prostředí vede k rychlým tlakovým změnám při kmitání molekul, a je tak možné dosáhnout přetížení až  $10^{5-25}$  g. Rychlým střídáním tlaků v malých objemech může dojít k mechanickému poškození různých materiálů.

Následkem zhušťování a zředování kapalného prostředí je kavitace, tj. vznik vakuových dutinek. Jako pseudokavitaci označujeme uvolňování plynů vázaných v roztocích v podobě bublinek. Protože plyny absorbují energii ultrazvuku více než kapaliny, vzniká v pseudokavitačních dutinkách značné teplo, které vede k expanzi a roztrhnutí pseudokavitačních dutin.

Tepelné účinky vznikají třením kmitajících částic prostředí. K velmi výrazné absorpci s následným uvolněním tepla dochází k roztrhání tkání s různou akustickou impedancí ultrazvuku. Proto např. může vzniknout na rozhraní měkká tkáň-kost tzv. periostální bolest.

Biologické účinky ultrazvuku jsou komplexní a závislé na intenzitě, kmitočtu a trvání expozice. Vznikají kombinací všech výše zmíněných účinků. Výsledně sem patří i strukturální změny (např. rozpad červených krvinek, koagulace bílkovin, rozrušení buněčného jádra).

Mezi nejčastěji uváděné biologické účinky, mající význam v medicíně, patří:

- Zvýšení membránové permeability a tedy zrychlení difúze ve tkáních
- Porušení vodivosti nervových vláken-tlumivý účinek na přenos vzruchů
- Změna pH tkání-po ozvučení ultrazvukem se pH zvyšuje , po nadměrné intenzitě může prudce klesnout
- Analgetický a spasmolytický účinek tišení bolesti komplexními přímými i nepřímými mechanismy
- Změkčování vazivové tkáně změněné chorobnými procesy
- Zlepšení trofiky zvýšením místního krevního oběhu s zvýšením metabolismu

Účinky ultrazvuku na člověka a ostatní organismy nejsou ještě dostatečně prozkoumané. Všeobecně je možno říci, že intenzity do  $1,5 \text{ W.cm}^{-2}$  mají účinky biopozitivní. Tyto účinky se týkají funkce tkání, nikoliv jejich struktury. Při vyšších intenzitách se dříve jmenované účinky zvyšují, v cytoplazmě se objevují vakuoly a tukové kapičky. I toto jsou ještě změny reverzibilní, které se po určité době po ozvučení můžou upravit. Intenzity vyšší než  $3 \text{ W.cm}^{-2}$  mají za následek ireverzibilní změny spočívající v destrukci buněčného jádra, denaturaci bílkovin (a tedy i enzymů) tepelnými nebo chemickými účinky. Zanedbatelná není ani tvorba volných radikálů. To vše nakonec vede k lokální nekróze tkáně.

## 8. Přehled dosažených výsledků

Přehled dosažených výsledků bude možné předložit na základě obsahu 6.kapitoly (6.1., 6.2., 6.3., 6.4.) a 7.kapitoly (7.1., 7.2.)

- převzetí analyticko-syntetického modelu struktury fyziky z [1] a jeho popis podle [2] jsou jen převzetími, nepředstavují samostatné výsledky práce. Jsou jen jedním z východisek práce.

- a) Analyticko-syntetický model struktury radiologie v kapitole 6.1 je samostatným výsledkem autorky a představuje důležitý příspěvek k bakalářskému vzdělávání prostřednictvím zprostředkování výuky jako řešení problému.
- b) Dalším samostatným výsledkem je komparace modelových znázornění fyziky a radiologie v kapitole 6.2 (v převážné míře je zapotřebí pracovat při popisu magnetické rezonance a sonografie s nestatistickou fyzikou).
- c) Komparace transformací teorie vzdělávací komunikace fyziky s analyticko-syntetickým modelováním byla v podstatě převzata z [3], [4] [5]. Tuto komparaci opět nelze zařadit mezi autorčiny výsledky.
- d) Vyvozené strukturální složky fyziky v odstavci 6.4 pro popis magnetické rezonance a sonografie patří mezi důležité výsledky – pro magnetickou rezonanci je třeba využívat všech dimenzí nestatistické fyziky, pro sonografii stačí využívat klasickou mechaniku v oblasti vlnění a klasicky pojaté elektromagnetické pole při popisu piezoelektrického jevu (kvazistacionární teorie elektromagnetického pole).
- e) Vystižení fyzikální podstaty magnetické rezonance na základě použití kvantových čísel  $m$  a  $m_s$  představuje v komparaci s texty [1], [6] a [7] další výsledek bakalářské práce předložené v kapitole 7.1
- f) Vystižení fyzikální podstaty sonografie na základě použití vlnové funkce a rovnice a kvazistacionární teorie elektromagnetického pole představuje v komparaci s texty [1], [6] a [9] další výsledek bakalářské práce předložený v kapitole 7.2.

## **9. Diskuse**

### **9.1. Srovnání postupu práce a dosažených výsledků**

Na základě postupu práce uvedeného v 5.kapitole prostřednictvím bodů a) až k) a na základě dosažených výsledků práce předložených v 8.kapitole prostřednictvím bodů a) až f) lze provést komparaci postupu práce se získanými výsledky. Odtud lze vyvodit, že postup práce (metodika práce) byl smysluplný a navíc byl ve všech bodech realizován.

### **9.2. Ověření hypotézy práce a splnění upřesněných cílů práce**

Upřesněné cíle bakalářské práce a zúžení hlavního problému byly formulovány v 5.kapitole takto:

- Nalézt analyticko-syntetický model struktury radiologie, s největší pravděpodobností rozložený do několika poznávacích cyklů.
- Po nalezení tohoto modelu bude možné přistoupit k plnění hlavního cíle, tj. ke komparování struktury radiologie a fyziky za současného využití metod moderní vysokoškolské didaktiky fyziky.

Hypotéza práce byla v 5. kapitole formulována následujícím způsobem:

- Užitím teorie vzdělávací komunikace ( především jejich transformací T1 a T2) a metod analyticko-syntetického modelování bude možné vytvořit sdělitelný fyzikální popis složek radiologie a přizpůsobit jej bakalářským příbuzným studijním oborům, případně i středoškolským studentům se zájmem o radiologii.
- Výsledky práce, jejichž souhrn byl předložen v 8.kapitole, a srovnání postupu práce s dosaženými výsledky v odstavci 9.1. ukazují, že jak upřesněné cíle práce, tak hlavní cíl práce byly splněny – byl nalezen analyticko-syntetický model struktury radiologie a prostřednictvím komparace analyticko-syntetického modelu radiologie a fyziky byl rovněž popsán fyzikální základ vybraných složek profilu radiologického asistenta (magnetické rezonance a sonografie).

Srovnání postupu práce s dosaženými výsledky (viz 9.1.) a potvrzení dosažení cílů práce představují rovněž ověření hypotézy práce – výběr vhodných transformací teorie

vzdělávací komunikace fyziky (transformace T1 a T2) a použití analyticko-syntetického modelování skutečně vedly k vytvoření sdělitelného fyzikálního popisu magnetické rezonance a sonografie.

### **9.3. Návrh navazujících prací**

Mezi navazující práce by mohl především patřit popis fyzikální podstaty dalších složek profilu radiologického asistenta s opětovným využitím komparace analyticko-syntetických modelů radiologie a fyziky.



## **10. Závěr**

### **10.1. Přehled teoretických přínosů práce**

- potvrzení teorie vzdělávací komunikace fyziky v oblasti radiologické fyziky a potvrzení obecně pojaté teorie vzdělávací komunikace v radiologii
- vytvoření analyticko-syntetického modelu struktury radiologie
- vymezení strukturálních složek analyticko-syntetického modelu fyziky potřebných pro fyzikální popis magnetické rezonance a sonografie

### **10.2. Přehled praktických přínosů práce**

- ilustrace analyticko-syntetického modelování analyticko-syntetickým modelem struktury biologie (s využitím především statistické fyziky)
- vymezení fyzikální podstaty magnetické rezonance na základě změn tvaru „pravděpodobnostního oblaku“ vlivem změn kvantových čísel  $m$ ,  $m_s$
- vymezení fyzikální podstaty sonografie na základě pojmu vlnové funkce a vlnové rovnice a na základě kvazistacionární teorie elektromagnetického pole (v oblasti piezoelektrického jevu).

### **10.3. Shrnutí**

Vzhledem k ověření hypotézy bakalářské práce, vzhledem k dosaženým výsledkům a teoretickým a praktickým přínosům práce lze se domnívat, že cíle bakalářské práce byly splněny.

## Literatura

[1]- Záškodný, P. Přehled základů teoretické fyziky (s aplikací na radiologii). 265. 2005. Bratislava, Didaktis. 80-86419-87-8.

Záškodný, P.: Survey of Principles of Theoretical Physics ( with Application to Radiology)

[2]- Didactic Communication of Physics and Its Applications, Mathematics, Physics, Informatics. Vol.16, 2006/2007, No.3, No.4, ISSN – 1210 - 1761

[3]- Hrazdira,I., Mornstein,V.: Lékařská biofyzika a přístrojová technika. Neptun, Brno, 2001

[4]- Kolektiv autorů: Lékařská biofyzika., Manus, Praha 2000

[5]- Kolektiv autorů: Biofyzika v medicíně, Manus, Praha, 2003

[6]- Navrátil,L., Rosina,J., a kol.: Medicínská biofyzika, Grada, Praha 2005

[7]- Structural Textbook and Its Creation, On the basis of konference – London, V.2001, Education Publisher Didaktis Ltd., 2001, ISBN 80-85456-76-1

[8]- Analytical-synthetic modeling of cognitive structures (volume 1: New structural methods and their application), On the basis of conference-London, XII.2001, Education Publisher Didaktis Ltd., 2001, ISBN 80-85456-77-X

[9]- Analytical-synthetic modeling of cognitive structures (volume 2: Didactic communication and education sciences) ), On the basis of conference-New York, V.2002, Education Publisher Didaktis Ltd., 2002, ISBN 80-85456-77-X

[10]- Structure, Formation and Design of Textbook (volume 1: Theoretical basis), On the basis of conference – London, III.2003, Education Publisher Didaktis Ltd., 2003, ISBN 80-85456-9), On the basis of conference-London, XII.2001, Education Publisher Didaktis Ltd., 2003, ISBN 80-85456-09-5

[11]- Structure, Formation and Design of Textbook (volume 2: Theory and practice), On the basis of conference – London, XII.2003, Education Publisher Didaktis Ltd., 2004, ISBN 80-85456-09-5

- [12]- Modern science and Textbook Creation (volume 2: Project of scientific system), On the basis of conference – Frankfurt a. M., X.2004, Education Publisher Didaktis Ltd., 2005, ISBN 80-85456-12-3
- [13]- Modern science and Textbook Creation (volume 2: Modern science and Textbook Creation), ), On the basis of conference – Frankfurt a. M., X.2005, Education Publisher Didaktis Ltd., 2005, ISBN 80-85456-12-3
- [14]- Education and Didactic Communication, On the basis of conference – Frankfurt a. M., X.2006, Education Publisher Didaktis Ltd., 2007, ISBN 978-80-89160-46-4
- [15]- Záškodný, P.: Survey of Principles of Theoretical Physics (with Application to Radiology)
- [16]- Beiser,A.: Úvod do moderní fyziky
- [17]- Kováč,A., a kol.: Abdominálna ultrasonografia, Osveta, Žilina 1995
- [18]- Chudáček,Z.:Radiodiagnostika, Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví Brno, T.D.V., 1995, 80-7013-114-4
- [19]- Válek, V., MUDr., Žižka,J., MUDr., Moderní diagnostické metody, III.díl, Magnetická rezonance, Brno, 1996, ISBN 80-7013-225-6
- [20]- Záškodný, P.: Statistická biofyzika a analyticko-syntetický model struktury radiologie, Interní materiál, České Budějovice, Jihočeská univerzita, 2005

## **Přílohy**

### **Příloha 1**

#### **GAMA ZÁŘENÍ (nepřímo ionizující, ionizace absorpcí fotonu)**

- vlnová délka-  $10^{-13}$ - $10^{-12}$  m
- frekvence-  $10^{20}$ - $10^{21}$  Hz
- přírodní zdroj- přechody v jádře atomu
- umělý zdroj- urychlovače, radioizotopy
- detekce- plynové, jiskrové, scintilační detektory
- oblast radiologie-nukleární medicína

#### **RENTGENOVÉ ZÁŘENÍ (nepřímo ionizující, ionizace absorpcí fotonu)**

- vlnová délka- 10-10 m
- frekvence-  $10^{20}$ - $10^{21}$  Hz
- přírodní zdroj- přechody v jádře atomu
- umělý zdroj- urychlovače, radioizotopy
- detekce- plynové, jiskrové, scintilační detektory
- oblast radiologie-rentgenová terapie

#### **INFRAČERVENÉ ZÁŘENÍ (neionizující záření)**

- vlnová délka- 10-5 m
- frekvence-  $10^{13}$  Hz
- přírodní zdroj- vibrace a rotace molekul
- umělý zdroj- tělesa s teplotou vyšší než 0 K
- detekce- radiotermometry, termokamery
- oblast radiologie-termografie

### **RÁDIOVÉ VLNY (neionizující záření)**

- vlnová délka- 100 m -104 m
- frekvence- 104-108 Hz
- přírodní zdroj- pohyb téměř volných elektronů
- umělý zdroj- vysílač vysokofrekvenčního elektromagnetického signálu
- detekce- přijímač vysokofrekvenčního elektromagnetického signálu
- oblast radiologie-nukleární magnetická rezonance

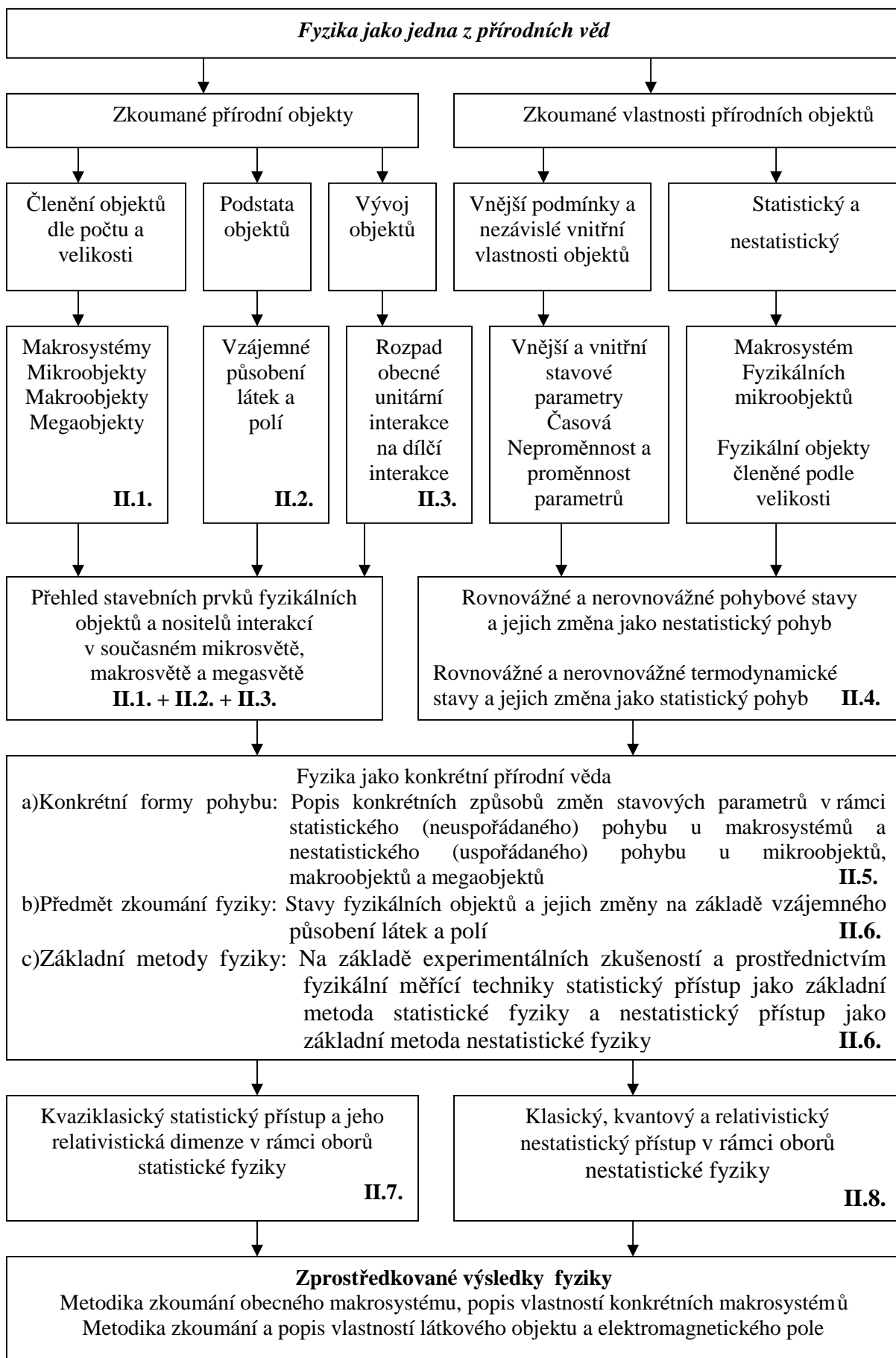
### **ULTRAZVUKOVÉ VLNY (mechanické vlnění)**

- vlnová délka- 10-3 m
- frekvence- 106-107 Hz
- přírodní zdroj- chvění těles
- umělý zdroj- magnetostrikční a piezoelektrický oscilátor
- detekce- magnetostrikční a piezoelektrický oscillator
- oblast radiologie-sonografie

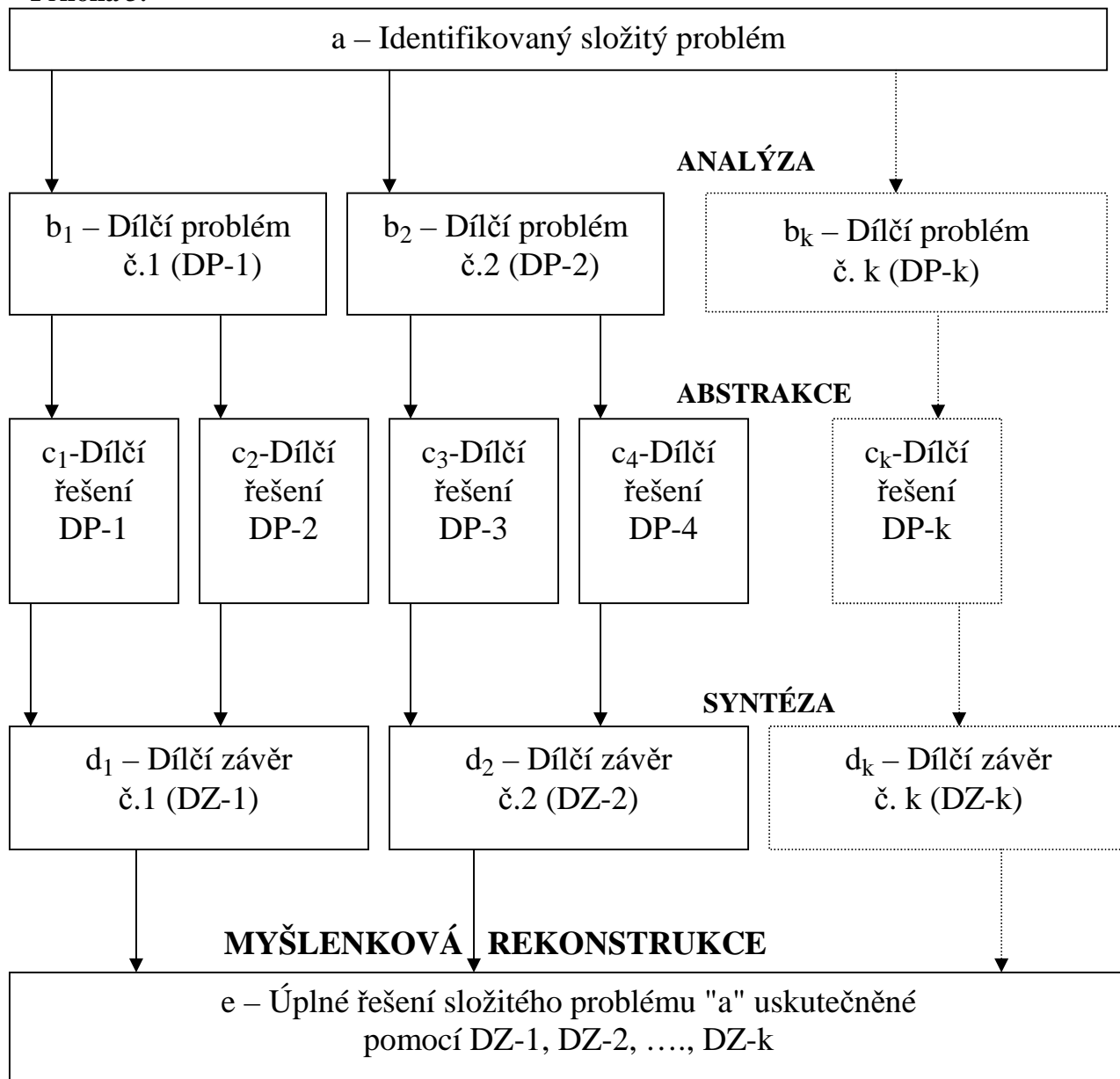
### **KORPUSKULÁRNÍ ZÁŘENÍ (přímo a nepřímo ionizující záření, ionizace nárazem)**

- vlnová délka- de Broglieova vlnová délka  $\lambda=h/mv$
- frekvence-  $\nu=mc^2/h$
- přírodní zdroj- přirozeně radioaktivní prvky
- umělý zdroj- uměle radioaktivní prvky, urychlovače
- detekce- plynové, jiskrové, krystalové, scintilační detektory
- oblast radiologie-nukleární medicína, radioterapie

**Příloha 2: 2.1. Model struktury fyziky**



**Příloha 3:**



**Obr. 1**

**Obecný model analyticko-syntetické (kognitivní) struktury**

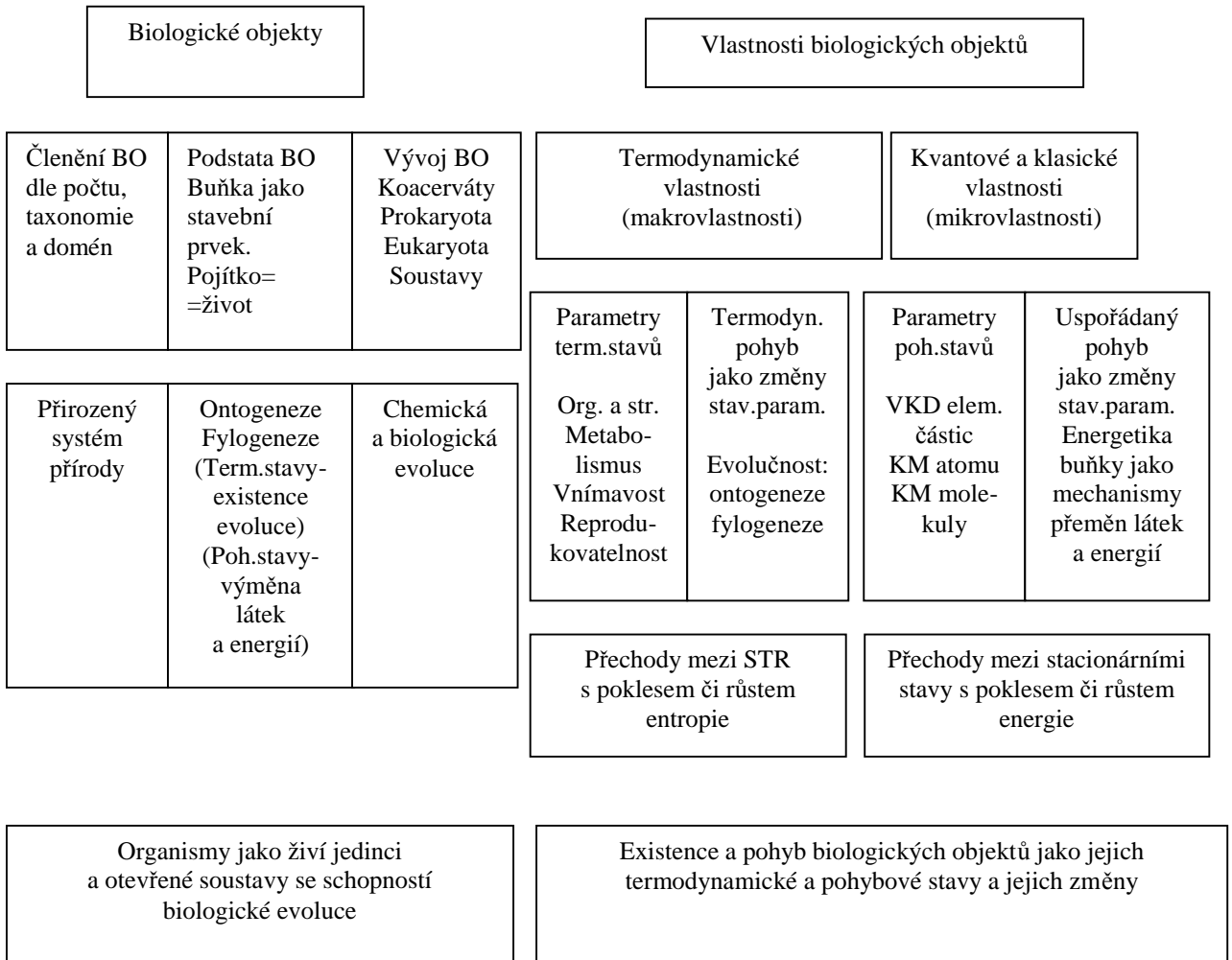
## ***Legenda k Obr. 1***

- a** (Identifikovaný složitý problém) – Zkoumaná oblast reality, zkoumaný jev
- B<sub>k</sub>** (Analýza) – Analytické rozčlenění v rámci odpovídající pojmově poznatkové úrovně
- b<sub>k</sub>** (Dílčí problémy DP-k) –Výsledek analýzy: podstatné atributy a rysy zkoumaného jevu
- C<sub>k</sub>** (Abstrakce) - Vymezování abstraktních podstat v rámci odpovídající pojmově poznatkové úrovně
- c<sub>k</sub>** (Dílčí řešení DP-k) - Výsledek abstrakce:dílčí pojmy, dílčí poznatky, různé vztahy apod.
- D<sub>k</sub>** (Syntéza) - Syntetické nalézání závislostí mezi výsledky abstrakce v rámci odpovídající pojmově poznatkové úrovně
- d<sub>k</sub>** (Dílčí závěry DZ-k) - Výsledek syntézy:princip, zákon, závislost, návaznost apod.
- E<sub>k</sub>** (Myšlenková rekonstrukce) - Myšlenková rekonstrukce zkoumaného jevu / zkoumané oblasti reality
- e** (Úplné řešení složitého problému"a") - Výsledek myšlenkové rekonstrukce: analyticko-syntetická struktura pojmově poznatkového systému

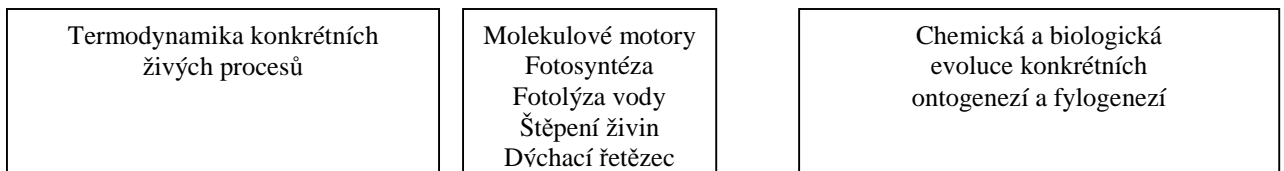


## Příloha 4:

Biologie jako jedna z přírodních věd zkoumající biologické objekty BO a jejich vlastnosti



Biologie jako konkrétní přírodní věda:  
Zkoumání živých jedinců a jejich forem biologického pohybu prostřednictvím jejich termodynamiky (ontogeneze a fylogeneze) a kvantové fyziky a chemie (mechanismy přeměny látek a energie) se zobecněnou biologickou interpretací



Biologická taxonomie a její vývoj

Biologická práce a její projevy (biologický pohyb, biosyntéza, transport látek)

## Příloha 5:

# RADIOLOGIE

Přenos a využití informací	Chemický základ	Biologický základ	Matemat. základ	Lékařský základ	Fyzikální základ	Technický základ	Sociální základ
----------------------------	-----------------	-------------------	-----------------	-----------------	------------------	------------------	-----------------

Základní schéma radiologie, vzniklé na základě výše uvedených poznatků a dělicích radiologii na její základní složky z hlediska aplikace v medicíně.

OCHRANA PŘED IONIZUJÍCÍM ZÁŘENÍM, DETEKCE A DOZIMETRIE	RADIOTERAPIE	NUKLEÁRNÍ MEDICÍNA	RADIOLOGICKÉ VYŠETŘOVACÍ METODY
--	--------------	--------------------	---------------------------------

<ul style="list-style-type: none"><li>• Filmové dozimetry</li><li>• Autoradiografie</li><li>• Frickův dozimetr</li><li>• Elektroskop</li><li>• Ionizační komůrky</li><li>• Geiger-Mullerův počítač</li><li>• Polovodičové detektory</li><li>• Scintilační detektory</li><li>• Denzitometrie</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Brachyterapie</li><li>• Rentgenová terapie</li><li>• Plánování irradiace</li><li>• Teleterapie</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>• PET</li><li>• SPECT</li><li>• Metody in vitro</li><li>• Metody in vivo</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Počítačová tomografie</li><li>• Klasická radiografie</li><li>• Digitální radiografie</li><li>• Magnetická rezonance</li><li>• Sonografie</li><li>• Termografie</li><li>• DSA Technologie</li></ul>
---	--	--	--

Radiologie jako vědní směr byla z hlediska medicínské praxe zkráceně definována jako klinický obor založený na diagnostickém a terapeutickém využití ionizujícího a neionizujícího záření