

**Univerzita Pavla Jozefa Šafárika v Košiciach  
Prírodovedecká fakulta  
Ústav fyzikálnych vied**

# **MAGNETIZMUS PRE KAŽDÉHO**

Diplomová práca

**Košice 2007**

**Peter Klein**

## Zadanie magisterskej záverečnej práce

**Meno a priezvisko študenta:** Peter Klein  
**Študijný program:** Fyzika – informatika  
**Názov: Magnetizmus pre každého**

**Cieľ:** Vysvetliť univerzálnosť a všadeprítomnosť magnetizmu a jeho význam pre človeka. Opísať hlavné črty spintroniky, ako novej progresívnej vednej disciplíny. Charakterizovať možnosti zobrazovania (napr. v medicíne) pomocou magnetickej rezonancie a SQUIDu. Objasniť metódu skúmania kondenzovaných látok pomocou MAE-spektroskopie.

### Odporúčaná literatúra:

1. M. Tanaka: Spintronics-recent progress and tomorrows challenges, J.Cryst. Growth, 278(2005), 25.
2. R. McDermott et al.: J.Low Temp.Phys., 135 (2004), 793.
3. P. Vojtanik, R. Andrejco, R. Varga: Phys. Rev. B, 70, 052407 (2004)

**Vedúci mag. záverečnej práce:** prof. RNDr. Pavol Vojtaník, DrSc.  
**Konzultant mag. záverečnej práce:** RNDr. Marián Kireš, PhD.  
**Oponent mag. záver. práce:**  
**Dátum zadania mag. záver. práce:** 14.06.2004  
**Dátum odovzdania mag. záver. práce:**

**Dátum potvrdenia:** 14.11.2006

doc. RNDr. Michal Jaščur, CSc.  
riaditeľ ústavu

## Vyhlásenie

Vyhlasujem, že som túto diplomovú prácu vypracoval samostatne, na základe vedomostí získaných štúdiom a s pomocou uvedenej literatúry.

---

Peter Klein

## Pod'akovanie

Moje pod'akovanie patrí prof. RNDr. Pavlovi Vojtaníkovi, DrSc. za odborné stimuly, mnohé cenné rady a pripomienky k tomuto textu.

Týmto chcem taktiež pod'akovať Mgr. Marekovi Vargovi za morálnu pomoc, cenné pripomienky a poskytnutie niektorých odborných prác.

## **Abstract**

The target of this diploma thesis is pointing on universality of magnetism and its importance for human being. In the second chapter we characterize a new science discipline – spintronics. In the third chapter we depict imaging by magnetic resonance and as well as imaging by SQUID. In fourth chapter we devote to method called magnetic after-effect spectroscopy, which can be used for obtaining the thermodynamic parameters of ferromagnetic alloys.

## **Abstrakt**

Cieľom tejto diplomovej práce je poukázať na univerzálnosť magnetizmu a jeho význam pre človeka. V druhej kapitole charakterizujeme novú vednú disciplínu spintroniku. V tretej kapitole opisujeme zobrazovanie pomocou magnetickej rezonancie (MRI) a taktiež zobrazovanie SQUID-om. Vo štvrtej kapitole sa venujeme metóde nazvanej spektroskopia magnetického oneskorenia (MAE spectroscopy), ktorá sa používa na určovanie termodynamických parametrov feromagnetických zliatin.

# Obsah

Úvod .....	7
<b>1 Univerzálnosť magnetizmu .....</b>	<b>9</b>
<b>2 Spintronika .....</b>	<b>17</b>
2.1 Spintronické zariadenia.....	19
2.2 MRAM.....	18
2.2.1 Porovnanie s ostatnými systémami .....	23
2.3 Spinový ventil.....	24
2.4 Spinové polovodiče.....	25
2.5 Nutnosť dávať magnetickú injekciu.....	26
2.6 Otázky pre vývojárov v druhej kategórii spintroniky.....	26
2.7 Výhľad: kvantový počítač.....	27
<b>3 Magneto-rezonančné zobrazovanie .....</b>	<b>29</b>
3.1 História .....	29
3.2 Základné fyzikálne fakty .....	29
3.2.1 Protóny a spin .....	29
3.2.2 Protóny a magnetické pole .....	30
3.2.3 Precesia .....	30
3.2.4 Longitudinálna magnetizácia .....	32
3.3 Magnetická rezonancia - prístroje a ich typy .....	33
3.3.1 Cievky .....	34
3.4 Úloha rádiovlnového vlnenia .....	35
3.4.1 Rezonancia .....	35
3.4.2 Tranzverzálna magnetizácia .....	35
3.4.3 Návrat rovnováhy .....	36
3.4.3.1 Longitudinálna relaxácia - T1 .....	36
3.4.3.2 Tranzverzálna relaxácia - T2 .....	37
3.4.4 Typy RF pulzov .....	38
3.4.5 Celkový magnetický moment tkaniva a FID signál .....	39
3.5 Odlíšenie jednotlivých tkanív - T1, T2 a PD váženie .....	40

3.6	Tvorba obrazu .....	42
3.6.1	Výber a hrúbka vrstvy .....	42
3.6.2	Určenie presnej polohy zdroja signálu vo vrstve .....	42
3.7	Vzhľad obrazov .....	43
3.8	Spektroskopia “in vitro” vs “in vivo” .....	43
3.9	Artefakty pri MR zobrazovaní .....	43
3.10	Obrázky získané pomocou MRI .....	44
3.11	SQUIDové zobrazovanie.....	44
3.11.1	Princíp práce SQUID-u .....	45
3.11.2	MEG helma.....	46
3.11.3	Kontrolovanie záchvatov.....	50
3.11.4	Aplikácie .....	51
<b>4</b>	<b>Spektroskopia magnetického oneskorenia</b>	<b>52</b>
4.1	Úvod.....	52
4.2	Teória MAE .....	52
4.3	Prejavy MAE .....	57
4.4	Od MAE k MAE-spektroskopii.....	58
4.5	MAE-spektroskopia-experiment .....	61
4.6	Príklady .....	62
4.6.1	Zliatiny $\text{Co}_{75}\text{Si}_{15}\text{B}_{10}$ a $\text{Co}_{75}\text{B}_{25}$ .....	62
<b>Záver</b>	.....	<b>66</b>
<b>Literatúra</b>	.....	<b>67</b>

# Úvod

Človek by mal vo vlastnom záujme čo najlepšie poznať prostredie, v ktorom žije a predmety a javy, ktoré mu slúžia a ktoré využíva. Mnohé veci a javy z nášho okolia si ani neuvedomujeme. Ako napríklad magnetické pole Zeme, ktoré na nás pôsobí všade, celý náš život. Alebo moderné výdobytky techniky – počítače, kreditné karty, kódovacie čípy, rôzne senzory, bežné zariadenia v domácnosti a na pracovisku, elektromotory, výroba elektrickej energie a jej rozvody a podobne – málokto si uvedomuje, že ich základ je v magnetizme a v magnetickom charaktere ich komponentov.

V predloženej diplomovej práci sa budeme snažiť podľa možnosti bez použitia „vzorcov“ vysvetliť „pre každého“ magnetizmus sveta.(univerzálnosť magnetizmu). V ďalších kapitolách vysvetlím niektoré vybrané moderné aplikácie magnetizmu v oblasti spintroniky, magneto-rezonančného a squidového zobrazovania a spektroskopii magnetického oneskorenia.

O význame magnetizmu pre poznanie sveta svedčí aj záujem širokej magnetickej verejnosti o rozvoj magnetizmu ako vedeckej disciplíny.

Každoročne sa organizuje množstvo konferencií svetového významu. Významné konferencie sú International Conference on Magnetism od roku 1958 doteraz, Intermag od roku 1964 doteraz, International Conference on magnetism and magnetic materials, a Soft magnetic materials. Pravidelne vychádza niekoľko fyzikálnych časopisov o magnetizme. Vedie medzi nimi JMMM, ďalej IEEE, JEMS, Transaction on magnetism, Physical Review B a všetky fyzikálne časopisy o kondenzovaných látkach. Články o magnetizme sa publikujú aj v najprestížnejších prírodovedných časopisoch Nature a Science s celosvetovou pôsobnosťou.

Moja diplomová práca sa taktiež zaoberá magnetizmom a skladá sa zo štyroch kapitol.

V kapitole s názvom “Univerzálnosť magnetizmu” uvediem tézu všetko je magnetické, budem hovoriť o obrovskom význame magnetizmu pre celú našu modernú spoločnosť. Zmienim sa o celosvetovej produkcii magnetických materiálov. Vymenujem najdôležitejšie oblasti využitia magnetizmu.



V kapitole s názvom “Spintronika” poskytnem základné informácie o tejto novej vednej disciplíne, ktorá využíva kvantovú vlastnosť elektrónu – spin. Ďalej popíšem na akom princípe funguje spinový ventil a ako pracuje MRAM-ka. Porovnam MRAM-ku s inými typmi pamäti a jej výhody resp. nevýhody.

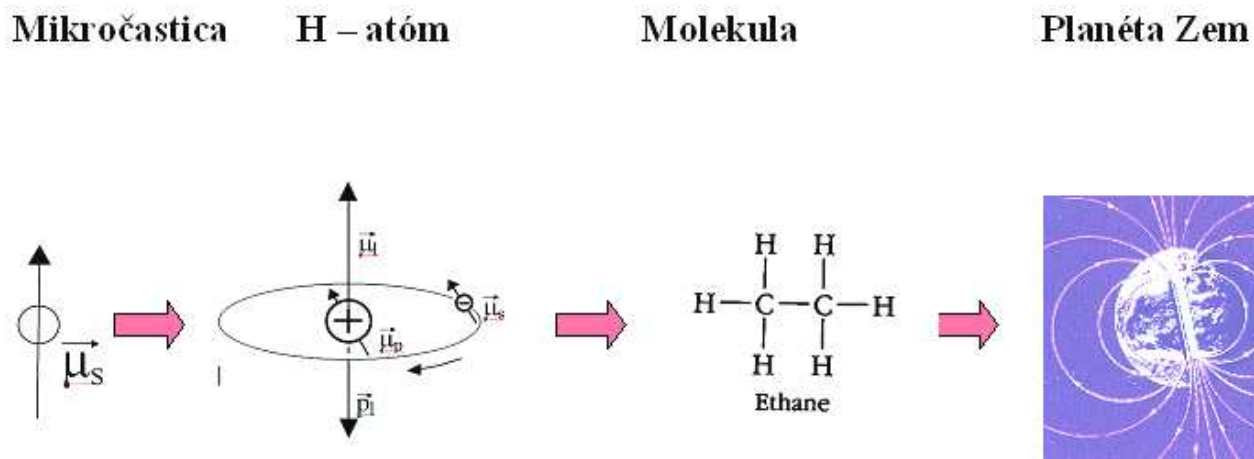
V kapitole s názvom “Magneto-rezonančné zobrazovanie” charakterizujem túto modernú zobrazovaciu techniku, ktorá poskytuje podrobné vnútorné snímky ľudských orgánov v rovine a v priestore. Dokáže aj zobrazit’ patologické zmeny v ľudskom organizme. Pacient je vložený do veľmi silného a homogénneho magnetického poľa, do jeho tela je vyslaný krátky rádiový impulz a po jeho skončení sa sníma slabý signál, ktorý vytvára pacientovo telo, a ktorý sa následne použije na rekonštrukciu samotného obrazu. V tejto kapitole taktiež opíšem aj modernú zobrazovaciu techniku SQUID.

V kapitole s názvom “Spektroskopia magnetického oneskorenia” opíšem túto metódu na skúmanie kondenzovaných látok, ktorá našla široké uplatnenie v spoločenskej praxi. Metóda spektroskopie magnetického oneskorenia (MAE) je počítačová metóda, ktorá bola vyvinutá na našom pracovisku a poskytuje sadu elementárnych spektier aktivačných energií (AE) procesov magnetickej relaxácie (MR). Pomocou MAE spektroskopie sa identifikovali a charakterizovali B- a Si- typ MR v zliatinách  $\text{Co}_{75}\text{Si}_{15}\text{B}_{10}$  a  $\text{Co}_{70}\text{B}_{25}$ . MR typu B pochádza z preorientácie atómových párov Co-B. MR typu Si vzniká pri preorientácii Co-Si atómových párov. V zakalenej zliatine CoSiB boli pre B- a Si- typy MR nájdené dve najpravdepodobnejšie aktivačné energie. Nízko teplotné žiarenie spôsobuje pokles MAE-maxím a posúva teploty vrcholov MAE a AE MR v oboch zliatinách do vyšších hodnôt.

# 1. Univerzálnosť magnetizmu

Názov magnetizmus je odvodený od gréckeho mesta Magnesia, kde sa ťažil magnetovec.

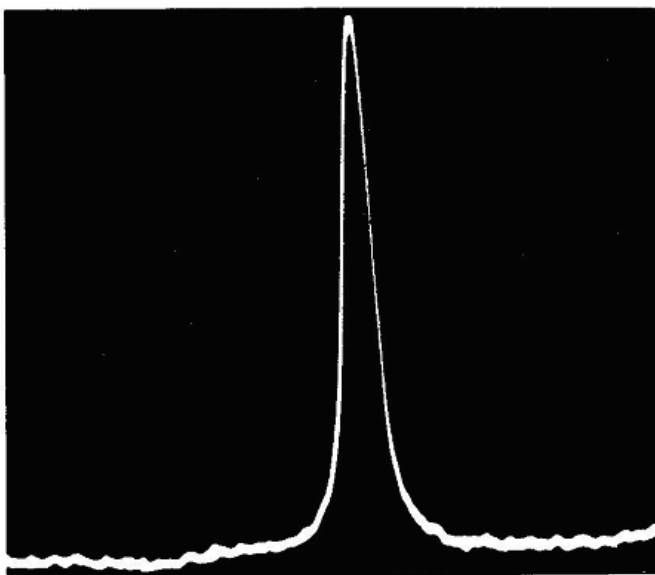
Univerzálnosť magnetizmu vyplýva z elektrónovej štruktúry atómov ako základných stavebných častíc látok. Elektróny, protóny aj neutróny ako stavebné častice atómov sú totiž nositeľmi vlastných magnetických momentov – spinov.



**Obr. 1.** Každá elementárna častica má magnetický moment, a teda aj atómy aj molekuly majú magnetický moment (vykompezovaný alebo nevykompenzovaný), Zem je tiež veľkým magnetom [1].

Často sa vedú diskusie či niečo je alebo nie je magnetické. Na základe súčasných predstáv o elektrónovej štruktúre atómov a o stavbe látok všetky materiály sú magnetické.

Napríklad aj voda je magnetická, o čom svedčí nasledovný obrázok 2.



**Obr. 2.** Absorpčná krivka rezonancie protónov vo vode. Za tento objav dostal E. L. Hahna Nobelovu cenu [2].

## Magnetizmus v prírode

Naša planéta tvorí jeden veľký magnet, ktorého pole obklopuje celú zemeguľu. Polotekuté vrstvy železníkových rúd zemského jadra sú vlastným zdrojom magnetického poľa, ktoré siaha do priestoru na vzdialenosť 50 až 60 tisíc kilometrov od zemského povrchu. Tomuto priestoru hovoríme *magnetosféra* a jej vonkajší okraj a súčasne predel od vzdialenejšej ionosféry tvorí pohyblivá vrstva elektricky nabitých častíc zvaná *Van Allenove pásy*. Tie predstavujú akýsi filter, ktorý zadržiava väčšinu druhov žiarenia vysielaných z kozmického priestoru.

Indukcia magnetického poľa sa meria na povrchu zeme a rôzne kolíše podľa lokality merania. Udáva sa v jednotkách gauss a menovaná hodnota merania sa pohybuje od 0,5 do 1,0 gauss. Magnetické pole uchováva prízemný elektrostatický náboj. Tento náboj je nevyhnutný pre uchovanie chemickej rovnováhy plynov dusíka a kyslíka v atmosfére.

V kozme nachádzame rozmanité magnetické polia, značne sa odlišujúce od tých, s ktorými sa stretávame na Zemi. V medziplanetárnom priestore existujú slabučké magnetické polia milióntiny až sto milióntiny Tesla, v slnečných škvrnách jedna až tri desatiny Tesla. Uvádza sa, že v laboratóriách dokážeme vytvoriť magnetické pole až 40 T a v milisekundách až 1 000 T. V "obyčajných" hviezdach vládnu polia 100 T, v pulsaroch až sto miliónov T. Najintenzívnejšie magnetické pole majú podľa predstáv teoretikov existovať u magnetarov, čo sú pulzary s neobyčajne vysokým magnetickým poľom, vysielajúci opakovane záblesky mäkkého žiarenia gama. Podľa predpokladu by tu mohlo existovať magnetické pole o intenzite 100 miliárd T. Nedávno sa skutočne našiel v našej Galaxii "magnet" mladej neutrónovej hviezdy o indukcii poľa okolo 100 miliárd Tesla.

Veľryby, hmyz (napr. včely, motýle), sťahovavé vtáky (napr. holuby), či niektoré plazy (napr. korytnačky), jednobunkové organizmy používajú pri určení polohy a navigácii magnetické pole zeme. U holubov sa zistilo, že nervové bunky v kožovitom útvaru pri koreni nosa ich zobáka obsahujú malé množstvo častí magnetitu. Tam, kde sú vtáky doma, majú tieto častice zrejme určitú jasne definovanú formu určenú

silou magnetického poľa na príslušnom mieste, z ktorého potom vychádzajú ako z pevného bodu. Keď opustia holubník, forma sa zmení a čiastočky magnetitu vyvolávajú na membráne, ktorá ich obopína, elektrický impulz, analóg práve danej podoby magnetického poľa. Nervové dráhy potom vedú tieto informácie stále ďalej do mozgu, ktorému slúžia ako geografické oporné body. Pri svojich cvičných letoch sa tak mladé vtáky učia spoznávať, ako sa magnetické pole mení, ak odletia z domova určitým smerom a zasa keď sa vracajú späť.

Dokonca aj u domácich sliepok sa zistila ich orientácia pomocou zemského magnetického poľa. Teda magnetický kompas sliepok prežil tisíce rokov domáceho chovu. Objav magnetických častíc v mozgu korytnačiek naznačil, že v ich hlavách tiež existuje biologický kompas. Je prinajmenšom pozoruhodné, že viac ako 80% migračných tras živočíchov vedie po siločiarách magnetizmu, teda po osi sever-juh a opačne.

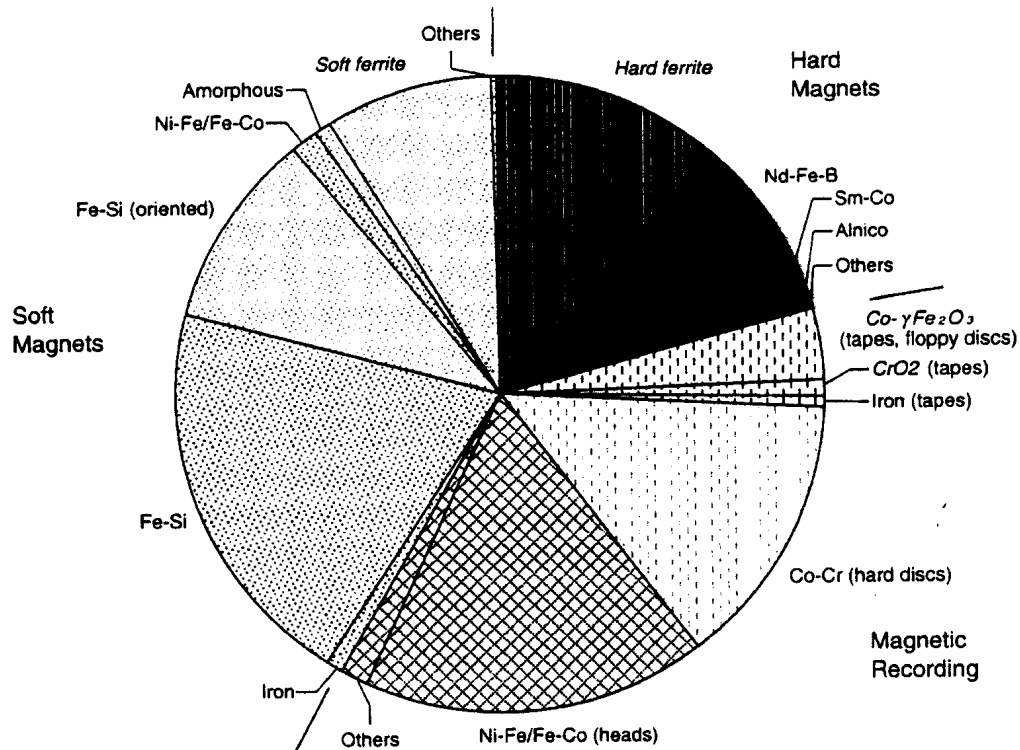
### **Význam magnetizmu pre človeka**

Magnetizmus je zdroj intelektuálneho aj materiálneho bohatstva. Poskytuje ľuďstvu zdroje elektrickej energie, pamäťové prvky v počítačoch, prístroje na diagnostiku, možnosť zobrazovať vnútorné časti živých organizmov, odhaľuje zákonitosti prírody.

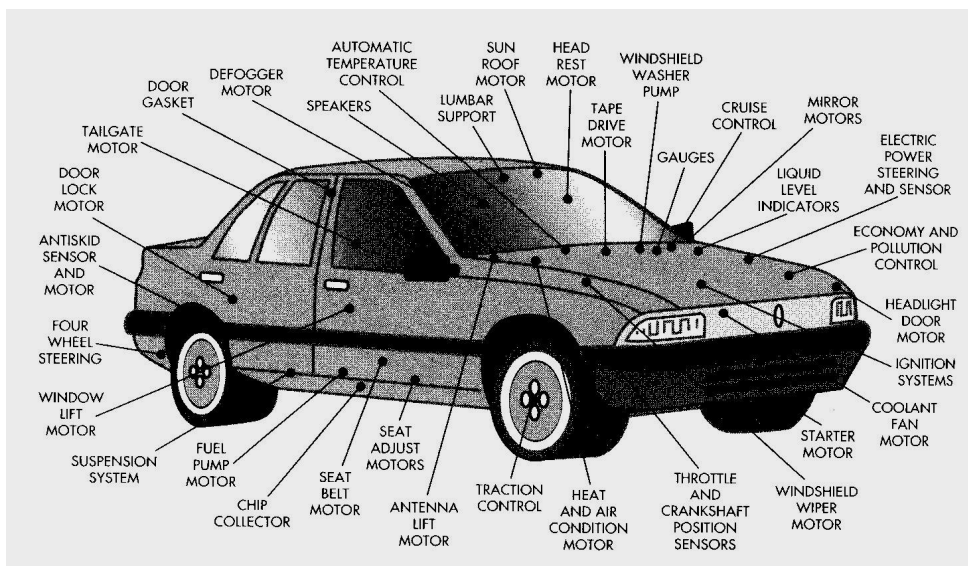
Význam vedeckých výsledkov v magnetizme je obrovský o čom svedčí, že doteraz bolo udelených 13 Nobelových cien práve za práce týkajúce sa magnetizmu.

V súčasnej dobe pracuje na výskumoch magnetizmu na celom svete asi 210 000 vedcov v 5500 tímoch (údaje z roku 2004). Je celkom zjavné, že všetko, čo sa okolo magnetizmu točí, sa dostáva hlavne v posledných niekoľkých rokoch stále rýchlejšie do centra pozornosti vedeckej i laickej obce v celosvetovom meradle, a že využitie magnetizmu nachádza stále nové uplatnenia[5].

**Prax** - priemyselná výroba magnetických materiálov a zariadení. Celosvetová ročná produkcia magnetických materiálov činí viac ako 30 000 000 000 \$



Obr. 3. Produkcia magnetických materiálov (rok 1999) [3].



Obr. 4. Použitie magnetov v automobile [4].

## Aplikácie magnetizmu

**1. elektromagnety, elektromotory, transformátory.** Elektromagnety majú mnoho využití. Môžu napríklad slúžiť v baniach na separovanie železnej rudy od ostatných

hornín alebo na žeriave na šrotovisku. Elektromotory umožňujú chod pozemných vozidiel, lodí a lietadiel. Transformátory sa používajú pri prenose elektrickej energie.

**2. pamäťové prvky.** Sem patria pevné disky a diskety, ktoré sa hlavne používajú v počítačoch na ukladanie informácií. Rovnako sem radíme aj videokazety a magnetofónové pásky (obr. 5b,c).

**3. senzorika.** Sem patria mikrodrôty pre senzory, čiarové kódy na výrobkoch, telefónne, bankové a identifikačné karty (obr. 5a).



**Obr. 5.** Vľavo je magnetický mikrodrôt FeSiB pre senzory, v strede je bežný čiarový kód na obale výrobku, vpravo je klasická kreditná karta.

**4. spintronika (magneto-elektronika),** ktorá využíva kvantovú vlastnosť elektrónu – spin. Na spintronických princípoch pracuje nový typ pamäte MRAM.

**5. supravodivé magnety.** Využitie je napríklad supravodivá levitácia, pri ktorej sa magnet vznáša nad supravodičom. Ďalšie využitie je v zotrvačníkoch, ktoré sa vyvíjajú pre stabilizáciu polohy družíc. Keby sa pri prenose elektriny namiesto hliníkového vedenia použilo supravodivé, nemuseli by sme používať vysoké napätie. Supravodivé magnety sú aj omnoho výhodnejšími generátormi elektriny než typické generátory. Používajú sa aj supravodivé poistky.

**6. magneto-transport – magnetické (levitačné) vlaky** sa používajú v Číne (Šanghai), v Nemecku (Mníchov), v Japonsku (obr. 6).



**Obr. 6.** Vľavo je magnetický vlak Transrapid Mníchov a vpravo je magnetický vlak v Šanghaji v Číne.

Maglev je skratka pre vlak pohybujúci sa pomocou magnetickej levitácie - vznášania. Maglev je vysokorýchlostné vozidlo vznášajúce sa nad traťou a poháňané magnetickými poľami. Technológia magnetického vlaku môže byť využitá v mestskej doprave pri relatívne nízkych rýchlostiach (do 100 km/h); krátkotraťový magnetický vlak sa používa vo Veľkej Británii už od roku 1984 medzi Birminghamským letiskom a železničnou stanicou. Ale najväčší záujem vzbudzuje vysokorýchlostný magnetický vlak. V Japonsku dosiahol plnohodnotný magnetický vlak najvyššiu rýchlosť 517 km/h, zatiaľ čo v Nemecku sa magnetický vlak pohyboval najvyššou rýchlosťou 435 km/h.

## 7. magnetomedicína.

**Magnetoterapia** je jednou z najstarších foriem fyzikálnej terapie. Jedná sa o neinvazívnu liečbu, na ktorú nevzniká návyk. Už Hippokrates popisoval ako liečiť onemocnenia kĺbov prikladaním rudy zvanej magnetovec.

Účinky magnetického poľa je možné zhrnúť do niekoľkých liečebných efektov: analgetický, uvoľňujúci svalové napätie, zlepšujúci prekrvenie, urýchľujúci látkovú výmenu a odplavovanie splodín metabolizmu, protizápalový, hojivý, regeneračný, proti odtokový, podporujúci imunitný systém.

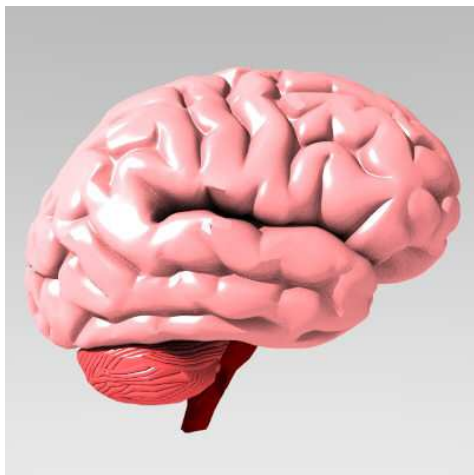
Z lekárskeho hľadiska je použitie magnetoterapie veľmi rozsiahle v dôsledku jeho širokého pôsobenia na ľudský organizmus. S úspechom sa už používa v reumatológii, ortopédii, rehabilitácii, športovej medicíne, balneológii, dermatológii, neurológii a v ďalších lekárskejších oboroch[5].

Vyšetrenia počítačovým tomografom alebo magnetickou rezonanciou (magneto-rezonančné zobrazovanie alebo MRI) sa stali bežnými i v našich nemocniciach (obr. 7). Prvé vyšetrenie je založené na princípe pohlcovania röntgenového žiarenia vysielaného z rôznych uhlov a následnej počítačovej rekonštrukcie obrazu, druhé využíva zmenu absorpčných a emisných vlastností molekúl v magnetickom poli.



**Obr. 7.** Vľavo je MRI zariadenie a vpravo je obraz priečného rezu lebky.

Okrem MRI sa používa aj SQUIDové zobrazovanie(obr. 8).



**Obr. 8.** Priestorový obraz mozgu získaný SQUIDom

## **8. analytické metódy v chémii**

Patrí tu NMR-jadrová magnetická rezonancia. Táto metóda využíva silné, ale neškodné magnetické pole, ktoré mapuje mäkké tkanivo tela bez toho, aby ho poškodilo.

**9. biomagnetizmus.** Meranie a analýza magnetických polí vznikajúcich pri činnosti živých organizmov.



**10. geomagnetizmus.** Nad povrchom Zeme je magnetického pole, v ktorom sa môžeme orientovať pomocou kompasu alebo buzoly.

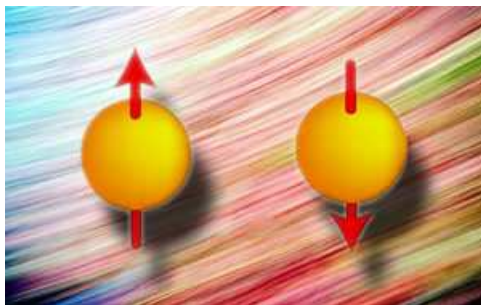
**11. paleomagnetizmus.** Využíva zakonzervovanú remanentnú polarizáciu.

**12. komerčný magnetizmus.** Existuje obrovské množstvo magnetických hračiek. Sem patrí napríklad detské magnetické divadlo. Ďalej sú to úžitkové predmety ako napríklad pero s magnetickým stojanom, magnetická lampa, magnetické náramky a náplaste a iné. Magnety slúžia k udržaniu zavretých skriniek u takmer všetkých kuchynských a nábytkových sústav. Reprodukory rádia a televízie produkujú tóny prostredníctvom vibrujúceho magnetu. Zvončeky na dverách a bezpečnostné alarmy využívajú magnet na aktiváciu zvuku.

Existujú magnetické metódy, pomocou ktorých vieme detekovať povrchové a podpovrchové chyby vo feromagnetických materiáloch, ako sú napr. vlasové trhliny, praskliny, studené spoje vo zvaroch a póry. Patrí tu aj metóda vírivých prúdov pomocou ktorej vieme detekovať a zistiť aj veľmi jemné povrchové trhliny. Takisto ňou vieme stanoviť aj odchýlky v chemickom zložení alebo štruktúre materiálu.

Existujú však stovky ďalších aplikácií umelo vyrobených magnetov v ľahkom i ťažkom strojárskom priemysle, vo vedeckých laboratóriách, vo vojenskom i kozmickom priemysle.

## 2. Spintronika



Obr. 9. „Spin hore“ a „spin dole“

**Spintronika (elektronika založená na spine)**, ktorú poznáme aj ako magnetoelektroniku, je novo sa vynárajúca technológia, ktorá využíva magnetickú kvantovú vlastnosť elektrónu-spin a využíva aj jeho elektrický náboj. Spin sám osebe sa prejavuje ako magnetické energetické stavy charakterizované ako „spin hore“ a „spin dole“.

Dominantnými osobnosťami spintroniky sú traja vedci v USA: Dávid D. Awschalom a Michael E. Flatté sa začali zaoberať experimentálnym skúmaním polovodičovej spintroniky už pred viac ako desaťročím. Prvý je profesorom fyziky a riaditeľom Centra spintroniky a kvantovej počítačovej techniky na Kalifornskej univerzite v Santa Barbare, druhý pracuje na Univerzite štátu Iowa a zaoberá sa teóriou zhusťovania. Neskôr sa k nim pridali i Nitin Samarth, ktorý je profesorom fyziky na Univerzite štátu Pensylvánia [6].

Tradičné použitie elektrónového stavu v rámci polovodičov je výhradne binárna záležitosť, kde stav elektrónu alebo prúdu je reprezentovaný len 0 alebo 1. Spintronicke kvantové bity (zvané qubits) využívajú stavy „spin hore“ a „spin dole“ ako superpozíciu „spletených“ núl alebo jedničiek, a teda register pozostávajúci z dvoch spintronickeých qubitov môže mať osem možných stavov namiesto štyroch.

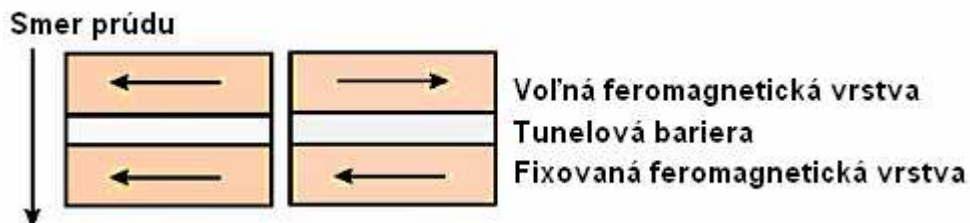
Spintronicke zariadenia sa používajú na hromadné ukladanie údajov, nedávno v roku 2002 vedci z IBM zverejnili to, že dokážu stlačiť približne asi jeden trilión bitov na štvorcový palec (1.5 Gbit/mm<sup>2</sup>) alebo zhruba 1 TB na jednu stranu disku s priemerom 3.5“. Hustota uloženia pevných diskov s časom výroby narastá podľa exponenciálnej časovej krivky, ktorú poznáme ako **Kryder**-ov zákon. Doba zdvojnásobenia sa hustoty uloženia informácií je dvanásť mesiacov. Je kratší ako **Moore**-ov zákon, ktorý hovorí, že množstvo tranzistorov v integrovaných obvodoch sa zdvojnásobuje každých osemnásť mesiacov. Pevné disky začali využívať spintronickeý efekt resp. obrovskú magnetorezistivitu.

Aby sme vedeli spraviť spintronické zariadenie, tak základná podmienka je to, aby systém mohol generovať prúd spinovo polarizovaných elektrónov a to, aby bol systém citlivý na spinovú polarizáciu elektrónov. Zariadenia musia teda mať súčiastku, v ktorej dokážu zmeniť prúd elektrónov závisiacich na stave spinu.

Najjednoduchšia metóda na generovanie spinovo polarizovaného elektrického prúdu je vstreknúť tento prúd cez feromagnetický materiál. Najbežnejšia aplikácia tohto efektu je zariadenie využívajúce obrovskú magnetorezistivitu(GMR).

Typické GMR zariadenie pozostáva z najmenej dvoch vrstiev feromagnetických materiálov oddelených medzivrstvou.

Keď sú dva vektory magnetizácie feromagnetických vrstiev nasmerované paralelne, potom elektrický prúd bude prúdiť voľne, zatiaľ čo ak magnetické vektory sú antiparalelné potom odpor systému je väčší (obr.10). V zariadeniach sa používajú dva varianty GMR: 1. elektrický prúd preteká paralelne s vrstvami, 2. elektrický prúd preteká v smere kolmom na vrstvy.



**Obr. 10.** Spinový ventil, vľavo sú vrstvy zoradené paralelne, vpravo antiparalelne.

Najúspešnejšie spintronické zariadenie dosiaľ je spinový ventil. Zariadenie používa vrstvovú štruktúru tenkých vrstiev magnetického materiálu, ktorý mení elektrický odpor podľa smeru použitého magnetického poľa. V spinovom ventile jedna z feromagnetických vrstiev je záchytná a teda jej magnetizačný smer zostáva fixovaný a druhá feromagnetická vrstva je voľná, aby sa mohla stáčať v závislosti od naloženia magnetického poľa.

Keď magnetické pole je paralelné s voľnými vrstvami a s vektormi magnetizácie záchytnej vrstvy, potom elektrický odpor je na svojom minime a prúd na maxime. Keď magnetické pole zapríčini stočenie vektora magnetizácie voľnej vrstvy v smere antiparalelnom k magnetickému vektoru záchytnej vrstvy, potom elektrický odpor zariadenia narastá v dôsledku spinovo závislému rozptylu a prúd je minimálny .

Dôležitosť zmeny:  $(\text{Antiparalelný odpor} - \text{Paralelný odpor}) / \text{Paralelný odpor} \times 100\%$  sa nazýva **GMR pomer**

Boli predvedené zariadenia s GMR-pomerami vyššími ako 200% pri typických hodnotách väčších ako 10 %. To je veľký pokrok nad (cez anisotropic magnetoresistance effect) anizotropickou obrovskou magnetorezistivitou v jednovrstvových materiáloch, u ktorých je zvyčajne menší ako 3%. Spinové ventily boli navrhnuté z magneticky mäkkých voľných vrstiev, ktoré citlivo reagujú na slabé polia a nahradili tak anizotropické magnetorezistenčné senzory v počítačových pevných diskoch.

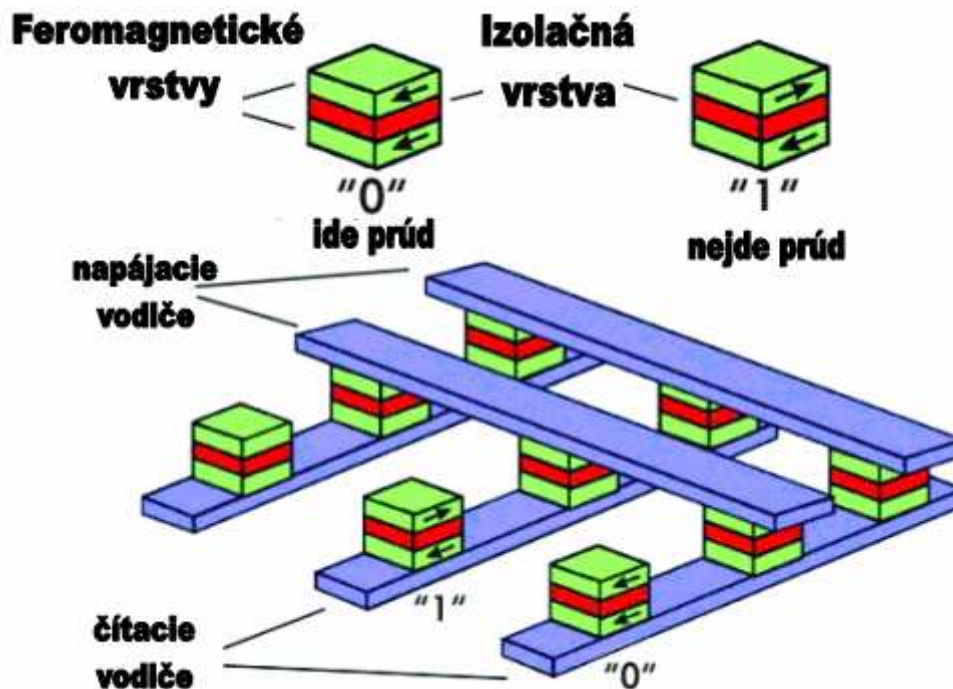
Budúce aplikácie budú možno obsahovať spinové tranzistory, ktoré potrebujú rozvoj magnetických polovodičov vystavených izbovej teplote. Projekt MRAM je tiež založený na spintronickej princípech [7].

## 2.1 Spintronickej zariadenia

**1. kategória:** Sem patria čítacie hlavy pevných diskov a prototypy MRAM, ktorých kľúčové súčiastky sú vyrobené z feromagnetických kovových zliatin.

**2. kategória:** Sem patria spintronickej polovodiče, u ktorých prúd s polarizovanými spinmi prechádza polovodičovým prostredím. Po získaní väčšieho množstva skúseností s praktickou spintronickej na báze polovodičov bude možno využiť i optické vlastnosti polovodičov a ich schopnosti zosilovať nimi prechádzajúce elektrické a optické signály. Ako príklad možno uviesť ultrarýchle prepínače a plne programovateľné spintronickej mikroprocesory.

**3. kategória:** Tu ide o to, ako tieto zariadenia môžu ovplyvňovať kvantové spinové stavy jednotlivých elektrónov. Do tejto kategórie patria spintronickej kvantovo-logické hradlá, ktoré by umožnili skonštruovať kvantové počítače, ktoré by svojimi obrovskými výkonmi ďaleko prekonal počítače dnešnej generácie [6].

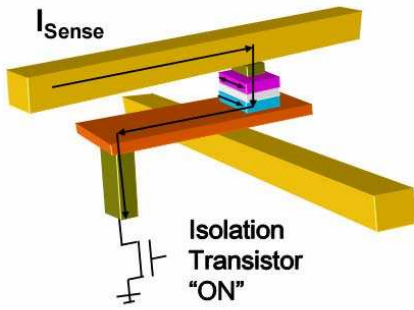


Obr. 11. Štruktúra pamäte MRAM.

## 2.2 MRAM

**Magnetoresistive Random Access Memory (MRAM-magnetická pamäť s priamym prístupom)** je energeticky nezávislá počítačová pamäťová technológia. Pri stálom zvyšovaní hustoty pamäťových technológií, Flash RAM a DRAM zaplnilo medzeru na trhu. Ich zástancovia veria, že výhody sú nesmierne a teda MRAM sa môžu stať dominantné.

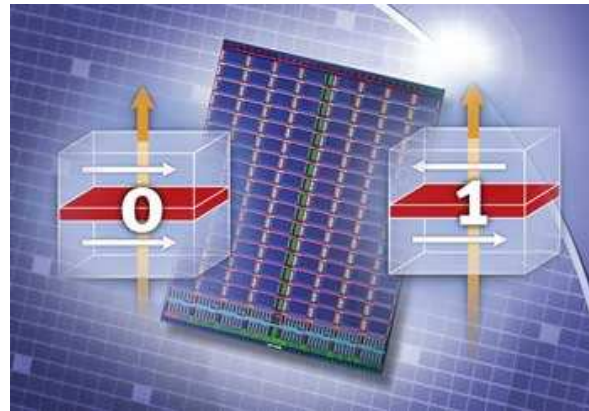
Na rozdiel od konvenčných čipových technológií dáta nie sú uložené ako elektrický náboj alebo elektrický prúd, ale magnetickými pamäťovými prvkami. Prvky sú zložené z dvoch ferromagnetických vrstiev, (každá z nich môže držať svoj magnetický stav) oddelených tenkou izolačnou vrstvou. Jedna z oboch vrstiev je permanentný magnet nastavený na konkrétnu polaritu, magnetický stav druhej vrstvy sa bude meniť, aby sa zladil s polaritou vonkajšieho poľa. Pamäťové zariadenie je postavené z mriežky buniek.



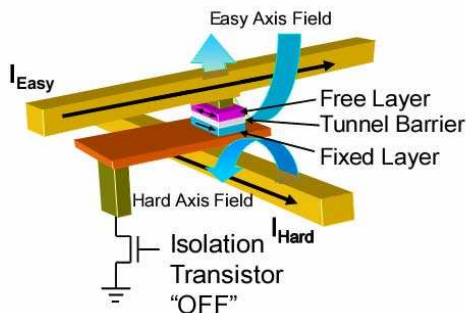
**Obr. 12.** Čítanie z pamäte MRAM

konkrétnej bunky, a z tohto odporu potom určíme polaritu zapisovateľnej vrstvy. Ak obidve vrstvy majú rovnakú polaritu znamená to "0", keď obidve vrstvy majú opačnú polaritu, odpor bude vyšší a to znamená "1".

Čítanie sa uskutočňuje meraním elektrického odporu bunky. Konkrétna bunka je vybratá zapnutím priradeného tranzistora, ktorý prepína prúd z napájača cez bunku na uzemnenie. Vďaka magnetickému tunelovému efektu sa elektrický odpor buniek mení v dôsledku orientácii polí v oboch vrstvách. Meraním výsledného prúdu, určíme odpor vnútri hociktorej



**Obr. 13.** Pamäť MRAM, vľavo sú vrstvy zoradené paralelne (tzn. 0), vpravo sú vrstvy zoradené antiparalelne (tzn. 1)



**Obr. 14.** Zápis do pamäte MRAM

ktoré zapisovateľnú vrstvu zasiahne. Tento model operácie je podobný s core memory, a tento systém sa používal hlavne v 1960-tych rokoch. Tento prístup potrebuje reálny prúd na generovanie poľa, avšak je menej zaujímavý pre menej výkonné použitie, to je

Dáta sa dajú zapísať do buniek rozličnými spôsobmi. V najjednoduchšom spôsobe každá bunka leží medzi párom zápisných čiar usporiadaných v pravom uhle navzájom, nad ňou a pod ňou. Keď prúd prechádza cez nich, v spoji sa vytvára indukované magnetické pole,

jedna z prvoradých výhod MRAM. A nakoľko rozmer prístroja sa znižuje, nastane chvíľa, keď indukované pole presiahne susediace bunky na malej ploche, čo povedie k možným chybným zápisom. Pre tento problém, problém polovičného výberu (alebo rušenie, kazenie zápisu) je potrebné, aby sa nastavili dobré geometrické rozmery pre tento typ bunky.

Iný spôsob zápisu je kľbový mód (**toggle mode**), ktorý používa viac krokový zápis s upravenými viac vrstevnými bunkami. Bunka je upravená tak, aby obsahovala umelý antiferomagnet, v ktorom magnetické orientácie sa striedajú tam a späť cez celú plochu, s obidvoma vrstvami: záchytnou aj voľnou. Tieto vrstvy sú zložené z viac vrstevných radov izolovaných tenkou prepojovacou vrstvou. To vedie k tomu, že vrstvy majú len dva stabilné stavy, ktoré môžu byť prepínané z jedného na druhý načasovaním zápisného prúdu v dvoch líniách a tým dochádza k tomu, že jeden je mierne oneskorený za otáčaním poľa. Každé menšie napätie ako to zapisovacie v skutočnosti zvýši jej odpor na prepnutie. To znamená, že ostatné bunky umiestnené okolo jednej bunky v zapisovacej línii nebudú postihnuté problémom polovičného výberu, čím sa umožňujú menšie rozmery buniek.

Novšia technológia zápisu je spinový momentový prenos (**spin torque transfer**, alebo STT), ktorý používa spinovo polarizovaný prúd elektrónov (elektróny majú rovnaké spinové usporiadanie) na vytvorenie magnetického poľa. K vyrovnaniu spinového usporiadania elektrónov dochádza pri ich pretekaní cez TMR (tunelovací magnetorezistívny) prvok. Týmto sa znižuje veľkosť prúdu potrebného na zápis buniek analogicky, ako pri čítacom procese. Sú ale obavy, že klasický typ MRAM buniek bude mať problém pri vysokých hustotách v závislosti od veľkosti prúdu počas zapisovania, (problém anulovania STT). Z tohto dôvodu zástancovia STT očakávajú techniku, ktorá bude použitá pre zariadenia veľkosti 65 nm a menších. Nevýhoda je v tom, že v súčasnej dobe STT potrebuje prepínať väčší prúd cez vybrané tranzistory, ako obvyklé bežné MRAM, potrebuje väčšie tranzistory a potrebuje zachovať spinovú koherenciu. Celkovo však, STT vyžaduje menšie množstvo zápisného prúdu ako bežná alebo kľbová MRAM a taktiež použitím STT možno vyrobiť lacnejšiu MRAM [8]

## 2.2.1 Porovnanie s ostatnými systémami

	MRAM	SRAM	DRAM	Flash	FeRam
Rýchlosť čítania	Rýchla	Najrýchlejšia	Priemerná	Rýchla	Rýchla
Rýchlosť zápisu	Rýchla	Najrýchlejšia	Priemerná	Nízka	Priemerná
Účinnosť	Priemerná/ Vysoká	Vysoká	Vysoká	Priemerná/ Nízka	Priemerná
Budúca rozšíriteľnosť	Dobrá	Dobrá	Obmedzená	Obmedzená	Obmedzená
Hustota buniek	Priemerná/ Vysoká	Nízka	Vysoká	Priemerná	Priemerná
Nezávislá od zdroja	Áno	Nie	Nie	Áno	Áno
Výdrž(Odolnosť)	Nesmierna	Nesmierna	Nesmierna	Obmedzená	Obmedzená
Nízke napätie	Áno	Áno	Obmedzene	Obmedzene	Obmedzene
Zložitosť	Priemerná	Nízka	Priemerná	Priemerná	Priemerná

Tabuľka 1. Porovnanie MRAM s ostatnými pamäťovými systémami [9].

**MRAM** (Magnetic Random Access Memory) je magnetická pamäť s priamym prístupom.

**SRAM** (Static Random Access Memory) je RAM, ktorá uchováva údaje v registroch pozostávajúcich z klopných obvodov, elektrické napájanie pre uchovanie údajov musí byť trvalé, na rozdiel od DRAM však nepotrebujú občerstvovanie (refresh) [10].

**DRAM** (Dynamic Random Access Memory) je RAM, ktorá uchováva údaje na kondenzátore ako elektrický náboj. Náboj sa pomaly vybíja, preto vyžaduje pravidelné obnovovanie (refresh) - čítanie a znovuzapísanie, t.j. znovunabíjanie parazitnej kapacity [11].

**Flash pamäť**- dovoľuje zapisovať (mazať) do viacerých častí pamäte v jednej operácii programu, tzn. vyššiu rýchlosť zápisu, uchováva obsah pamäte aj bez napájania elektrickou energiou. Flash pamäte sa bežne používajú v pamäťových USB diskoch, prenosných MP3 prehrávačoch, pamäťových kartách v digitálnych kamerách a mobilných telefónoch atď. [12].



**Ferroelectric RAM (FeRAM alebo FRAM)** je typ energeticky nezávislej počítačovej pamäte. V konštrukcii je podobná s DRAM, ktorá sa teraz používa prevažne ako hlavná pamäť počítača, až na to, že používa ferroelektrickú vrstvu na dosiahnutie energetickej nezávislosti [13].

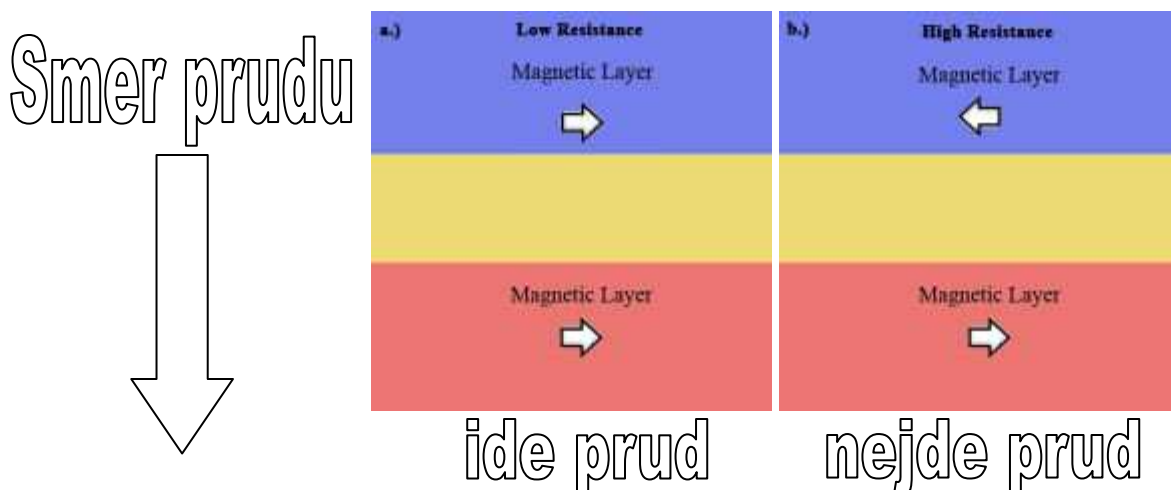
K výhodám pamätí MRAM patrí nízka cena, malé rozmery, energetická nenáročnosť a zároveň veľká rýchlosť. Tieto vlastnosti by znamenali spojenie predností dnešných dvoch pamäťových štandardov - statických a dynamických RAM, ale zároveň i ich dramatické prekonanie. Informácie zapísané v pamäti MRAM navyše nemiznú ani po odpojení energetického zdroja, takže by odpadlo každodenné bootovanie systému po zapnutí počítača [14].

**Predkladané použitie MRAM zahŕňa zariadenia ako:**

- Letecké, kozmické a vojenské systémy
- Digitálne kamery
- Notebooky, PC
- Platobné karty (napríklad VISA, MASTERCARD)
- Mobilné telefóny [8]

## 2.3 Spinový ventil

Spinový ventil je zariadenie zložené z dvoch alebo viacerých magnetických materiálov, ktoré striedajú svoj elektrický odpor (z nízkeho na vysoký alebo z vysokého na nízky) v závislosti od stavu magnetických vrstiev. Magnetické vrstvy sú zoradené vpravo alebo vľavo v závislosti na vonkajšom magnetickom poli. Vrstvy sú vyrobené z dvoch materiálov s rozlične širokými hysteréznymi slučkami a teda jedna vrstva mení polaritu, kým iná drží svoju polaritu. Na obrázku dole, vrchná vrstva je magneticky mäkká a dolná vrstva je magneticky tvrdá.



**Obr. 15.** Schéma spinového ventilu.

Spinový ventil pracuje na základe kvantovej vlastnosti elektrónu nazývaný spin. Keď sú magnetické vrstvy polarizované, nepárové elektróny zoraďujú svoje spiny voči vonkajšiemu magnetickému poľu. Keď potenciál existuje v celom spinovom ventile, spinovo polarizované elektróny držia svoj smer spinu pri svojom pohybe pozdĺž zariadenia. Ak sa tieto elektróny stretnú s materiálom s opačným smerom magnetického poľa, oni otočia spiny na nájdenie stavu voľnej energie v novom materiále. Toto otočenie potrebuje extra energiu, ktoré zapríčiňuje, že zariadenie má vyšší odpor, ako keď magnetické materiály sú polarizované v rovnakom smere.

### **Aplikácie**

Spinové ventily sú používané v magnetických senzoroach a v čítacích/ zapisovacích hlavách pevných diskov [15].

## **2.4 Spintronické polovodiče**

Keďže kovové spintronické zariadenia umožňujú nové spôsoby ukladania a uchovávaní dát, potom polovodičová spintronika, ako tvrdia zakladatelia nového odboru, ponúkne ešte zaujímavejšie možnosti. V tomto prípade prúd s polarizovanými spinmi prechádza prostredím polovodičovým a nie kovovým.

Tu ide o druhú kategóriu spintronických zariadení, ktorá je zatiaľ v počiatkoch. Po získaní väčšieho množstva skúseností s praktickou spintronikou na báze polovodičov

bude možno využiť i vysoko kvalitných optických vlastností polovodičov a ich schopnosti zosilovať nimi prechádzajúce elektrické a optické signály. Ako príklad možno uviesť ultrarýchle prepínače a plne programovateľné spintronické mikroprocesory.

Tento smer výskumu a vývoja povedie pravdepodobne k multifunkčnej elektronike vyššej triedy, ktorá bude spojovať logiku, ukladanie dát a komunikáciu v jednom jedinom čipe[6].

## **2.5 Nutnosť dávať magnetickú injekciu**

Je však ešte potrebné vyriešiť rad problémov. Napríklad ten, že bežné polovodiče nie sú magnetické. Určitým riešením je to, že feromagnetický kov vstrekuje spinovo polarizovaný prúd do polovodiča. Už začiatkom 90. rokov minulého storočia sa robili pokusy s prístrojom FET (Field-Effect Transistor) na Purdue University. A nedávne pokusy v rôznych laboratóriách v USA a inde naznačili, že účinné vloženie spinu do polovodičov sa dá dosiahnuť v prípade, že sa použijú nekonvenčné materiály, tzv. magnetické polovodiče, ktoré získavajú magnetizmus vďaka tomu, že sa do polovodičov pridávajú atómy mangánu.

Už boli vyrobené polovodiče prejavujúce sa feromagneticky a tieto sa používajú ako svojho druhu spintronický polotovar alebo súčiastky pre tzv. prepínateľný feromagnet (gateable ferromagnet), ktorý by raz mohol hrať veľkú úlohu v spinových tranzistoroch. V tejto súčiastke by bolo možné prepínať nízke napätie z nemagnetického do magnetického stavu a naopak. Prepínateľný feromagnet by sa dal používať ako spinový filter: pri zapnutí by prepúšťal elektróny so spinom v jednom smere, ale ostatné elektróny nie[6].

## **2.6 Otázky pre vývojárov v druhej kategórii spintroniky**

Pre polovodičové spintronické aplikácie sú dôležité dve záležitosti:

1. ako ďaleko sa dá energia spinu dopraviť
2. ako rýchlo sa dá manipulovať s magnetickým stavom spintronického zariadenia.

Transport spinu bol demonštrovaný na arzenide gália (GaAs), čo je vysoko kvalitný polovodič, používaný napríklad v mobilných telefónoch a v prehrávačoch kompaktných diskov. Zhluky spinov prešli dráhu dlhšiu než 100 mikrónov, čo je diaľka ďaleko presahujúca diaľku presunov energií resp. pulzov v súčasných mikroelektronických zariadeniach, napr. od jedného tranzistora k druhému v jednom mikročipe, a to len s miernou stratou polarizácie.

Ale zásadných otázok je viac:

- Ako dlho si elektróny môžu udržať špecifický spinový stav pri prechode polovodičom alebo pri prechode z jedného materiálu do iného?
- Čo sa stane so spinovým prúdom na rozhraní medzi rôznymi polovodičmi?
- Je treba nájsť účinný spôsob, ako spojiť feromagnetické kovy a polovodiče do integrovaného obvodu.
- Môžeme vyrobiť polovodiče, ktoré sa chovajú feromagneticky pri pokojovej teplote a nie pri teplotách, s ktorými sa pracuje v laboratóriách?
- Ako možno účinne dostať spinovo polarizovaný prúd do polovodiča?

Odborníci sa snažia na tieto a ďalšie otázky nájsť odpovede. Nedávno vykonané pokusy s úspechom "prehrali" spiny cez zložité rozhrania (interface) medzi polovodičovými kryštálmi rôzneho zloženia, napr. z GaAs do selenidu zinku (ZnSe), teda do konvenčného polovodiča.

Rad aplikácií polovodičov v mikroelektronike, od laserov po tranzistory, je založená na heteroštruktúrach, v ktorých sú kombinované rôzne materiály. Rovnaký konštrukčný prístup sa môže zrejme uplatniť i v spintronike [6].

## 2.7 Výhľad: kvantový počítač

Pritom sa však nepúšťa zo zreteľa iná, zdanlivo vzdialená či špekulatívna otázka, ktorá sa týka tretej kategórie spintronických zariadení. V nej ide o to, ako tieto zariadenia môžu ovplyvňovať kvantové spinové stavy jednotlivých elektrónov. Do tejto kategórie patria spintronické kvantovo-logické hradlá, ktoré by umožnili skonštruovať kvantové počítače, ktoré by svojimi obrovskými výkonmi ďaleko prekonali počítače dnešnej generácie.

Na dosiahnutie tohoto cieľa sú zamerané zdanlivo extravagantné postupy ako je napr. "zmrazené" svetlo, ultrastudené kvantové plyny zvané Bose-Einsteinove kondenzáty, alebo nukleárna magnetická rezonancia molekúl v kvapalinách.

"Keď sa pozrieme na spotrebnú elektroniku dneška a blízkeho zajtrajška alebo na vzdialenejšiu perspektívu nových generácií počítačov, javí sa spintronika ako sľubná a revolučná záležitosť", tvrdí profesor Awschalom. "Myslíme si, že zaoberať sa týmto smerom skúmania a vývoja je zmysluplnejšie než stále pokračovať v extenzívnom rozvoji konvenčnej polovodičovej elektroniky". Je presvedčený o tom, že "spinová revolúcia" bude postupovať stále rýchlejšie na všetkých frontoch a že umožní generovať technológie, ktoré by v nekvantovom svete vôbec neprichádzali do úvahy". Za veľmi pravdepodobnú považuje perspektívu, že mikroelektronika fungujúca na báze využívania elektronového spinu povedie ku kvantovým mikročipom a dá vzniknúť odvetviu priemyslu s obratom mnoho miliárd dolárov [6].

## 3. Magneto-rezonančné zobrazovanie

**Magneto-rezonančné zobrazovanie** (skr. *MRI* - z anglického „*magnetic resonance imaging*“) je vyspelá rádiologická zobrazovacia metóda, ktorá umožňuje zobraziť patologické zmeny v ľudskom organizme. Pacient je vložený do veľmi silného a homogénneho magnetického poľa, do jeho tela je vyslaný krátky rádiovfrekvenčný impulz a po jeho skončení sa sníma slabý signál, ktorý vytvára pacientovo telo, a ktorý sa následne použije na rekonštrukciu samotného obrazu.

### 3.1 História

Za prvý priekopnícky článok o zobrazovaní magnetickou rezonanciou sa považuje „*Image formation by Induced Local Interaction; Examples Employing Magnetic Resonance*“ v marcovom čísle časopisu *Nature* z 16. marca 1973. Jeho autorom bol Paul Lauterbur.

Ako uznanie za ich objavy a obrovský prínos v uplatnení magnetickej rezonancie v medicíne boli Paul Lauterbur a Sir Peter Mansfield v roku 2003 ocenení Nobelovou cenou za fyziológiu alebo medicínu. Lauterbur objavil, že gradienty v magnetickom poli môžu byť použité na vytvorenie dvojrozmerného obrazu. Mansfield analyzoval gradienty matematicky.

### 3.2 Základné fyzikálne fakty

#### 3.2.1 Protóny a spin

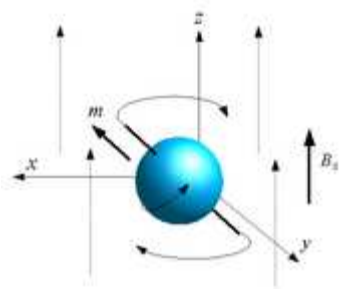
Atómy sa skladajú z jadra a obalu. Obal atómu je tvorený elektrónmi, ktoré majú negatívny elektrický náboj. V jadre sa nachádzajú neutróny, ale najmä pre MR dôležité protóny. Neutróny sú elektricky neaktívne, naopak protóny majú pozitívny elektrický náboj. Protóny v jadre neustále rotujú okolo svojej osi - táto ich vlastnosť sa označuje ako spin. Rovnako rotuje i ich pozitívny elektrický náboj. Pohybujúci sa elektrický náboj je vlastne elektrickým prúdom, ktorý indukuje vo svojom okolí magnetické pole. Každý protón tak vo svojom okolí vytvára veľmi slabé magnetické pole, ktoré má svoj smer a pripomína tak malý magnet.

Momentálne magnetická rezonancia k zobrazeniu ľudského tela využíva takmer výhradne atómy vodíka. Je to podmienené ich fyzikálnymi vlastnosťami a ich obrovským podielom v ľudskom tele - veď voda, ktorá tvorí viac ako dve tretiny hmotnosti ľudského tela, obsahuje vo svojej molekule 2 atómy vodíka. Najrozšírenejší izotop vodíka - prócium - má jadro tvorené len jedným protónom. Preto sa i často pod označením protón myslí práve tento izotop. Protóny navyše poskytujú i najsilnejší signál. V kapitole “Univerzálnosť magnetizmu” na obrázku číslo 2 sme uviedli spektrum NMR vodíka. V rámci výskumu sú však snahy o využitie aj iných prvkov v zobrazovaní magnetickou rezonanciou.

### 3.2.2 Protóny a magnetické pole

Za normálnych okolností - mimo magnetického poľa - sú protóny rozmiestnené chaoticky. Akonáhle ich však umiestnime do silného vonkajšieho magnetického poľa, usporiadajú sa v ňom podobne ako strelky kompasu: smer ich vlastného drobného magnetického poľa sa stane rovnobežným so smerom pôsobenia poľa vonkajšieho. Treba si však uvedomiť, že protóny sú elementárne častice a chovajú sa tak trochu inak, ako strelka kompasu, ktorá vo vonkajšom magnetickom poli ukazuje vždy jedným smerom. Protóny si do istej miery môžu „vybrať“ - ich „strelka“ môže smerovať paralelne so smerom vonkajšieho magnetického poľa, alebo smerom presne opačným - antiparalelne. Logika vecí ukazuje, že paralelné usporiadanie je pre protóny menej energeticky náročné, a preto bude väčšie množstvo usporiadané práve týmto smerom. Rozdiel medzi počtom protónov usporiadaných paralelne a antiparalelne je ale napriek tomu veľmi malý a závisí od sily vonkajšieho magnetického poľa.

### 3.2.3 Precesia



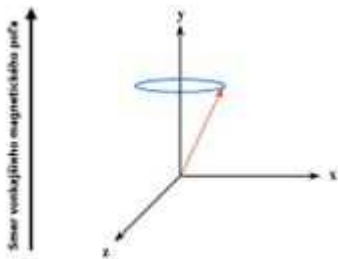
Obr. 16. Schéma rozdielu medzi rotáciou a precesiou.

Protóny vo vonkajšom magnetickom poli ale len tak „nestoja“. Okrem toho, že rotujú okolo svojej osi a sú usporiadané paralelne alebo antiparalelne so smerom vonkajšieho magnetického poľa, vykonávajú ďalší zvláštny pohyb, ktorý sa nazýva precesia (obr. 16). Podobá sa na pohyb detskej hračky „vĺčka“ - predstavte si protón ako tyčku, ktorej jeden koniec je stále na jednom mieste podložky a druhý koniec opisuje kruhovitý pohyb - pripomína to kornút zmrzliny postavený na svoj špic, pričom protón sa valivým pohybom (rotuje i okolo svojej osi) pohybuje po jeho povrchu. Rýchlosť, s akou tento pohyb protóny vykonávajú sa označuje ako *frekvencia precesie*. Je to vlastne počet „otáčok“ precesie protónu za jednu sekundu. Matematicky ju vyjadruje tzv. **Larmorova rovnica**:

$$\Omega_0 = \gamma \cdot B_0$$

kde  $\Omega_0$  je frekvencia precesie (v MHz),  $\gamma$  je tzv. gyromagnetická konštanta (MHz/T),  $B_0$  je sila vonkajšieho magnetického poľa (v T - Tesla).

Z rovnice vyplýva, že frekvencia precesie je priamo úmerná sile vonkajšieho magnetického poľa - čím je silnejšie, tým je vyššia. Gyromagnetická konštanta má odlišnú hodnotu pre rôzne látky - pre protóny (teda atómy vodíka) je  $\gamma = 42,5$  MHz/T.

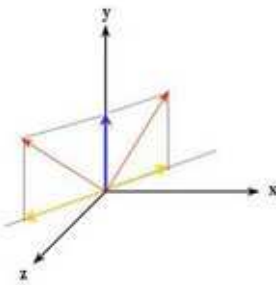


**Obr. 17.** Zjednodušená schéma protónu v priestore

Pre lepšiu zrozumiteľnosť a názornosť umiestnime protón do vzťažnej sústavy xyz (obr. 17). Samotný protón nahradíme vektorom, ktorý nám zobrazí smer a veľkosť sily jeho magnetického poľa. Táto súvzťažná sústava je naďalej umiestnená v silnom vonkajšom magnetickom poli. Na obr.17 je modrým kruhom znázornená i trajektória precesie protónu.



Ten istý obrázok možno do istej miery použiť na ďalšie zjednodušenie. Ako bolo vyššie spomenuté, v silnom vonkajšom magnetickom poli sa protóny „ukladajú“ paralelne alebo antiparalelne voči jeho smeru. Vektory proti sebe smerujúcich protónov sa vzájomne vyrušia a pretože máme o niečo málo viac protónov v paralelnom postavení, môže vektor na obrázku znázorňovať i smer a veľkosť magnetickej sily určitého tkaniva v ľudskom tele. Ak by sme nemali žiadne vonkajšie magnetické pole, tento vektor by bol nulový a tkanivo by nemalo žiadnu vlastnú magneticкую silu - neexistovalo by totiž energeticky výhodnejšie postavenie protónov.



**Obr. 18.** Vzájomné vyrušenie magnetickej sily v rovine xy

V skutočnosti takýto sumačný vektor ale leží na osi y (obr.18, modrá šípka), teda nie je „vyklonený“, ako je to na obrázku 17. Je tomu tak preto, pretože sa vzájomne nerušia len vektory nad a pod úrovnou roviny xy. Ako už bolo spomenuté, protóny vykonávajú precesný pohyb. Každý z paralelne postavených protónov, ktorý nebol vyrušený silou svojho antiparalelne postaveného náprotivku, tento pohyb vykonáva. Pohyb je chaotický a každý z protónov môže smerovať svoj vektor sily inam. Konečným výsledkom je to, že v rovine xy nemáme žiadny sumačný vektor magnetickej sily - neusporiadaná precesia protismerne pôsobiace sily štatisticky vyruší (obr. 18, žlté šípky).

### 3.2.4 Longitudinálna magnetizácia

Výsledkom celého tohoto procesu je fakt, že človek alebo jeho časť, na ktorú pôsobí silné homogénne magnetické pole (je vsunutý do „tunela“ MR prístroja), sa sám stane magnetom a začne produkovať svoje vlastné magnetické pole, ktoré je rovnobežné so smerom pôsobenia vonkajšieho magnetického poľa - označujeme ho preto pojmom *longitudinálna magnetizácia*. Oproti sile vonkajšieho magnetického poľa je veľmi slabá,

no jej existencia je veľmi dôležitá, pretože v konečnom dôsledku je zdrojom signálu, ktorý umožní vidieť do vnútra ľudského tela. Hlavný problém je v tom, že ju nemožno merať priamo - „splýva“ s oveľa silnejším vonkajším magnetickým poľom (majú rovnaký smer).

### 3.3 Magnetická rezonancia - prístroje a ich typy

Najdôležitejšou časťou prístroja používaného na zobrazovanie pomocou magnetickej rezonancie je samotný zdroj vonkajšieho magnetického poľa - magnet. Sila tohoto poľa sa udáva v jednotkách Tesla (T) a pohybuje sa v rozmedzí 0,2 až 3T (experimentálne prístroje majú až 8T). Pole musí byť veľmi homogénne - i to je jeden z dôvodov, prečo je výroba týchto prístrojov veľmi technicky náročná a prečo sú také drahé. Podľa spôsobu, akým sa pole vytvára, možno prístroje rozdeliť do troch základných typov:

- *prístroje s permanentným magnetom* - magnetické pole vytvára trvalo magnetický materiál, na vytvorenie poľa nie je preto v podstate potrebná žiadna ďalšia energia. Nevýhodami sú nízke hodnoty poľa - len do 0,3 T, citlivosť na zmeny teploty a veľká hmotnosť (až 100 ton).
- *prístroje s elektromagnetom* - magnetické pole sa vytvára elektrickým prúdom, pretekajúcim vinutou cievkou. Sú magnetické len v prípade, že nimi prechádza elektrický prúd. Tieto prístroje majú preto veľkú spotrebu energie, navyše potrebujú intenzívne chladenie. Sú schopné dosiahnuť väčšiu silu poľa ako permanentné magnety. V dnešnej dobe sa už používajú len málo.
  - *prístroje s hybridným magnetom* - sú výhodnou kombináciou predchádzajúcich dvoch typov
- *prístroje so supravodivým magnetom* - v súčasnosti najrýchlejšie sa rozširujúci typ. Magnetické pole je vytvárané vo vodiči, ktorý je ochladený na teplotu  $-269^{\circ}\text{C}$ , a ktorý tak získava supravodivé vlastnosti. Výsledkom je strata jeho elektrického odporu, čo má za následok, že raz doň „vpustený“ elektrický prúd v ňom konštantne prebieha a vytvára tak magnetické pole. Na jeho chladenie je potrebné dopĺňať tekuté hélium alebo dusík (staršie typy). Ak by sa tak pravidelne nerobilo, teplota by mohla v prístroji stúpnuť, došlo by k strate supravodivosti,

náhlemu obnoveniu elektrického odporu, ďalšiemu prudkému vzostupu teploty a vyvretiu chladiaceho média z prístroja. Obrovskou výhodou tohoto typu je možnosť dosiahnuť vysokú silu a homogenitu magnetického poľa. Nevýhodou sú znovu pomerne dosť vysoké prevádzkové náklady.

Prístroje možno rozdeliť i podľa sily vonkajšieho magnetického poľa:

- 0,15 - 0,5 T - prístroje so slabým poľom
- 0,5 - 1,0 T - prístroje so stredným poľom
- 1,0 - 3,0 T - prístroje s silným poľom
- nad 3,0 T - experimentálne prístroje, ktorých použitie na štandardné medicínske účely nie je povolené.

Prístroje so slabým i silným poľom majú svoje výhody i nevýhody. Systémy s vysokým poľom umožňujú lepšie priestorové rozlíšenie, rýchle dynamické vyšetrenia a MR spektroskopiu. Naopak prístroje so slabším poľom majú lepší tkanivový kontrast a podstatne nižšie vstupné i prevádzkové náklady.

Samotný magnet musí byť od svojho okolia oddelený, pretože silné magnetické pole môže ovplyvniť citlivé elektronické prístroje v okolí - preto je napríklad vyšetrenie pacienta s kardiostimulátorom veľmi riskantné. Rovnako treba prístroj oddeliť od vplyvov vonkajšieho prostredia, a to najmä od najrôznejšieho rádiových frekvenčného vlnenia, aby sa tak zabránilo rušeniu (interferencií) s rádiových frekvenčným vlnením používaním k samotnému zobrazovaniu. Celý systém je preto uzavretý do tzv. Faradayovej kletky.

### 3.3.1 Cievky

Veľmi dôležitou súčasťou MR prístroja sú cievky. Ich účelom je vysielat' do tkanív rádiových frekvenčné pulzy a/alebo zaznamenávať prichádzajúce signály. Existuje viacero typov cievok:

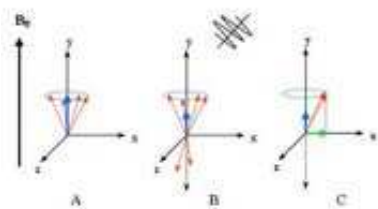
- *objemové cievky* - sú súčasťou každého MR prístroja. Nazývajú sa tak preto, lebo kompletne obaľujú ľudské telo alebo jeho časť. Patrí sem napríklad tzv. hlavová cievka (podobná kletke, ktorá slúži na vyšetrenie hlavy), ale i veľká cievka zabudovaná do samotného tela prístroja, ktorej účelom je vysielanie RF pulzov.
- *povrchové cievky* - prikladajú sa priamo na povrch tela a majú rôzny tvar podľa miesta určenia. Snímajú signály z povrchových štruktúr tela a slúžia len na príjem signálov.

- „*shim*“ cievky - slúžia na aktívne vyrovňovanie nehomogenity hlavného vonkajšieho magnetického poľa.
- *gradientové cievky* - špeciálne cievky upravujúce magnetické pole - umožňujú nastavenie miesta vyšetrenia a vďaka nim je prístroj schopný rozoznať presnú priestorovú polohu prichádzajúcich signálov a správne zrekonštruovať výsledný obraz. Sú tiež príčinou typického hluku, ktorý pri vyšetrení prístroj vydáva.

### 3.4 Úloha rádiovfrekvenčného vlnenia

Do pacienta v MR prístroji sa vysielajú krátke elektromagnetické pulzy, ktorých frekvencia sa pohybuje v oblasti rádiových vln. Voláme ich *rádiovfrekvenčné*, alebo *RF pulzy*. Ich účelom je dodať protónom určité množstvo energie (cieľom je ovplyvniť pomer paralelne a antiparalelne smerovaných protónov) a zmeniť charakter ich precesie.

#### 3.4.1 Rezonancia



Obr. 19. Efekt RF pulzu na postavenie a precesiu protónov

Aby mohlo dôjsť k prenosu energie, musia mať RF pulzy frekvenciu totožnú s frekvenciou precesie protónov, ktorú udáva Larmorova rovnica (viz vyššie) - musia byť v rezonancii (odtiaľ názov „magnetická rezonancia“).

Po vyslaní RF pulzu dôjde k tomu, že niektoré protóny, usporiadané *paralelne* (v stave s nižšou energetickou náročnosťou) získajú potrebnú energiu a menia svoje usporiadanie na opačné - *antiparalelné* (obr. 19B). Výsledkom je zníženie, vyrovnanie, alebo až zmena pomeru medzi počtom paralelne a antiparalelne usporiadaných protónov - čo logicky spôsobí zníženie, vymiznutie, alebo až obrátenie smeru *longitudinálnej magnetizácie*.

#### 3.4.2 Tranzverzálna magnetizácia

Ďalším, veľmi dôležitým efektom RF pulzu je to, že protóny, ktorých precesia bola dovtedy chaotická, prestane takou byť - všetky protóny začnú vykonávať precesný pohyb vo fáze. Inými slovami povedané, v každom okamihu bude každý protón mieriť

rovnakým smerom (obr.19C). Vzniká tak vektor magnetickej intenzity, ktorý je kolmý na smer priebehu siločiar vonkajšieho magnetického poľa a teda i na vektor longitudinálnej magnetizácie - označuje sa preto ako *tranzverzálna magnetizácia*. Táto nesmeruje stále rovnakým smerom, ale rotuje s frekvenciou rovnou frekvencií precesie.

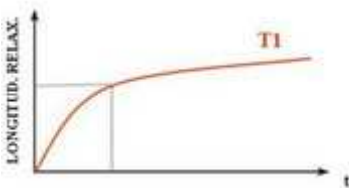
RF pulz teda spôsobí zníženie longitudinálnej a vznik tranzverzálnej magnetizácie.

Tým, že sa vektor tranzverzálnej magnetizácie pohybuje, vytvára elektrické napätie. To napätie je vlastne MR signál, ktorý má rovnakú frekvenciu ako rotujúce magnetické pole - teda precesnú frekvenciu.

### 3.4.3 Návrat rovnováhy

Okamžite po vyslaní RF pulzu je stav nasledovný: longitudinálna magnetizácia je znížená (povedzme, že nulová), naopak vznikla magnetizácia tranzverzálna. Lenže RF pulz je krátky a po jeho pôsobení sa systém snaží dostať do rovnovážneho stavu, teda do stavu z najnižšou energetickou náročnosťou - „*relaxuje*“. Teda longitudinálna magnetizácia sa znovu objavuje (tzv. *longitudinálna relaxácia*), zatiaľčo tranzverzálna mizne (tzv. *tranzverzálna relaxácia*). Tranzverzálna a longitudinálna relaxácia sú dva na sebe vzájomne nezávislé fyzikálne deje.

#### 3.4.3.1 Longitudinálna relaxácia - T1



**Obr. 20.** Krivka priebehu longitudinálnej relaxácie v čase po ukončení RF pulzu. Zvislá os znázorňuje veľkosť longitudinálnej relaxácie.

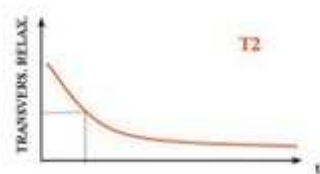
Po ukončení prísunu energie z vonkajšieho prostredia (RF pulzom) sa postupne antiparalelne postavené protóny zbavujú nadbytočnej energie a vracajú sa do paralelného - energeticky menej náročného - postavenia. Dochádza k výmene tepelnej energie. Výsledkom je postupný vzrast longitudinálnej magnetizácie v čase.

Energia sa teda postupne predáva do okolia, ktoré označujeme pojmom *mriežka*, preto sa tento typ relaxácie označuje aj pojmom „*relaxácia spin-mriežka*“.

Na obr.20. je grafický znázornený nárast longitudinálnej relaxácie v čase po ukončení RF pulzu. Táto krivka sa tiež nazýva *T1 krivka*. Ako  $T_1$  sa tiež označuje *časová konštanta*, ktorá hovorí, za aký dlhý čas určité tkanivo nadobudne  $2/3$  svojej pôvodnej maximálnej longitudinálnej relaxácie. Nejedná sa o presne určené číslo, skôr vyjadruje rýchlosť, ako k tomu v jednotlivých tkanivách dôjde - je to niečo podobné ako polčas rozpadu.

Časová konštanta alebo tiež *relaxačný čas  $T_1$*  je 2 až 12 krát dlhší ako časová konštanta resp. relaxačný čas  $T_2$  (pozri nižšie).  $T_1$  v biologických tkanivách má rozsah 200-2000 ms,  $T_2$  30-150 ms. Hodnota  $T_1$  závisí na zložení tkaniva, jeho štruktúre. Výmena energie prebieha rýchlo, keď sa precesná frekvencia protónov blíži precesnej frekvencii okolia - „*mriežky*“ - teda sú v rezonancii. Napríklad ak je v okolí protónov čistá voda so svojimi malými a rýchlo sa pohybujúcimi molekulami, odovzdávanie energie je ťažké a pomalé - preto má voda dlhý relaxačný čas  $T_1$ . Ak je „*mriežka*“ tvorená molekulami strednej veľkosti (väčšina tkanív ľudského tela je zmesou tekutiny a molekúl rôznej veľkosti), energia je predávaná rýchlejšie. Za krátky relaxačný čas tukov môžu uhlíkové väzby na konci dlhých reťazcov karboxylových kyselín. Relaxačný čas  $T_1$  ďalej závisí od intenzity vonkajšieho magnetického poľa - čím je táto vyššia, tým je dlhší. V silnejšom magnetickom poli je totiž precesná frekvencia vyššia (vyplýva to z Larmorovej rovnice) a predávanie energie okoliu je ťažšie.

### 3.4.3.2 Tranzverzálna relaxácia - $T_2$



**Obr. 21.** Krivka poklesu tranzverzálnej magnetizácie (jej hodnotu znázorňuje zvislá os) v čase po ukončení RF pulzu.

Okamžite po ukončení pôsobenia RF pulzu sa protóny, ktoré dovtedy rotovali precesnou frekvenciou spoločne vo fáze, začnú „*rozfázovávať*“. Výsledkom je pokles tranzverzálnej magnetizácie v čase. Príčina tohoto procesu je zložitejšia, ako v prípade longitudinálnej

magnetizácie. Po prvé: ani v tom najideálnejšom prípade nie je vonkajšie magnetické pole úplne homogénne (nemá rovnakú silu), čo spôsobuje odlišnosti v precesných frekvenciách (vyplýva to z Larmorovej rovnice). Za druhé: každý protón je inak ovplyvňovaný nehomogenitami magnetických polí vo svojom okolí - v samotnom tkanive (rôzna štruktúra, rôzna distribúcia molekúl, rôzne vlastné drobné magnetické polia). Efekt je rovnaký ako v prvom prípade - odlišné precesné frekvencie. Obe tieto príčiny spôsobia, že po ukončení RF pulzu dôjde k veľmi rýchlemu rozfázovaniu protónov a poklesu tranzverzálnej magnetizácie.

Tranzverzálna relaxácia sa preto tiež označuje ako *relaxácia spin-spin*, vyjadrujúc tak jednu z jej príčin - spinové interakcie.

Tak ako v prípade longitudinálnej magnetizácie, možno jej zmeny znázorniť v čase (obr.21) v podobe *T2 krivky*. A takisto existuje *časová konštanta T2*, ktorá hovorí, za aký dlhý čas v určitom tkanive klesne tranzverzálna magnetizácia na 1/3 jej pôvodnej maximálnej hodnoty.

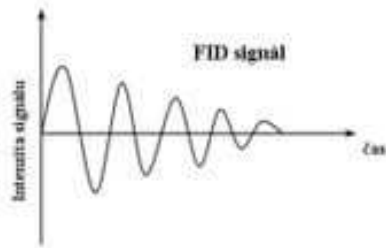
*Relaxačný čas T2* je 2 až 12 krát kratší ako *T1* (30-150 ms). Napríklad voda alebo iná tekutina má okrem dlhého relaxačného času *T1* dlhý aj čas *T2*. Rovnako i tkanivá z vyšším obsahom vody majú vyššie relaxačné časy *T1* a *T2* ako tie, ktoré vody obsahujú málo. Za pozornosť stojí to, že patologicky zmenené tkanivo má vyšší obsah vody ako okolité zdravé. Dlhší relaxačný čas *T2* vody je podmienený tým, že jej malé molekuly sa rýchlo pohybujú, rovnako ako ich malé ale rovnaké lokálne magnetické polia. Tie sa rýchlym pohybom homogenizujú a tak voda nemá žiadne významnejšie lokálne nehomogenity magnetického poľa, ktoré by relaxačný čas *T2* skracovali. Zmes vody a organických molekúl rôznej veľkosti bude vyvolávať väčšie lokálne nehomogenity a hodnota relaxačného času *T2* bude zreteľne nižšia.

### 3.4.4 Typy RF pulzov

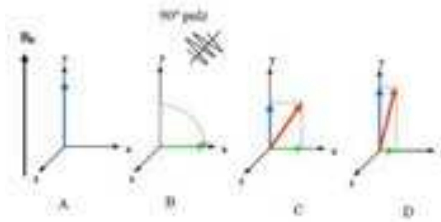
Existujú rôzne typy RF pulzov. Jedným zo základných je tzv. *90° pulz*. Dodá protónom také množstvo energie, že longitudinálnu magnetizáciu úplne vynuluje - to znamená, že v tkanive bude rovnaký počet paralelne i antiparalelne usporiadaných protónov. Zároveň

vznikne tranzverzálna magnetizácia. Zjednodušene to vyzerá tak, akoby takýto typ RF pulzu „preklopil“ longitudinálnu magnetizáciu o  $90^\circ$  a vytvoril z nej tranzverzálnu - preto ten názov. Samozrejme existujú i iné druhy, napríklad  $180^\circ$  pulz, ktorý dodá také množstvo energie, že sa otočí pomer paralelne a antiparalelne usporiadaných protónov a „preklopí“ vektor longitudinálnej magnetizácie o  $180^\circ$ .

### 3.4.5 Celkový magnetický moment tkaniva a FID signál



Obr. 22. FID signál



Obr. 23. Zmeny longitudinálnej a tranzverzálnej relaxácie po  $90^\circ$  RF pulze a vznik vektora celkového magnetického momentu tkaniva

T1 i T2 relaxácia po ukončení RF pulzu prebiehajú súčasne, jedná sa však o na sebe nezávislé procesy. Ak použijeme  $90^\circ$  pulz a „preklopíme“ longitudinálnu magnetizáciu do tranzverzálnej, po jeho ukončení sa automaticky systém začne vracat' do rovnováhy (obr.23): tranzverzálna magnetizácia klesá (protóny sa postupne rozfázujú) a longitudinálna stúpa (protóny odovzdávajú nadbytočnú energiu „mriežke“). Oba procesy vytvárajú jeden spoločný vektor, ktorý tvorí celkový magnetický moment tkaniva. Tento vektor nie je statický, ale rotuje precesnou frekvenciou - výsledkom je, že sa jeho „hrot“ špirálovito zdvíha (ako sa skracuje tranzverzálna magnetizácia), zároveň sa znižuje jeho uhol voči smeru pôsobenia externého magnetického poľa, a nakoniec splynie s plne obnovenou longitudinálnou magnetizáciou. Pohyb sa podobá špirále na povrchu kužeľa, začínajúcej na báze a končiacej na jeho hrote.

Tým, že tento magnetický vektor rotuje, dokáže v citlivých prijímacích cievkach indukovať elektrický prúd - a tak konečne získame signál. Signál má stabilnú frekvenciu, ktorá je rovná frekvencií precesie, no postupne klesajúcu intenzitu, ako sa vektor magnetického momentu „odkláňa“ od tranzverzálnej roviny (obr.22). Označuje sa ako *FID signál* - z anglického „free induction decay“. Je zrejmé, že intenzita tohoto signálu závisí od veľkosti longitudinálnej a tranzverzálnej magnetizácie. Preto sa často v ďalšom



popise T1 a T2 kriviek namiesto termínov „veľkosť magnetizácie“ používa výraz *signálová intenzita*.

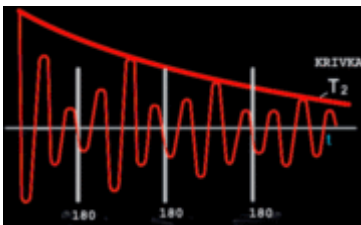
### **3.5 Odlíšenie jednotlivých tkanív - T1, T2 a PD váženie**

Aby sme mohli jednotlivé tkanivá rozlíšiť, musia sa odlišovať rozdielnou signálovou intenzitou.

Ak vyšleme do ľudského tela, ktoré sa skladá z mnohých typov tkanív, 90° pulz, dôjde k zániku longitudinálnej (jej „preklopeniu“) a vzniku tranzverzálnej magnetizácie. Ak budeme čakať dostatočne dlhý čas, longitudinálna magnetizácia sa postupne úplne obnoví vo všetkých tkanivách. Ak po tomto čase vyšleme ďalší 90° pulz, signál, ktorý prijmem, bude zo všetkých tkanív rovnako silný. Čas medzi dvomi RF pulzami označujeme skratkou *TR* - z anglického „*time to repeat*“ (čas do opakovania). Ale ak bude čas *TR* medzi RF pulzami tak krátky, že sa nestihne úplne obnoviť longitudinálna magnetizácia vo všetkých tkanivách, po druhom 90° pulze bude signál týchto tkanív slabší - a teda bude možné týmto spôsobom odlíšiť tkanivá podľa ich odlišnosti v longitudinálnej magnetizácii - v T1. Za krátky čas *TR* sa považuje čas pod 500 ms, za dlhý nad 1500 ms.

Použitie dvoch a viacerých RF pulzov označujeme termínom *pulzová sekvencia*. Existuje ich veľké množstvo, s odlišnými typmi RF pulzov a odlišnými časmi *TR*. Typ pulzovej sekvencie určuje, aký signál dostaneme z tkaniva. Ak sa vrátíme k predchádzajúcemu odstavcu, zistíme, že práve jednu takú pulzovú sekvenciu popisoval. Skladala sa z dvoch 90° pulzov, ktoré šli za sebou po uplynutí času *TR*. Ak bol tento čas krátky, podarilo sa odlíšiť typy tkaniva podľa veľkosti ich longitudinálnej magnetizácie - podľa T1. Obraz, ktorý znázorní odlíšenie tkanív podľa T1, nazývame *T1 vážený obraz*. Čím je rozdiel väčší, tým väčší kontrast bude medzi príslušnými typmi tkanív.

Okrem T1 vážených obrazov môžeme vytvoriť príslušnými pulzovými sekvenciami i *T2 vážené obrazy* a tzv. *protón denzitne (PD) vážené obrazy*. Cielenými pulzovými sekvenciami môžeme tieto jednotlivé charakteristiky tkanív - „váženia“ - zvýrazniť alebo potlačiť. Jednotlivé sekvencie si vyberá lekár pri vyšetrení podľa toho, čo je potrebné zobrazíť a o akú predpokladanú chorobu sa jedná.



Obr. 24. T2 krivka vznikajúca ako výsledok pulzovej sekvencie  $90^\circ$ - $180^\circ$ - $180^\circ$ - $180^\circ$

Ako vzniká T2 vážený obraz? Ukázať sa to dá na ďalšej pulzovej sekvencii. Začína  $90^\circ$  pulzom. Po ukončení jeho pôsobenia sa začnú protóny rozbiehať, „defázovať“ - strácať fázovú koherenciu, čo má za následok pokles tranzverzálnej magnetizácie. Po určitom čase, ktorý sa označuje ako čas  $TE/2$ , nasleduje ďalší, tentokrát  $180^\circ$  RF pulz. Ten spôsobí, že protóny začnú precesnou frekvenciou vykonávať pohyb presne opačným smerom, ako ho vykonávali pred ním. Následkom je, že po určitom čase, ktorý je rovný času  $TE/2$ , dôjde opätovne k sfázovaniu protónov, ktoré sa znovu „zbehnú“ - a znovu sa obnoví tranzverzálna magnetizácia. Silný signál, ktorý v tomto okamihu zaznamenajú prijímacie cievky, sa označuje ako *echo* alebo *spinové echo*. Potom sa protóny znovu rozfázujú. Môžeme ich sfázovať ďalším, prípadne niekoľkými ďalšími po sebe nasledujúcimi  $180^\circ$  pulzami a zaznamenáme ďalšie a ďalšie echá. Ako vyzerá výsledná krivka, znázorňuje obr.24. Je z nej zrejmé, že jednotlivé echá majú postupne čoraz nižšiu a nižšiu signálovú intenzitu. Je to preto, lebo  $180^\circ$  pulz neutralizuje len vplyvy spôsobujúce rozfázovanie, ktoré sú konštantné - teda len zmeny spôsobené stabilnou nehomogenitou vonkajšieho magnetického poľa. Meniace sa lokálne magnetické polia v samotnom tkanive nie sú týmto typom pulzu neutralizované. Typ krivky na obr.24. sa označuje ako *T2 krivka*.

Čas od ukončenia  $90^\circ$  pulzu až po snímanie echa sa označuje ako čas *TE* (z angl. „time to echo“) a je zložený z dvoch rovnakých časových úsekov  $TE/2$ , ako je to popísané o pár odstavcov vyššie. TE čas si je možné zvoliť podľa toho, ako má byť výsledný obraz „vážený“. Čím je tento čas kratší, tým vyššia je intenzita echa. Naopak, čím je TE čas dlhší, tým je echo slabšie - zreteľne to vyplýva z obr.21. a 24. Na druhej strane, ak je TE príliš krátke, strácame v obraze kontrast, pretože za krátky čas sa rozdiely v tranzverzálnej magnetizácii nestihnú dostatočne vytvoriť (T2 krivky tkanív sú príliš blízko seba). Ak je zasa veľmi dlhý, vzhľadom k slabému echu sa znižuje schopnosť

cievok odlíšiť ho od okolitého šumu - obrázok je zrnitý, má nízky *odstup signál-šum* (bežne sa používa skratka *SNR* z angl. „*signal to noise ratio*“).

## **3.6 Tvorba obrazu**

### **3.6.1 Výber a hrúbka vrstvy**

Aby nakoniec zo signálu, ktorý z ľudského tela získame, vznikol skutočný obraz, musíme vedieť, odkiaľ z ľudského tela prichádza. Princíp je relatívne jednoduchý - pacient v skutočnosti neleží v magnetickom poli, ktoré má v celom rozsahu rovnakú silu, ale toto pole sa plynule mení - napr. je najslabšie pri hlave a plynule sa zosilňuje smerom k nohám. Toto prídavné magnetické pole sa nazýva *gradientové pole* a vytvárajú ho tzv. *gradientové cievky*. Výsledkom je rôzna sila vonkajšieho magnetického poľa v každom z ľubovoľných rezov pacientom, ktoré si vyberieme. Preto protóny v jednom priečnom reze majú inú precesnú frekvenciu (vyplýva to z Larmorovej rovnice) ako protóny v reze inom - takže aj ich signál má inú frekvenciu. Stačí teda vyslať RF pulz s frekvenciou, ktorá zodpovedá napríklad frekvencií protónov z priečneho rezu hlavy, dôjde k ich rezonancii (protóny v okolitých vrstvách majú iné frekvencie a preto u nich k prenosu energie nedôjde) a my získame signál z vrstvy, ktorú sme si určili.

### **3.6.2 Určenie presnej polohy zdroja signálu vo vrstve**

Po určení miesta a hrúbky rezu je ešte potrebné zistiť, odkiaľ presne z neho prichádzajú jednotlivé signály a tie potom priradiť jednotlivým pixelom v konečnom obrázku. Používajú sa znovu magnetické gradienty: „Frekvenciu kódujúci gradient“ a „Fázu kódujúci gradient“.

Vďaka týmto prídavným gradientom je možné následné spracovanie signálov, ktoré teraz obsahujú informáciu o svojej polohe vo vrstve. Matematickým procesom, ktorý sa nazýva Fourierova transformácia sa následne zrekonštruje celý obraz, kde svetlejšie body predstavujú silnejší a tmavšie slabší signál.

### 3.7 Vzhľad obrazov

Obrazy sú v odtieňoch sivej. Ak je na obraze nejaký útvar svetlejší ako jeho okolie, hovoríme, že je *hyperintenzný*. Ak je tmavší ako okolie, hovoríme, že je *hypointenzný*. Ak sa odtieň od okolia nelíši, je *izointenzný*.

Na výsledný MR signál má vplyv veľa faktorov, ktoré je treba zohľadniť pri jeho analýze. Medzi nich patria: 1. tok krvi, 2. chemický posun, 3. difúzia molekúl vody, 4. magnetizačný transfer, 5. signál tukov, 6. likvor, 7. kontrastné látky.

### 3.8 Spektroskopia “in vitro” vs “in vivo”

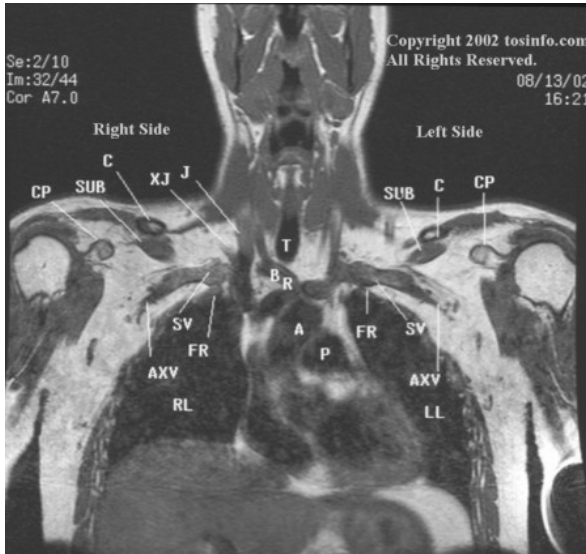
Ako „in vitro“ spektroskopia sa používala roky (od konca 40. rokov 20. storočia) predtým, než bol objavený princíp zobrazovania pomocou magnetickej rezonancie. Slúžila (a slúži) ako analytická metóda na určovanie štruktúry a jej zmien vo vzorkách bez nutnosti ich deštrukcie.

V MR zobrazovaní sa uplatňuje tzv. „in vivo“ spektroskopia - teda stanovovanie chemického zloženia, respektíve prítomnosti určitých látok v oblasti záujmu u živého objektu - pacienta. Má veľkú perspektívu. Jeho využitie je podmienené veľkou technickou a časovou náročnosťou merania a potrebou silného magnetického poľa. Umožňuje sledovať metabolizmus a chemické procesy v normálnych i patologicky zmenených tkanivách. Umožňuje napríklad rozlíšenie radiačnej nekrózy po rádioterapii zhubných nádorov mozgu od recidívy samotného nádoru - čo inými metódami je veľmi ťažké a málo presné.

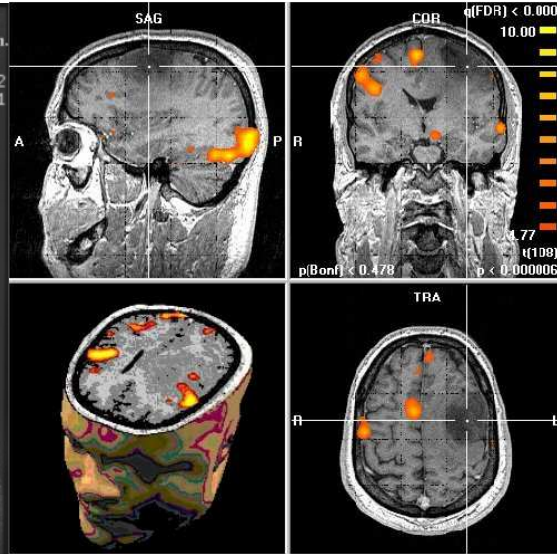
### 3.9 Artefakty pri MR zobrazovaní

Zobrazovanie magnetickej rezonanciou je technicky i fyzikálne zložité. To poskytuje priestor rôznym nežiadúcim artefaktom vo výslednom obraze, ktoré znižujú jeho kvalitu. Artefakty rozdeľujeme na dve veľké skupiny: odstrániteľné (artefakty z toku a pohybu, aliasing, parazitická excitácia, artefakty z poruchy prístroja) a neodstrániteľné (chemický posun, artefakty z toku a pohybu, artefakty zo vznikajúcich gradientov v samotnom pacientovi) [16].

### 3.10 Obrázky získané pomocou MRI



Obr. 25. Vnútro hrudného koša.



Obr. 26. Rôzne rezy ľudskeho mozgu.



Obr. 27. Členkový kĺb.

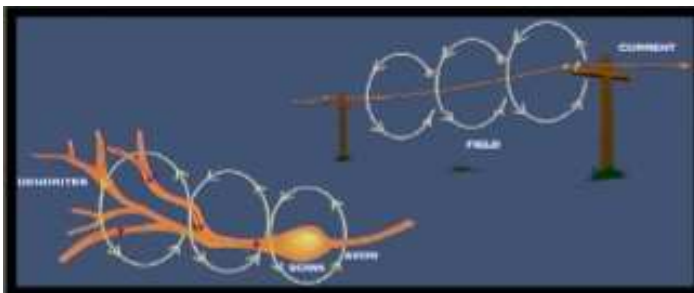


Obr. 28. Chrbtica

### 3.11 SQUIDové zobrazovanie

Ďalší spôsob magnetického zobrazovania využíva techniku SQUIDu. Merania spojené s nervovými prúdmi v mozgu môžu byť použité na zistenie epilepsie, mozgovej porážky, na sledovanie tepov srdca plodu, mentálnych ochorení, a rovnako tak aj na štúdium mozgových funkcií. Jeden spôsob sledovania týchto drobných elektrických prúdov je

meranie magnetických polí, ktoré vznikajú okolo lebky. Táto technika sa nazýva magnetoencefalografia alebo MEG. Magnetoencefalografia (MEG) je celkom neinvazívna, bezpečná technológia schopná mapovať mozog. Poskytuje dobré priestorové rozlíšenie 2 mm a vynikajúce časové rozlíšenie v priebehu 1 ms, lokalizuje a charakterizuje elektrickú činnosť centrálného nervového systému meraním príslušných magnetických polí šíriacich sa z mozgu. Každý prúd generuje magnetické pole. Ten istý princíp je použitý na nervový systém, podľa ktorého pozdĺžny neurónový prúd generuje príslušné magnetické pole. MEG meraním prúdov medzi neurónmi v mozgu dáva priame informácie o mozgovej činnosti, a to samovoľne alebo dávaním stimulov. Príprava merania a vyberanie časov sú pomerne krátke a môžu byť vykonané technikom s minimálnym školením.



**Obr. 29.** Zdroje magnetických polí [17].

Meranie mozgových magnetických polí nie je ľahké, pretože sú veľmi malé. Okolo lebky majú intenzitu od 0,1 do 1 pico ( $10^{-12}$ )Tesla a teda menšiu ako sto milióntina Zemského magnetického poľa. V podstate mozgové pole môže byť namerané len s najcitlivejšími magnetickými senzormi známymi ako supravodivé kvantové interferenčné zariadenie, alebo SQUID. SQUID dokáže zmerať magnetické polia menšie ako 1 femto ( $10^{-15}$ )Tesla [18].

### 3.11.1 Princíp práce SQUID-u

Magnetické signály sa najľahšie čítajú použitím indukčných cievok v tvare drôtených slučiek. Prirodzené alebo vyvolané magnetické polia šíriace sa z mozgu indukujú prúd v týchto cievkach, čo následne vytvorí magnetické pole v špeciálnom zariadení zvanom **superconducting quantum interference device (SQUID)**. Keď

časovo premenný magnetický tok prechádza kolmo na cievku, to indikuje časovo premenný elektrický prúd vnútri drôtu. V typických kovových drôtoch sa tento prúd rýchlo premieňa na teplo od elektrického odporu drôtu. Klinické biomagnetometre z tohto dôvodu používajú špeciálne indukčné cievky vyrobené zo supravodivých drôtov. Supravodivé cievky nemajú v podstate žiadny elektrický odpor, preto veľkosť prúdu indukovaného vnútri cievky okamžite vyrovnáva veľmi malé zmeny veľkosti zasiahnutého magnetického toku. V klinických biomagnetometroch indukčná cievka je prepojená s prídavným supravodivým zariadením. Pre jednoduchosť, pod SQUIDom môžeme rozumieť zariadenie, ktoré transformuje magnetické polia alebo prúdy na napätie. SQUID pracuje ako vysoko ziskový konvertor prúdu na napätie, ktorý vytvára systém s dostatočnou citlivosťou na zistenie neuromagnetických signálov o veľkosti len niekoľko femto Tesla. Napätie SQUIDu je periodická funkcia magnetického toku. Perióda tejto napäťovej zmeny je perióda magnetického toku.

Hustota šumu moderných tenkých vrstiev SQUIDu je niekoľko milióntin z kvanta magnetického toku v  $\sqrt{Hz}$ . SQUID môže byť použitý ako magnetometer operujúci vnútri uzavretej prúdovej slučky. Uzavretá prúdová slučka vyrába výsledné napätie, ktoré je priamo úmerné magnetickému toku, ktorý zaznamenáva SQUID. Citlivosť SQUIDu na magnetické polia môže byť zlepšená pripojením ho na supravodivú snímaciu cievku, ktorá má väčšiu plochu a viac závitov. Snímacia cievka sa nazýva prúdový transformátor. SQUID a indukčné cievky biomagnetometrov sú spravidla udržiavané v supravodivom stave ponorením do vane tekutého hélia, ktorá je uložená v izolovanej kryogenickej nádobe [19].

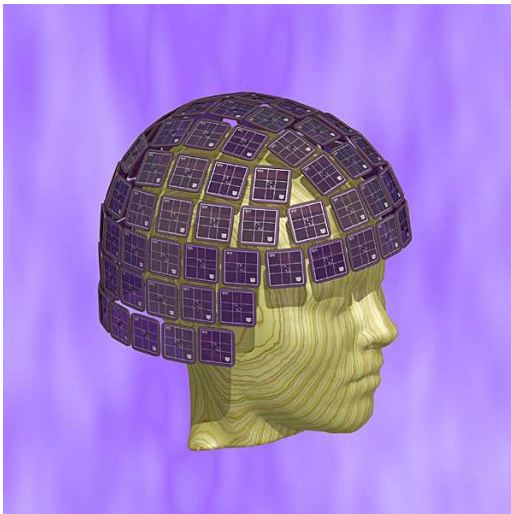
### 3.11.2 MEG prilba

Fyzici z Los Alamos vyrobili MEG prilbu (obr. 30), ktorá používa 155 SQUID-ov na získanie obrázkov mozgových prúdov z celej hlavy. Táto MEG prilba zlepšuje používanie MEG v nemocniciach.

SQUIDová cievka sa stala supravodivou ponorením do tekutého hélia uloženého vo veľkej termoske. Tekuté hélium ochladilo SQUID na 4 K nad absolútnou nulou. Podobne ako nadrozmerňý kadernický vlasový sušič, prilba je uložená nad pacientovou hlavou, keď práve sedí v kresle.



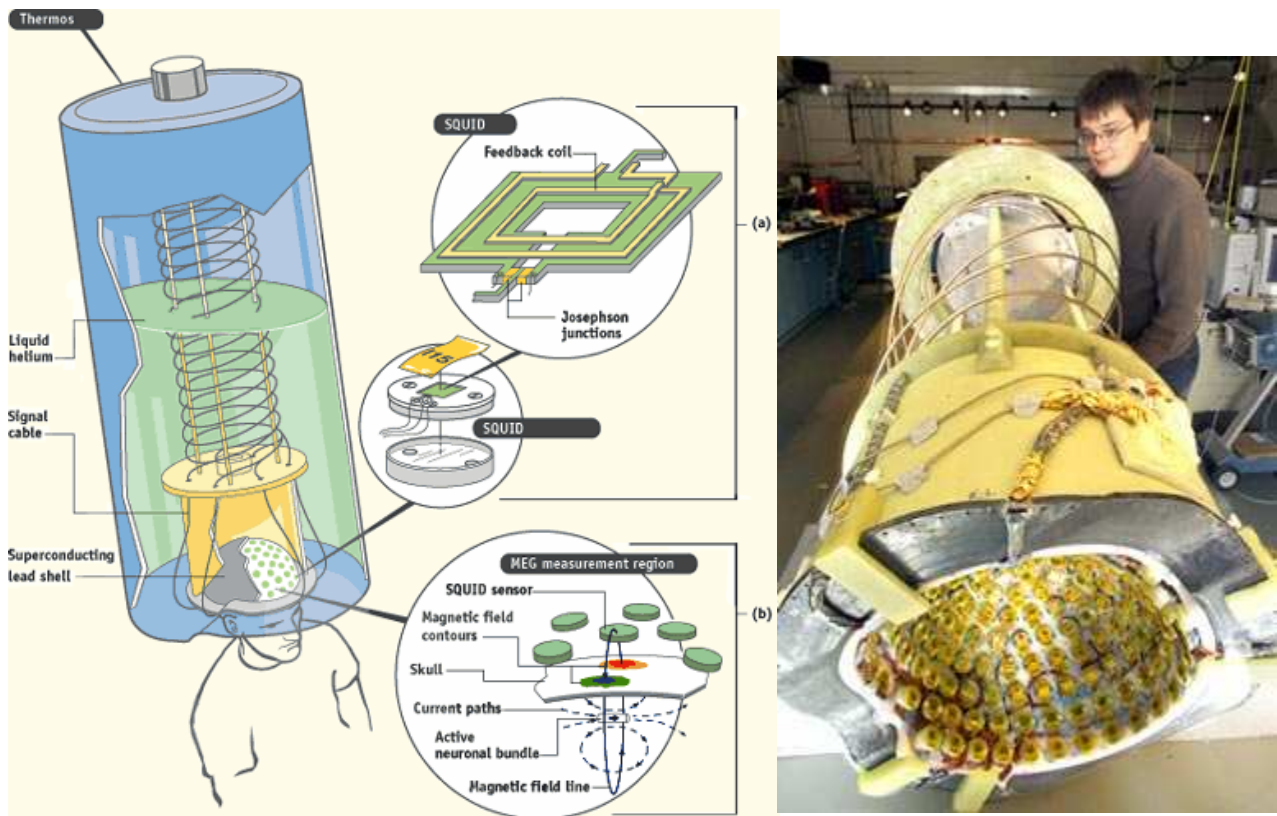
**Obr. 30 a).** Odborník nastavuje MEG helmu na hlavu pacientovi. Je tu vidieť vonkajší vzhľad termosky, ktorá udržiava tekuté hélium pri kryogenických teplotách. Aj keď vrchol pacientovej lebky je práve centimeter od tekutého hélia, ktoré je takmer v absolútnej nule, materiál termosky izoluje tak dobre, že pacient necíti žiadnu nepohodu [18].



**Obr. 30 b).** Rozmiestnenie SQUID senzorov okolo hlavy.

S dômyselnými počítačovými algoritmi môžu byť MEG dáta prekonvertované do prúdových máp, ktoré dávajú výskumníkom predstavu, ktorá aktivita sa v mozgu odohrala. Použitím špeciálne navrhnutých prúdových cievok, Los Alamos MEG systém bol vycibrený na priestorovú rozlišovaciu schopnosť menšiu ako 0,25 milimetra.





**Obr. 31. Vľavo:** MEG prilba je vlastne pole SQUID-senzorov a supravodivý kryt, ktoré sú chladené tekutým héliom. Každý SQUID senzor obsahuje cievku zo supravodivého drôtu, ktorá zachytáva mozgové polia a je magneticky napojená na SQUID, ktorý produkuje napätie úmerné magnetickému poľu zachytávanému cievkou. Počítačový program konvertuje SQUID-údaje do mapy prúdov pretekajúcich vo všetkých častiach mozgu ako funkciu času.

(a) Indukčné čiary magnetického poľa prechádzajú cez štvorcový otvor v SQUID-ovom centre rozhodujúcom o fáze elektrónových vln cirkulujúcich v SQUID-ovej supravodivej oblasti (zelená); interferencia vln je úmerná magnetickému toku ponad otvor. Kým supravodič nemá elektrický odpor (Josephson-ove supravodivé prechody), interferencia môže byť nameraná len rušením supravodiča s malými oblasťami, ktoré majú elektrický odpor. (Josephson-ove supravodivé prechody). Napätie namerané na prechode je úmerné magnetickému toku cez SQUID-ový štvorcový otvor.

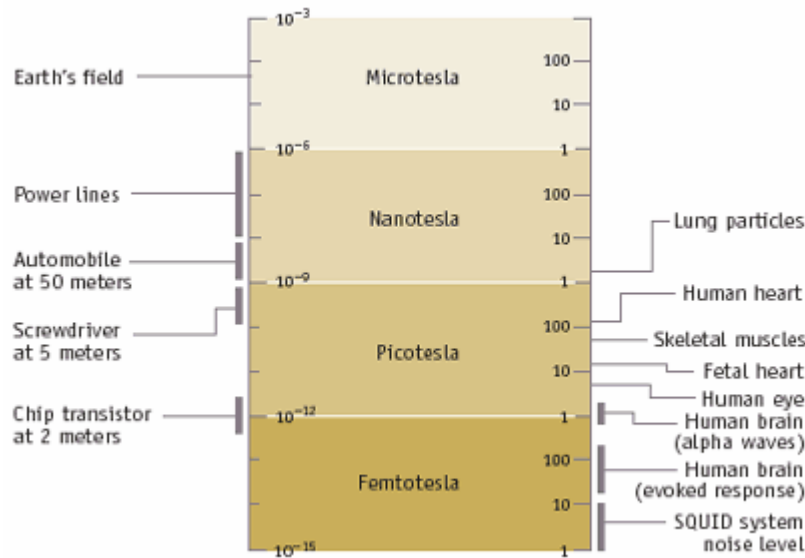
(b) Farebné obrisy ukazujú ako magnetické pole vyvolané nervovými mozgovými prúdmi (prerušované šípkou) mení intenzitu a polaritu nad povrchom lebky. V červenej oblasti je pole najviac intenzívne v smere von z lebky. V modrej oblasti je pole najintenzívnejšie v smere ukazujúcom do lebky [18].

**Vpravo:** Otvorený SQUID [18].

Tak ako ostatné MEG systémy, aj systém v Los Alamos reaguje na mozgové prúdové zmeny za menej ako tisícinu sekundy, čo je dostatočné pre väčšinu mozgových prúdov. SQUID samotný reaguje približne v milióntine sekundy.

Počas MEG meraní musí byť SQUID chránený od okolitých magnetických polí, ktoré majú sklon rušiť mozgové signály. Okolité polia sú produkované hlavne elektrickými

drôtni v budovách, zemským magnetickým poľom a dokonca aj oceľou v pohybujúcich sa autách (feromagnetické materiály ako napr. oceľ lokálne skresľujú zemské pole). Pri frekvenciách zaujímavých v mozgových štúdiách (~1 -100 Hz) – musia byť okolité polia znížené činiteľom od 10000 do 100000.



**Obr. 32.** Práve okolo hlavy mozgové magnetické polia môžu byť menšie ako 10 femto Tesla. Merateľné mozgové polia sú produkované vyvolaním odozvy, čo je elektrická činnosť mozgu vyvolaná stimulmi ako napríklad zvuk alebo svetlo. Na meranie mozgových magnetických polí, SQUID musí byť tienený od okolitého zemského magnetického poľa, elektrických drôtov a ostatných zdrojov alebo vonkajšie polia môžu byť zrušené elektronicky alebo počítačovými programami. Aj oceľ v aute alebo skrutkovač majú vplyv. Na obrázku sú veľkosti ostatných biomagnetických polí. Magnetické pole srdca je typicky 100 až 1000 krát silnejšie ako magnetické pole mozgu. Teda je ľahšie merať srdcové rytmy ako mozgové polia [18].

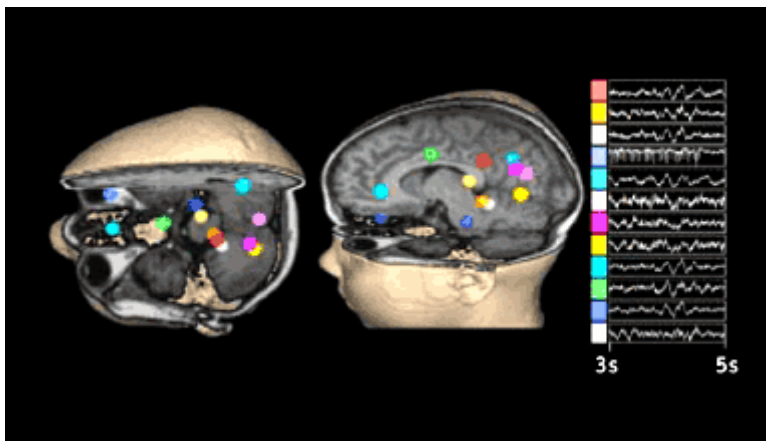
SQUID prilba je čiastočne tienená od okolitých polí hrubým krytom z olova, ktorý sa stáva supravodivým pri teplotách tekutého hélia. Supravodič potom dokonale zachytáva magnetické polia od mozgu, pretože kryt znižuje okolité pole na menej ako 1 tisícinu intenzity.. Kryt odráža mozgové magnetické pole späť do poľa SQUID-ov, čím sa zvyšuje citlivosť prilby.

Obyčajne, okolité polia sú znižované tak, že sa izby pokryjú veľkými poťahmi z alumínia a Mumetalu (zliatina s vysokou magnetickou permeabilitou), ktoré magneticky tienia pacienta. Izba znižuje okolité polia asi faktorom 100 pre frekvencie blízko 0 Hertzov a omnoho väčšie faktory má izba pre frekvencie až do 1000 Hertzov a viac. Supravodivý obal len účinne tieni magnetické pole od nuly až do niekoľko tisíc Hertzov.

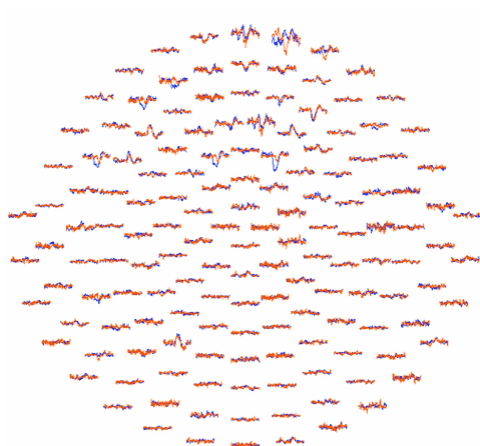
### 3.11.3 Kontrolovanie (epileptických) záchvatov

V posledných piatich až desiatich rokoch celý hlavový MEG systém sa dramaticky zdokonalil v liečení epilepsie. Pre 20% pacientov epilepsie, drogy nedokázali dostatočne kontrolovať záchvaty a chirurgické odstránenie mozgových tkanív, odkiaľ pochádzali záchvaty spôsobujúce vznik epilepsie, bola jediná možnosť. Ale chirurg musel poznať presne, kde je nenormálne tkanivo, aby sa vyhol odstráneniu susedného tkaniva potrebného pre pohybovú kontrolu, zmyslové vnímanie, jazyk a pamäť.

Mozgový scan musel precízne zamerať tkanivo spôsobujúce epilepsiu, len ak zobrazovacia metóda mala vysoké priestorové rozlíšenie a bola dosť rýchla na detekovanie záchvatových výbojov alebo elektrickej činnosti, ktorá predchádzala záchvatom, ktorá teda pochádzala z epileptického tkaniva. Hoci záchvaty sa vyskytujú sporadicky, elektrická aktivita spojená s nimi sa vyskytuje neustále. Tak teda nájdením zdroja týchto predzvestí môžeme oddeliť epileptické tkanivo.



**Obr.33.** Počítačový program konvertuje priame MEG údaje do mapy elektrickej činnosti mozgu ako funkciu času. Tieto mapy môžu byť použité na diagnózu epilepsie, mozgovej porážky a mentálnych ochorení a na štúdium činnosti mozgu [18].



**Obr. 34.** Priame údaje získané zo 155 SQUID-vých senzorov v MEG prilbe. Červené vlny boli získané pacientom, ktorý mal zatvorené oči. Modré vlny boli získané pacientom, ktorý pozoroval svetelné záblesky [18].

Od merania mozgových prúdov a tepov srdca sa prešlo aj na vyšetrovanie zvarov v nukleárných zbraniach. V Los Alamos SQUID-tím preskúmal potenciál drobných magnetických polí na vyriešenie množstva lekárskeho a armádných problémov [18].

### 3.11.4 Aplikácie

MEG výskumy teda umožňujú výskumníkom a lekárom preniknutie do funkčného mozgu s ohľadom na neurologické poruchy a choroby ako napríklad: epilepsia, schizofrénia, mentálna retardácia, dyslexia a Alzheimerova choroba a ďalšie pomocou merania zmien v elektromagnetickom poli mozgu [20].

Jedno MEG zariadenie stojí mnoho miliónov dolárov a váži okolo osem ton. Je ich len pár kusov vo svete. Zo všetkých metód skenujúcich mozog MEG poskytuje najpresnejšie časové rozlíšenie aktivity nervovej bunky – skôr ako v milisekundách. Dúfajme, že technológia bude napredovať a teda MEG zariadenia sa stanú lacnejšími, prenosnejšími a rozšírenejšími ako doteraz [21].

## 4. Spektroskopia magnetického oneskorenia

### 4.1 Úvod

Atómy a magnetické momenty kondenzovaných látok sú istým spôsobom smerovo usporiadané, vytvárajú štruktúry. Smerové usporiadanie atómových a magnetických štruktúr sa riadi princípom minima voľnej energie. Toto usporiadanie je charakterizované na malú resp. veľkú vzdialenosť (usporiadanie nakrátko, resp. nadlho).

Atomárne a magnetické štruktúry feromagnetických látok sa navzájom ovplyvňujú, sú vo vzájomnej interakcii. Pokiaľ to termodynamické pomery dovoľujú, tieto štruktúry sa navzájom prispôsobujú. Feromagnetická látka relaxuje, dostáva sa do stavu s nižšou magnetickou interakčnou energiou. Ak sa lokálnej atómovej štruktúre prispôsobujú magnetické momenty, hovoríme o spinovej relaxácii (termofluktuačné magnetické oneskorenie). Ak sa lokálnej magnetickej štruktúre (lokálnemu smeru polarizácie) feromagnetika prispôsobujú atómy (atómové páry), hovoríme o štruktúrnej relaxácii. Na vystihnutie tej ktorej stránky tohto procesu sa skrátene používajú ešte tieto ekvivalentné výrazy: magnetická relaxácia (štruktúry), smerové (pre)usporiadanie, párové (pre)usporiadanie, magneto-difúzia, (difúzne) magnetické oneskorenie, magnetické žihanie, a pod.

Jednotlivé mikroskopické mechanizmy daného druhu magnetickej relaxácie sú charakterizované príslušnými relaxačnými funkciami, v ktorých vystupujú príslušné spektrá relaxačných časov, resp. spektrá aktivačných energií. Tieto parametre nám dovoľuje získať pomerne mladá vedná disciplína založená na počítačovej analýze spektier magnetického oneskorenia reluktivity – tzv. spektroskopia magnetického oneskorenia, skrátene „MAE-spektroskopia“ ( angl. magnetic after-effect spectroscopy, skrát. „MAE-spectroscopy“). Metóda „MAE-spektroskopie“ bola samostatne a nezávisle vyvinutá na KFKL ÚFV UPJŠ.

### 4.2 Teória MAE

Jav MAE v amorfných zliatinách sa pripisuje preorientácii anizotropických bodových porúch a ich zhlukom, ktorá minimalizuje ich voľnú energiu. Preorientácia

atómových párov okolo voľného objemu spôsobuje časovo-teplotnú závislosť počiatočnej reluktivity ( $r = 1/\chi$ ,  $\chi$  je susceptibilita). V jednoduchom modeli sa predpokladá, že v okolí voľného objemu atómový pár môže zaujímať dve rozdielne orientácie svojich osí (obrázok 35(a)) s ohľadom na smer lokálnej magnetizácie. Najvhodnejšia orientácia je daná najnižšou hodnotou interakčnej energie

$$\varepsilon = \varepsilon_0 \cos^2 \varphi \quad (1)$$

kde  $\varepsilon_0$  je interakčná konštanta a  $\varphi$  je uhol medzi osou atómového páru a smerom lokálnej magnetizácie. Dve orientácie sú oddelené energetickou bariérou  $Q$ , ktorá môže byť prekonaná buď tepelnou aktiváciou alebo tunelovým procesom. Takýto prechod môže byť ukázaný na dvoj úrovňovom potenciálovom modeli (obrázok 35(b)).

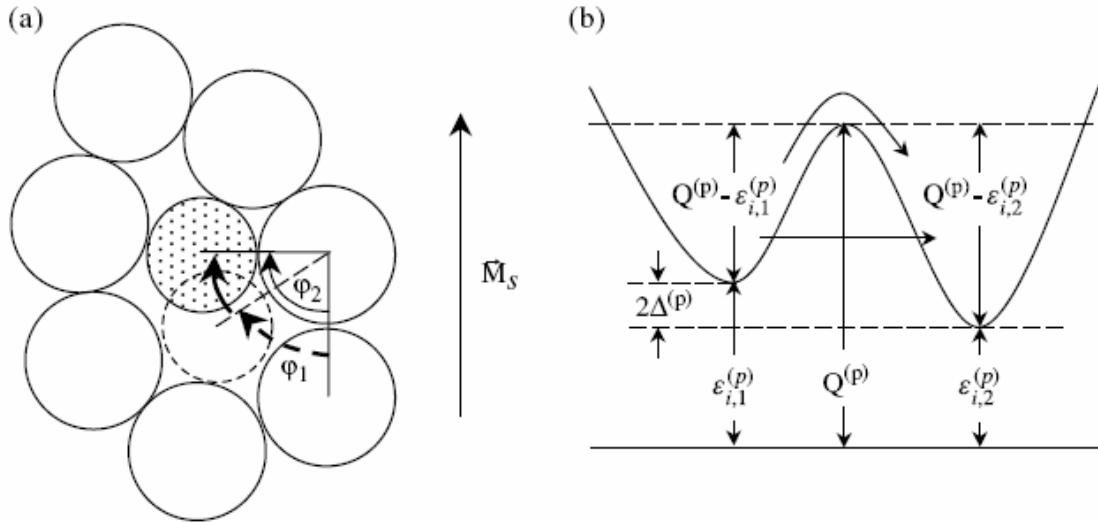
Ako príklad, predpokladajme viaczložkovú zliatinu pozostávajúcu z prechodových prvkov  $T_l$  a metaloidov  $M_k$ ,  $l, k = 1, 2, \dots$ . Niektoré typy najbližších susedných atómových párov môžu byť v okolí voľného objemu (napríklad  $T_1 - T_2$ ,  $T_1 - M_1$ ,  $T_1 - M_2$ , ...). Páry  $M_k - M_l$ ,  $k, l = 1, 2, \dots$  môžeme vynechať, pretože je veľmi malá pravdepodobnosť, že dva atómy metaloidov okupujú najbližšie susedné pozície a pretože ich interakcie nie sú magnetické.

Keď zliatina pozostáva z  $R$  rozdielnych typov atómových párov, tak je vhodné uviesť  $R$  rozdielnych dvojúrovňových systémov, každý s charakteristickým rozdelením aktivačných parametrov súvisiacich s ich vlastným typom atómových párov. Rozdiely v dvojúrovňovom systéme sú teda dané rozdielnymi magnetickými interakčnými energiami medzi  $p$ -tým typom atómového páru a lokálnou magnetizáciou

$$\varepsilon_{i,j}^{(p)} = \varepsilon_{i,j}^{(p)ex} + \varepsilon_{i,j}^{(p)K} + \varepsilon_{i,j}^{(p)el}, \quad i = 1 \dots N_0^{(p)}, \quad j = 1, 2, \quad (2)$$

kde  $p = 1, \dots, B$ ,  $N_0^{(p)}$  je počet pohyblivých atómových párov typu  $p$  v jednotke objemu schopných relaxovať, a  $\varepsilon_{i,j}^{(p)ex}$ ,  $\varepsilon_{i,j}^{(p)K}$ ,  $\varepsilon_{i,j}^{(p)el}$  sú výmenná, anizotropická a magnetoelastická interakčná energia  $p$ -typu atómového páru v  $j$ -tej orientácii. Vo feromagnetickom stave magnetická interakčná energia atómového páru závisí od jeho orientácie (plná krivka), zatiaľ čo v paramagnetickom stave sú obidve orientácie ekvivalentné (prerušovaná krivka).

Energia rozštiepenia  $2\Delta^{(p)}$  je zložená zo štrukturálneho výrazu  $2\Delta_S^{(p)}$  a magnetického výrazu  $2\Delta_M^{(p)}$ . Pod Curieho teplotou je MR hnaná magnetickými



**Obr. 35.**

- (a) Schématické znázornenie preorientácie atómových párov dvojúrovňového modelu (preorientácie párovej osi) v procese minimalizovania interakčnej energie  
 $\mathbf{M}_s$  – lokálna nasýtená magnetizácia,  $\varphi_1$  – počiatkový uhol,  $\varphi_2$  – konečný uhol  
 (b) Dvojhladinový energetický model lokálneho preusporiadania atómových párov (mobilných defektov) tepelne aktivovaným procesom, respektíve tunelovaním  
 $Q$  – aktivačná energia potrebná na prechod  
 $\varepsilon_{i,j}$  – magnetická interakčná energia pre  $i$ -ty atómový pár v polohe  $j=1,2$   
 $2\Delta_i^{(p)}$  – je rozdiel medzi dvoma energetickými hladinami (energia rozštiepenia)

interakciami. Energia rozštiepenia je zmenená hlavne cez svoj magnetický výraz, ktorý je pre  $i$ -tý atómový pár  $p$ -typu definovaný takto

$$2\Delta_{M,i}^{(p)} = \varepsilon_{i,1}^{(p)} - \varepsilon_{i,2}^{(p)}. \quad (3)$$

Nové rozdelenie porúch medzi dvoma energetickými stavmi orientácie osí je popísané súborom rovníc

$$dN_j^{(p)} / dt = -v_{jj'}^{(p)} N_j^{(p)} + v_{jj'}^{(p)} N_{j'}^{(p)}, \quad p = 1,2,\dots,P, \quad j \neq j', j, j' = 1,2. \quad (4)$$

kde  $N_j^{(p)}$  a  $N_{j'}^{(p)}$  sú počty obsadených stavov v jednotke objemu s orientáciami 1 a 2.  $v_{jj'}^{(p)}$  sú frekvencie preskokov pre  $p$ -ty atómový pár popisujúce prechod medzi orientáciami  $j$  a  $j'$ . Môžu byť vyjadrené ako

$$v_{jj'}^{(p)} = v_{00} e^{S_{jj'}^{(p)}/k} e^{-(Q^{(p)} - \varepsilon_{jj'}^{(p)})/kT}, \quad (5)$$

kde  $v_{00}$  vyjadruje frekvenciu pokusov o preskok (řádovo Debye-ova frekvencia  $\cdot 10^{13} \text{ s}^{-1}$ ) a  $S_{jj'}^{(p)}$  je aktivačná entropia pre prechod  $j \rightarrow j'$ ,  $k$  je Boltzmanova konštanta,  $T$  je absolútna teplota. Za predpokladu, že  $\varepsilon_{jj'}^{(p)} \ll Q^{(p)}$  a  $S_{jj'}^{(p)} = S_{j'j}^{(p)} = S^{(p)}$ , ktorý platí dobre v prípade takmer rovnakých konfigurácií, potom

$$v_{jj'}^{(p)} \equiv v^{(p)} = v_0^{(p)} e^{-Q^{(p)}/kT}, \quad (6)$$

Výraz  $v_{00} \exp(S^{(p)}/k)$  bol nahradený predexponenciálnym faktorom  $v_0^{(p)}$ . Prechody medzi dvoma úrovňami v dvojúrovňovom systéme sú vratné. Namiesto  $v^{(p)}$  sa často používa Arrheniusov vzorec pre relaxačný čas

$$\tau^{(p)} = 1/v^{(p)} = \tau_0^{(p)} e^{Q^{(p)}/kT} \quad (6a)$$

, kde predexponenciálny faktor  $\tau_0^{(p)} = v_{00}^{-1} \exp(-S^{(p)}/k)$ . Riešenie rovnice (4) pre p-typ atómového páru je

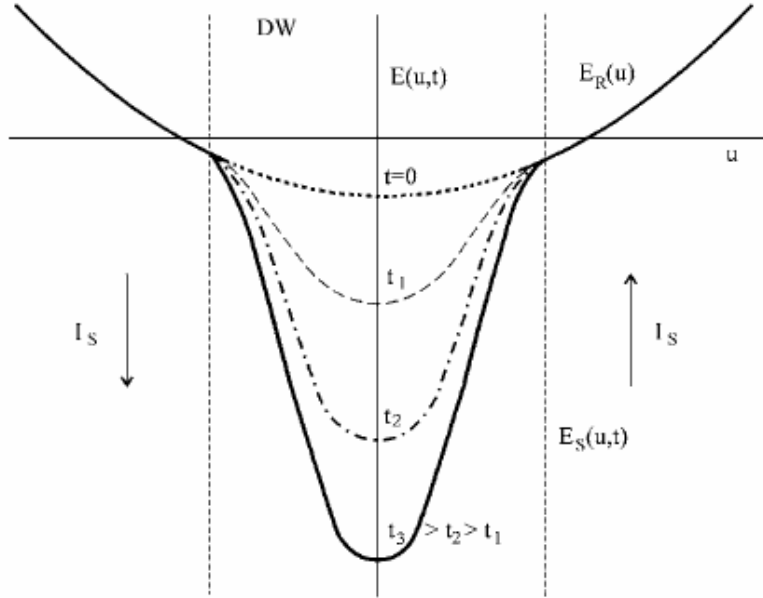
$$N_j^{(p)}(\Delta^{(p)}, t) = \frac{N_0^{(p)}}{2} \left[ 1 - (-1)^j \operatorname{tgh} \frac{\Delta^{(p)}}{kT} (1 - e^{-t/\tau^{(p)}}) \right], \quad j = 1, 2. \quad (7)$$

Toto riešenie bolo získané za predpokladu, že dvojúrovňové systémy sú navzájom izolované a v čase  $t = 0$  platí táto začiatková podmienka  $N_1^{(p)}(0)/2 = N_2^{(p)}(0)/2 = N_0^{(p)}(0)/2$ . Rovnica (7) popisuje len vratné prechody v dvojúrovňových systémoch. Preusporiadanie atómových párov vplýva na stabilizačný potenciál doménovej steny, pričom jeho strmosť priamo určuje pohyblivosť doménovej steny. Stabilizačný potenciál doménovej steny je definovaný takto:

$$E_S(t) = \sum_{p=1}^B \sum_{i=1}^{N_0^{(p)}} \sum_{j=1,2} [N_j^{(p)}(z_i, t) - N_0^{(p)}] \varepsilon_{i,j}^{(p)}(z_i) = \sum_{p=1}^B E_{S_0}^{(p)}(n) R^{(p)}(T, t) \quad (8)$$

kde  $N_j^{(p)}(z_i, t)$  je objemová koncentrácia pohyblivých porúch s orientáciou  $j$  na pozícii  $z_i$  v čase  $t$  po demagnetizovaní.  $\varepsilon_{i,j}^{(p)}$  je definované rovnicou (2).





**Obr. 36.** Schématický nákrres: Časový vývoj potenciálu doménovej steny

$E(u,t) = E_R(u) + E_S(u,t)$  počas svojej stabilizácie spôsobenej magnetickou relaxáciou.

Vývoj stabilizačného potenciálu  $E_S(u,t)$  a celkového potenciálu doménovej steny  $E(u,t)$  sú ukázané na obrázku 36. Zakrivenie dna celkového potenciálu  $E(u,t)$  určuje začiatočnú reluktivitu (susceptibilitu). Strmosť celkového potenciálu  $E(u,t)$  v inflexnom bode určuje kritické pole  $H_{CR}$  perminvarového javu v zliatinách po stabilizácii MR. “ $u$ ” hovorí o vzdialenosti doménovej steny od jej začiatočnej pozície. Časová zmena reluktivity  $\Delta r(t,T)$  môže byť vyjadrená takto

$$\begin{aligned} \Delta r(t) &= \frac{1}{\chi(t)} - \frac{1}{\chi_0} = \frac{1}{2FI_S^2} \frac{d^2 E_S(u,t)}{du^2} \\ &= \frac{2}{15F\delta_0 I_S^2} \sum_{p=1}^B \frac{\langle (\epsilon_{eff}^{(p)})^2 \rangle}{kT} \left\langle \frac{1}{\cosh^2(\Delta_S^{(p)}/kT)} \right\rangle N_0^{(p)} \int P^{(p)}(\tau^{(p)}) (1 - e^{-t/\tau^{(p)}}) d\tau^{(p)}, \\ &= \sum_{p=1}^B \Delta r_0^{(p)} R^{(p)}(T,t) \quad (9) \end{aligned}$$

kde  $\chi(t)$  a  $\chi_0$  sú začiatočná susceptibilita v čase  $t$  a v čase  $t=0$ .  $F$  vyjadruje plochu doménových stien v jednotke objemu.  $\delta_0$  je hrúbka doménovej steny,  $I_S$  je nasýtená magnetizácia. Efektívna interakčná konštanta  $\langle (\epsilon_{eff}^{(p)})^2 \rangle$  je definovaná takto

$$\left\langle \left( \mathcal{E}_{eff}^{(p)} \right)^2 \right\rangle = \left\langle \left( \mathcal{E}^{ex(p)} \right)^2 \right\rangle + \left\langle \left( \mathcal{E}^{K(p)} \right)^2 \right\rangle + \left\langle \left( \mathcal{E}^{el(p)} \right)^2 \right\rangle. \quad (2a)$$

$P^{(p)}$  je distribúcia relaxačných časov  $\tau^{(p)}$  p-typu MR, na konci výrazu (9) predstavuje relaxačnú funkciu  $R^{(p)}(T, t)$ .

Rovnica (9) umožňuje analýzu vratného preusporiadania atómových párov s rozličným chemickým zložením. MR procesy v amorfných zliatinách sú všeobecne charakterizované asymetrickým spojitým spektrom AE. Skutočná spojitá distribučná funkcia aktivačných energií  $P(Q)$  môže byť aproximovaná stupňovitým súborom lineárnych distribučných funkcií. MAE spektroskopie je vhodná metóda pre experimentálne určenie spektra AE [22].

### 4.3 Prejavy MAE

V skutočných materiáloch, každá doménová stena má svoje vlastné záchytné pole  $H_{pin}$ . Kritické pole  $H_{CR}$  je najnižšia hodnota záchytného poľa. V tomto poli susceptibilita už závisí od intenzity magnetického poľa,  $\chi(H)$  prestane byť konštantná (perminvarový jav) a začne narastať. Hodnota  $H_{CR}$  je spojená so strmou potenciálu  $E(u, T, t)$  rovnicou:

$$\begin{aligned} H_{CR}(T, t) &= \frac{1}{2FI_S \cos \phi_0} \left. \frac{dE(u, T, t)}{du} \right|_{\max} \\ &= H_{CR_0} + \frac{1}{FI_S \cos \phi_0} \sum_{p=1}^P N_0^{(p)} \frac{\left\langle \left( \mathcal{E}_{eff}^{(p)} \right)^2 \right\rangle}{kT} \cdot R^{(p)}(T, t) \\ &= H_{CR_0} + \sum_{p=1}^P \Delta H_{CR_0}^{(p)} \cdot R^{(p)}(T, t) \quad (10) \end{aligned}$$

kde  $\phi_0$  je uhol medzi vonkajším poľom a  $\vec{I}_S$ . Zmena kritického poľa  $H_{CR}(T, t)$  má rovnakú relaxačnú funkciu  $R(T, t)$  a rovnaký atómový mechanizmus ako reluktivita  $\Delta r(T, t)$

Indukovaná magnetická anizotropia tiež vzniká z magnetickej relaxácie amorfných zliatin, ktorej následkom je poloha magnetických atómových párov viac alebo

menej rovnobežná so smerom  $\vec{I}_S$ . V zhode s predchádzajúcim odkazom na smerové usporiadanie v amorfných zliatinách konštantu indukovanej anizotropie získame z rovnice:

$$K_U(T, t) = \sum_{p=1}^P N_0^{(p)} \frac{\langle (\epsilon_{eff}^{(p)})^2 \rangle}{15kT} \cdot R^{(p)}(T, t) = \sum_{p=1}^P K_U^{(p)} \cdot R^{(p)}(T, t) \quad (11)$$

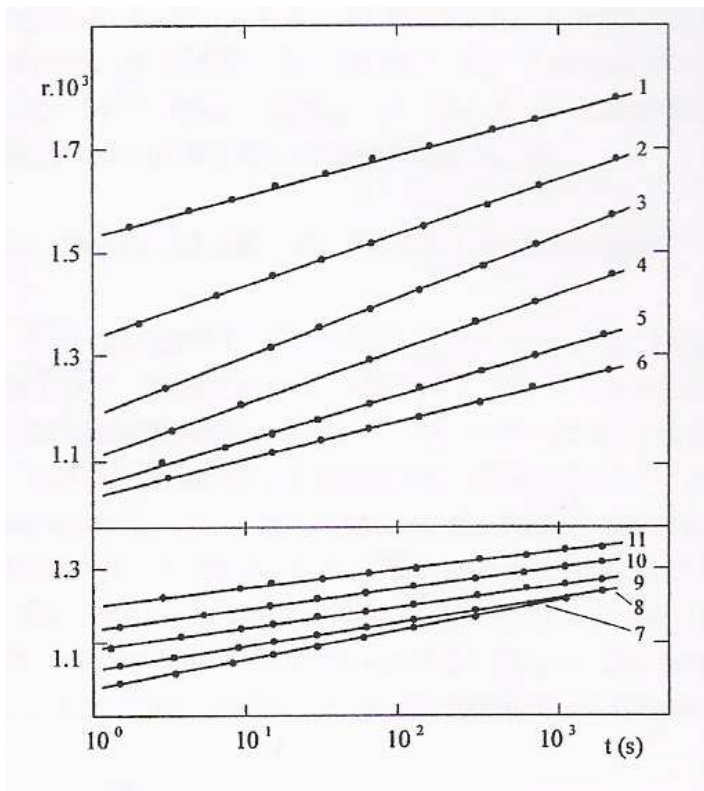
kde  $K_U^{(p)}$  je príspevok atómových párov typu p k celkovej indukovanej anizotropii.

Ako bolo ukázané skôr začiatočná reluktivita MAE, perminvarové kritické pole a indukovaná anizotropia vyvíjali sa v čase rovnako ako stabilizačný potenciál a sú určené rovnakou relaxačnou funkciou  $R^{(p)}(T, t)$  [23].

## 4.4 Od MAE k MAE-spektroskopii

Bolo objavené, že začiatočná susceptibilita amorfnej zliatiny  $Fe_{100-x} B_x$  ( $x=13-22.3$  v %B) sa znižuje o viac ako 15% behom 30 minút po demagnetizácii pri izbovej teplote. Najväčšia nestabilita bola objavená v zliatinách s eutektickým zložením. Stabilita týchto zliatin sa môže zdvojnásobiť žíhaním pri pomerne nízkej teplote (LTA). Zároveň s časovým zaostávaním bol nájdený aj anomálny teplotný pokles susceptibility.

Relatívny pokles počiatkovej susceptibility činí okolo 40% v teplotnom rozsahu od -50 až do +180 °C. Susceptibilita prestane klesať pri rozličných teplotách závisiacich od koncentrácie B. Pri  $x=13$  v %B susceptibilita začína sa zvyšovať pri 110 °C, ale pre 22.5 v %B susceptibilita sa plynule znižuje až do 180 °C.



**Obr. 37.** MAE izotermy pre zakalenú amorfnnú zliatinu FeB merané pri: 1-450K, 2-420K, 3-390K, 4-360K, 5-330K, 6-300K, 7-270K, 8-240K, 9-210K, 10-180K, 11-150K

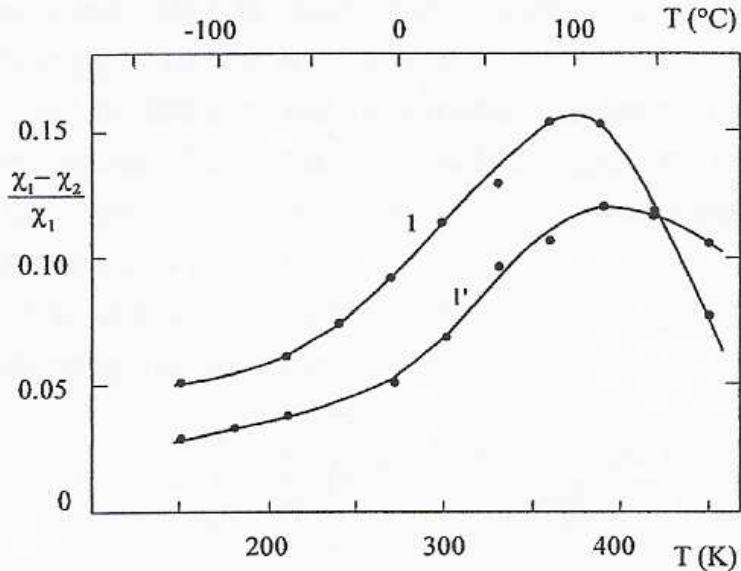
Detailné skúmanie zvyšovania reluktivity (prevrátenej hodnoty susceptibility) bolo uskutočnené pre amorfnnú zliatinu  $\text{Fe}_{80}\text{B}_{20}$  (obr. 37)[10]. V logaritmickej časovej mierke MAE izotermy vykazujú lineárne priebehy s rozličnými sklonmi v teplotnom rozsahu 150-450 K:

$$r(T, t) = r_1(T) + \Delta r_0(T) \ln t \quad (12)$$

kde  $r_1(T)$  znamená  $r$  pri  $t=1\text{s}$ ,  $\Delta r_0(T)$  je zmena  $r$  pri jednotkovej zmene  $\ln t$ . Podobné lineárne závislosti MAE polarizácie bolo zistené Street – om a Wooley –om. Táto zmena polarizácie sa vysvetľuje termo-fluktuálnym MO doménových stien.

Priamočiary priebeh pre  $r(\ln t)_T$  poukazuje na širokú distribúciu relaxačných časov  $\tau$  pre magnetickú relaxáciu atómových párov s B. Sklon čiar na obrázku 37 je odrazom intenzity MR.

Teplotná závislosť relatívnych zmien začiatočnej susceptibility (reluktivity) medzi dvoma zvolenými časmi  $t_1$  a  $t_2$  – tzv. MAE izochróny – poskytuje ďalšiu reprezentáciu MO.



**Obr. 38.** MAE izochrony pre 1. zakalenú amorfnú Fe-B zliatinu, 1'. Amorfná Fe-B zliatina žíhaná pri teplote 543K/75 minút

MAE-izochrony majú zvonovitý tvar s typickou pološírkou a s vrcholom pri teplote charakteristickej pre daný tepelno - aktivačný proces. Na pohľad je MAE spektrum veľmi podobné spektru aktivačných energií. Teplota maxima pre amorfnú zliatinu na báze Fe - B je okolo 370K, (obr.38). Je to asi o 100K viac ako pre kryštalickú zliatinu Fe-C(N). Žíhanie pri vhodnej nízkej teplote spôsobuje posun MAE vrchola k vyšším teplotám a jeho zníženie. Tieto pozorovania môžu byť vysvetlené na základe voľného objemu v magnetickej relaxácii. Nepriame kvantitatívne vyšetrenie úlohy voľného objemu v intenzite MR bolo urobené na amorfných zliatinách FeB. Množstvo voľného objemu bolo pozmenené menením technologických relaxačných parametrov pre prípravu z taveniny. Zvyšovaním rotačnej rýchlosti ochladzovaných diskov narastá tavná chladiaca rýchlosť taveniny a množstvo voľného objemu. Priama úmernosť medzi rotačnou rýchlosťou disku a MAE intenzitou potvrdzuje priamu súvislosť medzi množstvom voľného objemu a MR intenzitou: veľký obsah voľného objemu znamená väčšiu intenzitu MR v amorfných zliatinách. Podobné závery boli dosiahnuté neskôr aj inými autormi

Pre stanovenie parametrov MR sa lepšie hodia sústavy izochrón (tzv. spektrá MO) než izotermy reluktivity, nakoľko neobsahujú nemerateľné hodnoty  $r_0$  [23].

## 4.5 MAE- spektroskopia - experiment

MAE spektrá je možné odmerať MAE spektrometrom (obr. 39(a)) pracujúcim na technike LC oscilátora s amplitúdou meracieho poľa menšou ako 0,1 A/m a frekvenciami okolo 10 kHz. MAE spektrum pozostáva zo súboru izochrón reluktivity

$$\frac{\Delta r}{r} = \frac{r(t_2, T) - r(t_1, T)}{r(t_1, T)} \quad (13)$$

kde  $t_1 = 1$  s,  $t_2 = 2, 3, 5, 10, 20, 30, 60, 90, 120$  a 180s sú zvolené časy.

MAE spektrum bolo numericky analyzované metódou nelineárnej regresie tzn. Levenberg-Marquardt -ovou metódou s modelom fitujúcej funkcie

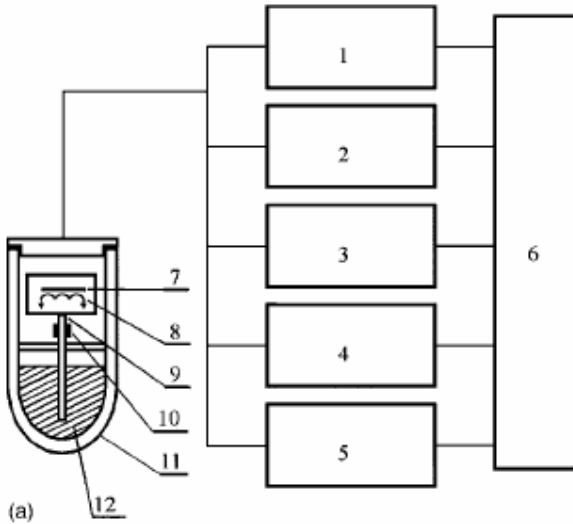
$$\Delta r(t_1, t_2, T) = \sum_{p=1}^R \sum_{l=1}^n \Delta r_l^{(p)} \frac{\Delta E_{i_l}^{(p)}(t_2) - \Delta E_{i_l}^{(p)}(t_1)}{\ln(\tau_{l,2}^{(p)} / \tau_{l,1}^{(p)})} \quad (14)$$

Počítačová analýza poskytuje charakteristické stupňovité spektra aktivačných energií,  $P(Q)$ , s  $n$  krokmi a predexponenciálnymi faktormi  $\tau_0^{(p)}$ . Číslo  $R=2$  vyjadruje, že pri vyšetrovanej zliatine sa berú do úvahy len dva čiastkové procesy magnetickej relaxácie. Relaxačné časy sú určené rovnicami  $\tau_{l,1}^{(p)} = \tau_0^{(p)} \exp(Q_l / kT)$  a  $\tau_{l,2}^{(p)} = \tau_0^{(p)} \exp(Q_{l+1} / kT)$  kde  $Q_l$  a  $Q_{l+1}$  sú dolná a horná hranica pre  $l$ -tý stupeň.  $\Delta E_{i_l}^{(p)}(t) = E_{i_{l+1}}^{(p)}(t) - E_{i_l}^{(p)}(t)$  kde  $E_{i_l}^{(p)}(t)$  je exponenciálny integrál pre  $l$ -tý interval  $Q_l$ .

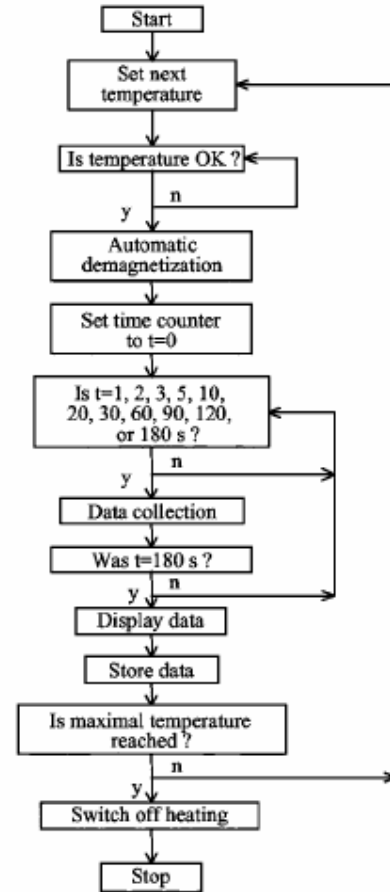
Amplitúda pre  $l$ -tý interval v spektre aktivačných energií bola vypočítaná podľa vzťahu

$$P^{(p)}(Q_l) = \frac{\Delta r_l^{(p)}}{\sum_{l=1}^n \Delta r_l^{(p)}} \quad (15)$$

$\Delta r_l^{(p)}$  popisuje príspevok p-typu procesu magnetickej relaxácie od l-tej aktivačnej energie k celkovej relaxácii.  $P^{(p)}(Q_l)$  predstavuje pravdepodobnosť, s ktorou p-typ relaxačného procesu s aktivačnou energiou z l-tého intervalu prispieva k celkovému p-typu magnetickej relaxácie [22].



**Obr. 39** (a) Prístroj na meranie MAE reluktivity. 1: demagnetizátor; 2: merač reluktivity (susceptibility); 3: kontrola teploty; 4: zdroj energie; 5: voltmeter; 6: počítač; 7: schránka pre vzorku; 8: snímacia cievka; 9: merač teploty; 10: ohrievač; 11: dewar – nádoba; 12: LN<sub>2</sub>.  
(b) Vývojový diagram pre meranie MAE spektra.



(b)

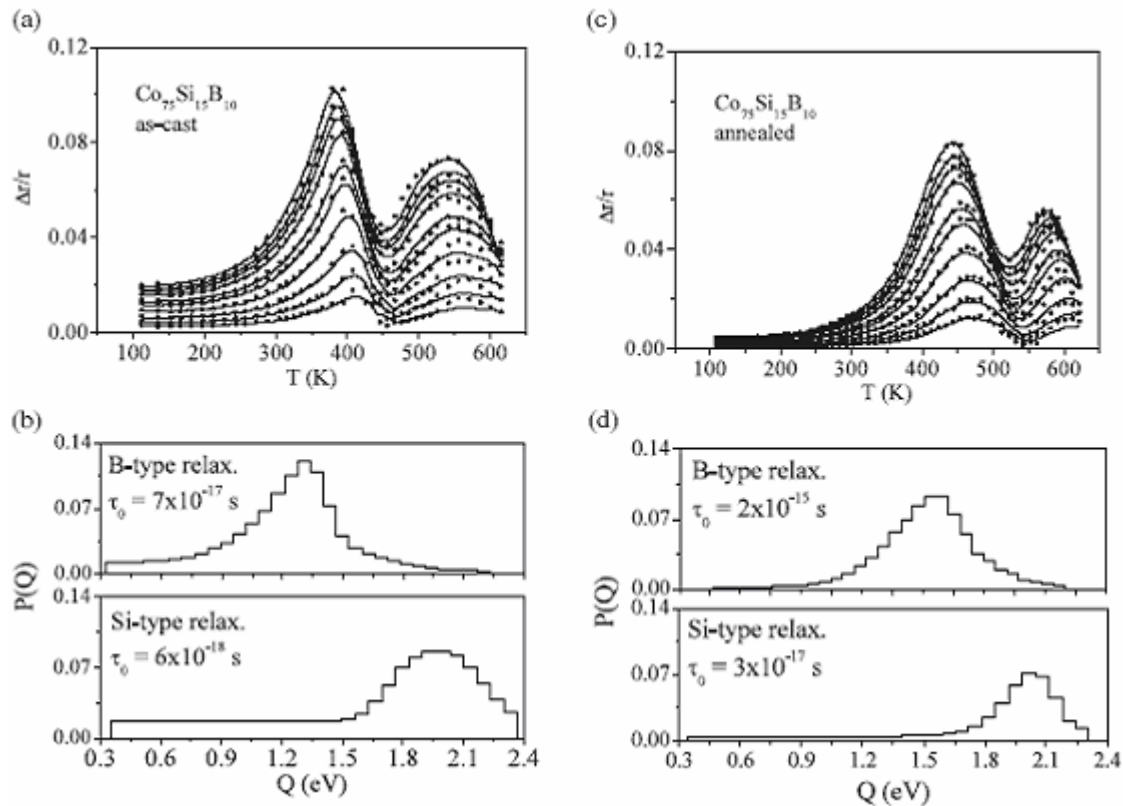
## 4.6 Príklady

### 4.6.1 Zliatiny Co<sub>75</sub>Si<sub>15</sub>B<sub>10</sub> a Co<sub>75</sub>B<sub>25</sub>

Ako príklady praktického využitia MAE-spektroskopie na stanovenie spektier MO uvedieme niektoré výsledky prác získaných v laboratóriu MR na PF UPJŠ.

Ako je vidieť na obr. 40(a) MAE spektrum pre zakalenú amorfnú Co<sub>75</sub>Si<sub>15</sub>B<sub>10</sub> zliatinu pozostáva zo sústavy dvojhrbých izochrón s časmi  $t_1 = 1$  s a  $t_2 = 2 - 180$  s. Teploty vrcholov sa nachádzajú pri 383 K a pri 545 K s intenzitami 10.2% a 7.2% pre čas 180s (obr.40(a)). Obidva vrcholy sú dosť pod Curieho teplotou ( $T_c = 663$  K). Za účelom vyšetrovania relaxácie Co-B a Co-Si atómových párov vo vzorke Co<sub>75</sub>Si<sub>15</sub>B<sub>10</sub> bolo namerané aj MAE spektrum amorfnej zliatiny Co<sub>75</sub>B<sub>25</sub>. Bol nájdený vrchol v jeho MAE

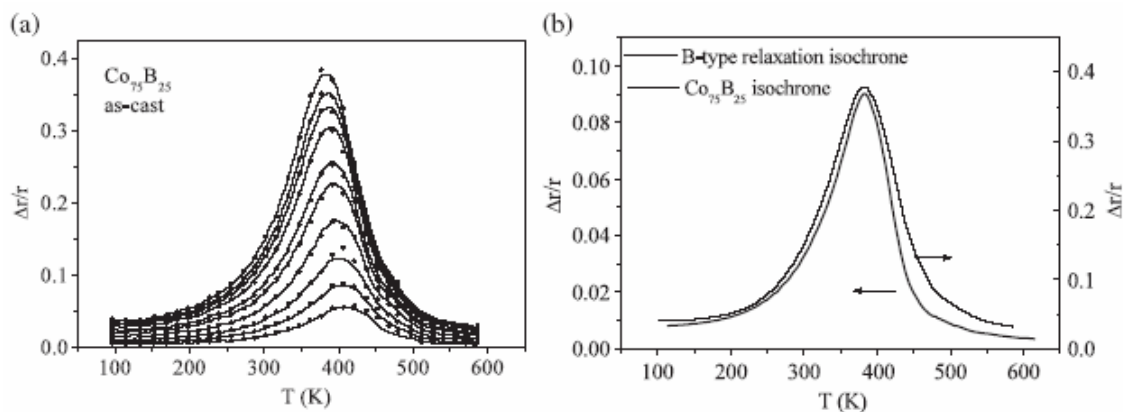
spektré s maximom pri 383 K a intenzitou 38% (obrázok 41(a)). Porovnaním týchto dvoch spektier môžeme usúdiť, že substitúciou B atómov atómami Si sa redukuje



**Obr. 40.** MAE spektrá zakalenej a vyžihanej  $\text{Co}_{75}\text{Si}_{15}\text{B}_{10}$  zliatiny ((a),(c)). Rozdelenie aktivačných energií pre B-typ a Si-typ relaxácií ((b),(d)).

intenzita MO z 38% na 10.2% bez ovplyvnenia jeho pozície, a vytvorí sa druhé relaxačné maximum pri 545 K. Druhý relaxačný vrchol v MAE spektre  $\text{Co}_{75}\text{Si}_{15}\text{B}_{10}$  je spojený s relaxačným procesom, ktorý nie je prítomný v zliatine  $\text{Co}_{75}\text{B}_{25}$ . V prípade zliatiny  $\text{Co}_{75}\text{B}_{25}$  MO je realizované magnetickou relaxáciou Co-B atómových párov. Bol identifikovaný prvý vrchol MAE spektra  $\text{Co}_{75}\text{Si}_{15}\text{B}_{10}$  ako výsledok Co-B párovej relaxácie (B-typ MR) a druhý pochádza z Co-Si párového preusporiadanie (Si-typ MR). Obrázok 41(b) porovnáva 180s izochróny B-typu relaxácie zliatiny  $\text{Co}_{75}\text{B}_{25}$  s izochrónou získanou z numerickej analýzy zliatiny  $\text{Co}_{75}\text{Si}_{15}\text{B}_{10}$ . Dobré kvalitatívne zhody v týchto krivkách dokazujú naše predpoklady. Rozdiel v relaxačných intenzitách je spôsobený rozličným množstvom pohyblivých porúch v oboch vzorkách.





**Obř. 41.** (a) MAE spektrum  $\text{Co}_{75}\text{B}_{25}$ . (b) Porovnanie dvoch 180 s izochrón B-typu relaxácie v zakalených  $\text{Co}_{75}\text{Si}_{15}\text{B}_{10}$  a  $\text{Co}_{75}\text{B}_{25}$  zliatinách.

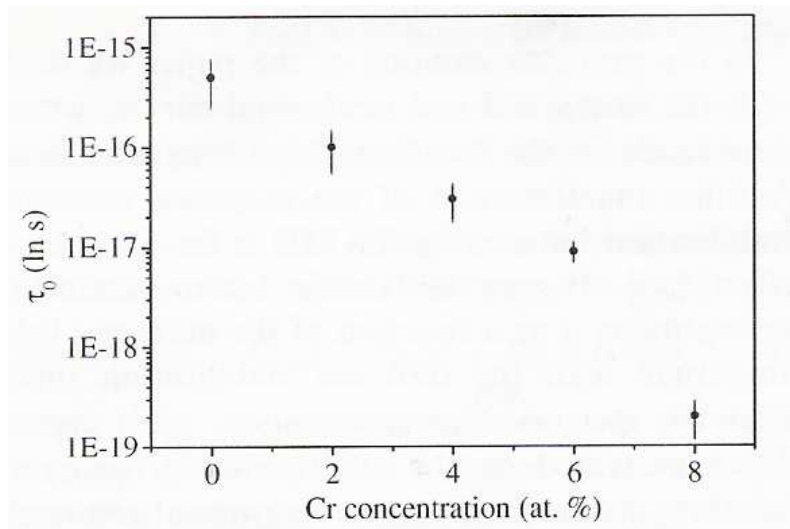
Autori práce našli predexponenciálny faktor pre Co – B páry  $\tau_{0,AC}^{(B)} = 7 \times 10^{-17}$  s, ktorý je v dobrej zhode s  $\tau_0$  nájdeným zo spektrálnej analýzy  $\text{Co}_{75}\text{B}_{25}$  ( $\tau_{0,AC} = 2 \times 10^{-17}$  s). Co – Si páry majú  $\tau_{0,AC}^{(Si)} = 6 \times 10^{-18}$  s. Podľa hodnôt  $\tau_0$  v oboch prípadoch sa ukazuje, že relaxácie boli realizované preorientáciou osí atómových párov.

Rozdiely v  $\tau_{0,AC}^{(B)}$  a  $\tau_{0,AC}^{(Si)}$  ako aj v teplotách vrcholov sa odrážajú v rozdielnych najpravdepodobnejších aktivačných energiách  $Q^*$ . Pre jednotlivé typy atómových párov boli nájdené  $Q_{AC}^{*(B)} = 1.31$  eV a  $Q_{AC}^{*(Si)} = 1.96$  eV, pozri obrázok 40(b).  $Q_{AC}^{*(B)}$  je veľmi dobre porovnateľná s najpravdepodobnejšou aktivačnou energiou zliatiny  $\text{Co}_{75}\text{B}_{25}$ ,  $Q_{AC}^* = 1.35$  eV. Vyššia  $Q_{AC}^{*(Si)}$  indikuje menšiu pohyblivosť a väčšiu chemickú afinitu Co – Si párov.

Metódou MAE-spektroskopie bol vyšetrený vplyv žihania pri  $T_A = 683$  K na správanie sa oboch typov MR. MAE spektrum žihanej vzorky sa znova skladá z dvoch vrcholov lokalizovaných pri 442 K s intenzitou  $\Delta r/r = 8.3\%$  a 576 K s  $\Delta r/r = 5.6\%$  (obrázok 40(c)). Obidva vrcholy redukujú intenzitu relaxácie a sú posunuté k vyšším teplotám, kde sú porovnané so spektrom zakalenej zliatiny. Redukcia intenzity relaxácie a posunutie vrcholov k vyšším teplotám sú typické výsledky podkritického žihania. Prvý vrchol (442 K) súvisí s B – typom MR a druhý vrchol (576 K) súvisí s Si – typom MR. Po žíhaní vrchol Co - Si je posunutý k vyšším teplotám o  $\Delta T = 31$  K, čo je

malá zmena oproti posunutiu Co – B vrchola  $\Delta T = 59$  K. Predexponenciálny faktor Si – typu relaxácie je zmenený po žíhaní o jeden rád na  $\tau_{0,AN}^{(Si)} = 3 \times 10^{-17}$  s v protiklade so zmenou o dva rády B – typu relaxácie, kde predexponenciálny faktor  $\tau_{0,AN}^{(B)} = 2 \times 10^{-15}$  s. Predexponenciálny faktor je štruktúrne citlivá veličina. Zmeny v predexponenciálnych faktoroch môžu byť mierou zmien v najbližších susedstvách obidvoch typov atómových párov po žíhaní. Obidva predexponenciálne faktory sú väčšie po žíhaní, nakoľko štruktúrne konfigurácie sú bližšie ku konfiguráciám v kryštalických materiáloch, kde  $\tau_0$  má zvyčajne hodnotu rádovo  $10^{-13}$  s.

Najpravdepodobnejšie aktivačné energie sú zmenené na hodnoty  $Q_{AN}^{*(B)} = 1.38$  eV a  $Q_{AN}^{*(Si)} = 2.01$  eV (pozri obrázok 40(d)) [24]. Podobné výskumy boli robené aj na amorfnej zliatine  $Fe_{75}Si_{15}B_{10}$  [22].



**Obr. 42.** Závislosť predexponenciálneho faktora od koncentrácie v zakalených zliatinách [25].

Metódou MAE-spektroskopie bolo ukázané [25], že rastúca koncentrácia Cr v zliatine  $Co_{78}Cr_xSi_6B_{14}$  spôsobuje zvýšenie atomárneho neporiadku v zliatine. Svedčí o tom klesajúci predexponenciálny faktor  $\tau_0$  pri náraste  $x = 0 - 8\%$ , čo je spôsobené nárastom relaxačnej entropie  $S$  (obr. 42).

## Záver

V tejto diplomovej práci som v prvej kapitole uviedol tézu: Univerzálnosť magnetizmu, ktorá hovorí, že všetky látky sú magnetické. V tejto kapitole som opísal význam magnetizmu v prírode a pre človeka.

V kapitole “Spintronika” som predstavil túto novú vednú disciplínu. Opísal som spintronické zariadenie – spinový ventil. Popísal som základné kategórie spintronických zariadení. Ďalej som popísal pamäťovú technológiu MRAM, porovnal som ju s ostatnými bežnými pamäťovými systémami. Ďalej som sa venoval spintronickým polovodičom a perspektíve spintroniky.

V kapitole “Magneto-rezonančné zobrazovanie” som predstavil túto vyspelú zobrazovaciu metódu. Popísal som základné fyzikálne princípy, z ktorých vychádza. Popísal som prístroje a ich rozdelenie, výhody a nevýhody jednotlivých typov. V tejto kapitole som popísal aj SQUIDové zobrazovanie, ktoré sa hlavne používa na meranie slabých mozgových magnetických polí. Opísal som princíp práce SQUIDu.

V kapitole “Spektroskopia magnetického oneskorenia” som predstavil túto počítačovú metódu na určovanie termodynamických parametrov feromagnetických zliatin. Táto metóda bola samostatne a nezávisle vyvinutá na KFKL ÚFV UPJŠ. Poskytuje distribúciu aktivačných energií elementárnych procesov magnetickej relaxácie. Pomocou tejto metódy boli identifikované a charakterizované B- a Si- typy magnetickej relaxácie v zliatine  $\text{Co}_{75}\text{Si}_{15}\text{B}_{10}$  a B- typ magnetickej relaxácie v zliatine  $\text{Co}_{75}\text{B}_{25}$ . MR typu B pochádza z preorientácie Co-B atómových párov a MR typu Si pochádza z preorientácie Co-Si atómových párov. V zakalenej  $\text{Co}_{75}\text{Si}_{15}\text{B}_{10}$  zliatine boli pre B- a Si- typy MR nájdené dve najpravdepodobnejšie aktivačné energie. Taktiež v zakalenej  $\text{Co}_{75}\text{B}_{25}$  zliatine bola pre B- typ MR nájdená najpravdepodobnejšia aktivačná energia. Nízokoteplotné žíhanie spôsobuje pokles MAE-maxím a posúva teploty vrcholov magnetického oneskorenia a aktivačných energií MR v oboch zliatinách do vyšších hodnôt.

Výsledky diplomovej práce bude možné použiť na propagáciu fyziky magnetizmu v širokej verejnosti.

## Literatúra

- [1] Pavol Vojtaník: Univerzálnosť magnetizmu, UPJŠ Košice, Jún 2006,  
<http://www.upjs.sk/files/fe12dfd4c226215624298a15f27965c8.ppt>
- [2] Ch. Kittel: Fyzika pevných látok, Československá Akadémia Vied, Praha, str. 500, 1985.
- [3] J.M.D. Coey, J. Magn. Magn. Mater. 226-230, (2001), 2107-2112
- [4] J.D. Livingston: Driving Force, Harvard University Press, Cambridge, 1996
- [5] [http://www.prirodnileciva.cz/1.-uvod-\(magnetismus-jako-podminka-zivota-a-zdravi\)+a288779/](http://www.prirodnileciva.cz/1.-uvod-(magnetismus-jako-podminka-zivota-a-zdravi)+a288779/)
- [6] [http://technik.ihned.cz/1-10015250-11647630-800000\\_detail-7f](http://technik.ihned.cz/1-10015250-11647630-800000_detail-7f)
- [7] <http://en.wikipedia.org/wiki/Spintronics>
- [8] <http://en.wikipedia.org/wiki/MRAM>
- [9] <http://www.tfot.info/content/view/95/59/>
- [10] <http://sk.wikipedia.org/wiki/SRAM>
- [11] <http://sk.wikipedia.org/wiki/DRAM>
- [12] <http://sk.wikipedia.org/wiki/Flash>
- [13] [http://en.wikipedia.org/wiki/Ferroelectric\\_RAM](http://en.wikipedia.org/wiki/Ferroelectric_RAM)
- [14] <http://www.scienceworld.cz/sw.nsf/0/ABF36775AA596864C1256EA100353BCC>
- [15] [http://en.wikipedia.org/wiki/Spin\\_valve](http://en.wikipedia.org/wiki/Spin_valve)
- [16] [http://sk.wikipedia.org/wiki/Magnetick%C3%A1\\_rezonancia](http://sk.wikipedia.org/wiki/Magnetick%C3%A1_rezonancia)
- [17] <http://www.4dneuroimaging.com/WhatIsMEG/What%20Is%20MEG.html>
- [18] [http://www.lanl.gov/quarterly/q\\_spring03/squid\\_text.shtml](http://www.lanl.gov/quarterly/q_spring03/squid_text.shtml)
- [19] [http://www.geocities.com/Tokyo/1158/meg\\_eeg.html](http://www.geocities.com/Tokyo/1158/meg_eeg.html)
- [20] <http://www.brain.umn.edu/research/MEG.htm>
- [21] <http://www.pbs.org/wnet/brain/scanning/meg.html>
- [22] P. Vojtanik, R. Andrejco, Physical Review B, 74, 224427 (2006)
- [23] P. Vojtanik, J. Magn. Magn. Mater. 304, (2006), 159-163.
- [24] R. Andrejco, P. Vojtanik, J. Phys.: Condens. Matter 16, 3745-3760 (2004)
- [25] R. Andrejco, P. Vojtanik, J. Magn. Magn. Mater. 280, (2004), 108-118