

Matej Rákoš

Nahradí objev NMR zobrazovania röntgenové tomografie?

Pokroky matematiky, fyziky a astronomie, Vol. 30 (1985), No. 3, 131--144

Persistent URL: <http://dml.cz/dmlcz/138972>

Terms of use:

© Jednota českých matematiků a fyziků, 1985

Institute of Mathematics of the Academy of Sciences of the Czech Republic provides access to digitized documents strictly for personal use. Each copy of any part of this document must contain these *Terms of use*.



This paper has been digitized, optimized for electronic delivery and stamped with digital signature within the project *DML-CZ: The Czech Digital Mathematics Library* <http://project.dml.cz>

Nahradí objav NMR zobrazovania röntgenovú tomografiu?

Matej Rákoš, Košice

1. Úvod

Keď chceme mať spoľahlivú predstavu o nejakom objekte, jeho štruktúre alebo zmenách a procesoch v ňom, najpresvedčivejšie a najpohodľnejšie ich získame v obrazovej forme. To platí bez ohľadu na to, azda ide o neživý či živý objekt alebo trebárs o ľudské telo. Najvhodnejšie je, keď obraz má tvar priemetov alebo „rezov“. Doteraz boli takéto obrazy získavané hlavne za účtia lúčov X, pomocou ktorých sa získali röntgenové (rtg.) obrazy vzniklé priechodom X-lúčov a neskôr rtg. tomogramy, reprezentujúce akési „rezy“ v istej hĺbke tela. V poslednom čase sa dostala do popredia pozornosti počítačová rtg. tomografia CAT (Computer Assistent Tomography), ktorú dnes už má niekoľko významných lekárskejších pracovišť v ČSSR*). Treba ešte dodať, že podobnú službu pri zobrazovaní štruktúry ľudského tela poskytujú aplikácie ďalších fyzikálnych javov. Je to uplatnenie ultrazvuku, ďalej emisná tomografia, ktorá vytvára obraz na základe rozloženia počtu fotónov alebo pozitronov vyžiarených z rádionuklidu vpraveného do organizmu.

V rokoch 1972 až 1978 sa postupne vyvinula nová metóda zobrazovania, založená na jave NMR (Nuclear Magnetic Resonance), ktorá značí revolúciu v tomografickom zobrazovaní objektov. Keď v r. 1973 Lauterbur [1] publikoval spôsob identifikácie polohy sklenených guľičiek v skúmavke naplnenej vodou a použil metódu NMR, nie veľmi si to všimli odborníci. Keď však prof. Andrew na 20. kongrese medzinárodnej organizácie AMPERE (Atomes et Molecules Par Etudes Radioelectriques) r. 1978 predniesol výsledky NMR zobrazovania malých zvierat a rastlín [2], vznikla horúčkovitá činnosť. Autor tohoto článku sa zúčastnil na uvedenej prednáške a môže svedčiť, že takú návštevu prednášky a takú pozornosť doteraz na prednáškach uvedenej spoločnosti nezaregistroval.

Novú metodiku Lauterbur nazval pôvodne „Zeugmatography“, ale postupne sa objavili názvy Spin Imaging, NMR Tomography, ale najčastejšie sa používa názov NMR Imaging.

Treba ešte dodať, že v zámeroch SAV na 8. päťročnicu, prednesených podpredsedom SAV na 46. valnom zhromaždení členov SAV [9], je uvedený zámer na konštrukciu 2 funkčných vzoriek NMR tomografov. V súčasnej dobe prebiehajú porady o projektovaní tohoto zariadenia.

Sú taktiež informácie, že Ústredný fyzikálny ústav Maďarskej akadémie vied (Köz-

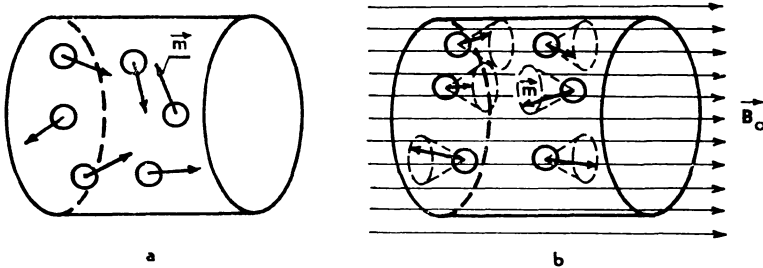
*) Viz V. M. BUCHŠTABER, S.G.GINDIKIN: *Od Cavalieriho principu k tomografu*, PMFA 29 (1984), str 196. (Pozn. red.)

ponti fizikai kutató intézet – KFKI) v Budapešti v spolupráci s najväčšou firmou na zdravotnícke zariadenia „Medicor“ majú podobné plány.

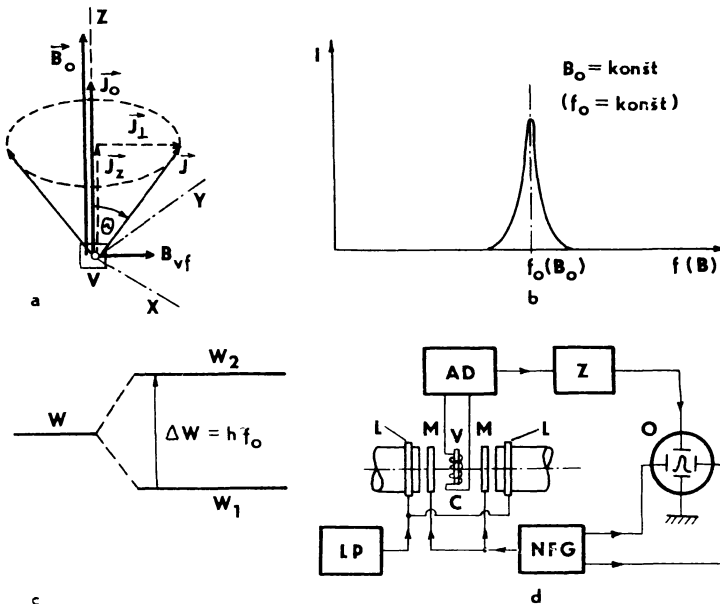
2. Princíp nepretržitej a impulznej prevádzky NMR

Najznámejšia je jadrová magnetická rezonancia s trvalým ožiarením vzorky rádiový-frekvenčným elektromagnetickým poľom, ktorá je základom CW spektrometrie (CW – continuous wave).

Jadro, napr. u atómu vodíka protón, má svoj magnetický moment m . Smery magnetických momentov protónov za neprítomnosti externého magnetického poľa sú štatisticky rozložené, ako vidno na obr. 1a. Aplikáciou vonkajšieho poľa B_0 jadrá, resp. ich magn. momenty budú konať precesiu, vytvárajúc kónickú stopu okolo smeru B_0 (obr. 1b). To sa makroskopicky prejaví ako magnetická polarizácia J_0 (magn. moment



Obr. 1.



Obr. 2.

v objemovej jednotke), majúca smer \mathbf{B}_0 (pozri obr. 2a). Frekvencia, ktorou sa koná precesia jednotlivých magnetických momentov \mathbf{m} (obr. 1b) je Larmorovou frekvenciou f_0 , ktorá je špecifická a pre každý druh jadra iná. Keď kolmo na smer vonkajšieho jednosmerného poľa \mathbf{B}_0 aplikujeme súčasne vysokofrekvenčné pole o indukcii $B_{\text{v.f.}}$, ktorého frekvencia sa rovná Larmorovej frekvencii f_0 , potom jeho vzájomné pôsobenie s J_0 spôsobí vychýlenie vektora magnetizácie do polohy \mathbf{J} pod uhlom Θ . Pritom sa do vzorky absorbuje vysokofrekvenčné pole vtedy, keď je splnená rezonančná podmienka

$$(1) \quad \omega_0 = \gamma \cdot B_0, \quad \text{alebo} \quad f_0 = (\gamma/2\pi) \cdot B_0,$$

kde γ je gyromagnetický pomer jadra. Závislosť intenzity absorpcie I na frekvencii, pri konštantnom poli B_0 vidíme na obr. 2b. Samozrejme splnenie podmienky (1) možno zabezpečiť tiež zmenou poľa B pri konštantnej frekvencii f_0 .

Na popísaný jav jadrovej magnetickej rezonancie môžeme z kvantového hľadiska nahliadať aj takto: Energia vzájomného pôsobenia medzi jednosmerným poľom B_0 a magnetickým momentom jadra $W = -\gamma\hbar \cdot m^* \cdot B_0$ je reprezentovaná hladinou W v obr. 2c. V prípade protónu je magnetické kvantové číslo $m^* = \pm 1/2$ (pretože $I = 1/2$), takže hladina W sa rozštepí na dve podhladiny (pre $B_0 \neq 0$)

$$(2) \quad W_1 = -1/2\gamma\hbar B_0, \quad W_2 = +1/2\gamma\hbar B_0.$$

Keď teraz na vzorku naložíme vysokofrekvenčné pole o frekvencii f_0 , pričom bude splnené

$$(3) \quad \Delta W = W_2 - W_1 = hf_0 = \gamma\hbar B_0,$$

potom časť jadier na nižšej energetickej hladine W_1 pohltí vysokofrekvenčnú energiu a prejde na hladinu W_2 . Nastane teda selektívne absorpcia vysokofrekvenčného žiarenia, ktorá je podstatou NMR.

Jav NMR môžeme vo forme CW prevádzky zrealizovať na zjednodušenom zariadení podľa obr. 2d. Vzorka V je vložená do cievky C s osou kolmou na smer vonkajšieho poľa elektromagnetu. Autodynný detektor AD dodáva do cievky C vysokofrekvenčné pole a súčasne detekuje absorpciu v.f. poľa do jadier vo forme zmien napätia, ktoré sa zosilnia (Z) a zobrazia na osciloskope (O). Pomocou cievok M a nízkofrekvenčného generátora (NFG) sa zabezpečí vodorovné rozmiestanie signálu na obrazovke O a pomocou cievok L a zdroja lineárne narastajúceho prúdu (LP) sa zabezpečí pomalý plynulý prechod cez rezonančné pole B_0 .

Keby sme v istom okamihu vypli v.f. pole $B_{\text{v.f.}}$ (obr. 2a), vektor magnetickej polarizácie \mathbf{J} by sa vracal do svojho rovnovážneho stavu J_0 , pričom jeho priemet J_z do smeru pozdĺž \mathbf{B}_0 , teda do smeru osi Z , by sa menil exponenciálne s časom t podľa

$$(4) \quad J_z = J_0(1 - e^{-t/T_1}),$$

kde časová konštanta T_1 je pozdĺžny (spin-mriežkový) relaxačný čas. Pretože pritom energia v.f. poľa sa odovzdáva mriežke látky, T_1 sa nazýva tiež spin-mriežkovým relaxačným časom. Súčasne pri relaxácii klesá aj priemet vektora magnetizácie do roviny XY J_{\perp} , a to podľa

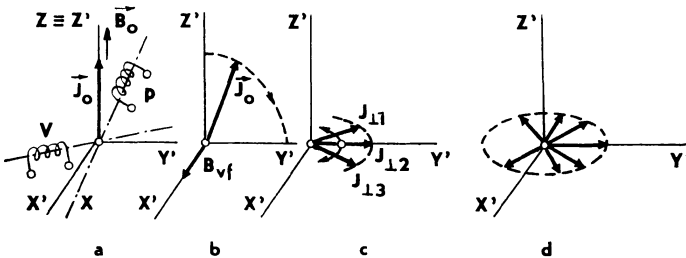
$$(5) \quad J_{\perp} = J_0 \cdot e^{-t/T_2},$$

kde T_2 je priečný relaxačný čas, ktorý charakterizuje odovzdávanie v.f. energie poľa vzájomne medzi jadrami, a preto sa nazýva aj spin-spinovým relaxačným časom.

Je samozrejmé, že pôsobenie polí B_0 , B_{vf} na vektor magnetickej polarizácie a relaxácia, teda odovzdávanie absorbovanej energie z jadier do okolia nastáva súčasne. Pritom uhol Θ vektora \mathbf{J} (obr. 2a) sa zväčšuje dovtedy, kým rezonančná absorpcia a relaxácia sa nedostanú do rovnováhy.

Treba dodať, že pri magnetických indukciách B_0 bežne získateľných (0,1 až 1 T), pri NMR jadier vodíka ($\gamma_I = 0,0267 \cdot 10^{10} \text{ A kg}^{-1} \text{ s}$) je rezonančná podmienka (1) splnená pri frekvenciách $f_0 = 4,3$ až 43 MHz, teda v krátkovlnovom pásme rádiových frekvencií. NMR patrí teda do skupiny javov a metód označovaných ako „rádiospektroskopia“. Totiž rezonančná čiara (obr. 2b) v svojich parametroch (šírka, intenzita, tvar) odráža spôsob interakcie medzi rezonujúcim jadrom (napr. protónom) a jeho okolím. Preto je NMR nedeštruktívnou metódou výskumu štruktúry a procesov v látkach.

Jav magnetickej jadrovej rezonancie však môže prebehnúť nielen pri stálom aplikovaní v.f. poľa, ale aj vtedy, keď sa aplikuje vo forme v.f. impulzov. Pretože pri spracovaní takto vzniklých impulzov využívame Fourierovu transformáciu, takáto metodika sa zvykne označovať ako *FT spektroskopia* (FT = Fourier Transform).



Obr. 3.

Vysvetlenie procesov pri pulznej NMR možno urobiť len tak, že okrem laboratórnej sústavy X, Y, Z zavedieme ešte rotujúcu sústavu $X'Y'Z'$ (obr. 3a), pevne spojenú s precesným pohybom vektora magnetizácie a stotožníme sa s ňou. Tým namiesto precesie s rastom uhla Θ z obr. 2a v sústave XYZ pozorujeme v sústave $X'Y'Z'$ len sklápanie vektora \mathbf{J} bez precesie.

Keď napr. do vysielačnej cievky V (obr. 3a) vyšleme tzv. $\pi/2$ impulz v.f. poľa o trvaní

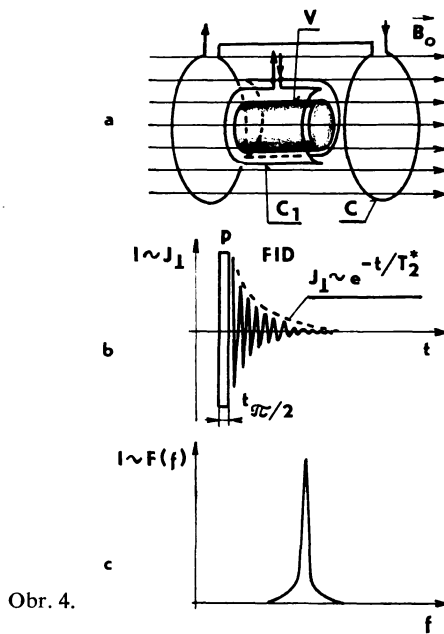
$$(6) \quad t_{\pi/2} = \frac{\pi/2}{\omega_{vf}},$$

kde ω_{vf} je kruhová frekvencia v.f. poľa totožná s Larmorovou frekvenciou z rovnice (1), sklopí sa vektor \mathbf{J}_0 o 90° , teda do osi Y' . Potom v dôsledku návratu \mathbf{J}_0 do pôvodnej polohy (relaxácie) v osi Z' bude jeho kolmá zložka J_{\perp} exponenciálne klesať k nule podľa vzťahu (5). Avšak jednosmerné pole B_0 nie je homogénne, takže Larmorove frekvencie jadier (protónov) sa budú do určitej miery líšiť, v dôsledku čoho sa prejavia po určitej dobe „rozfázovanie“, ktoré urýchli pokles priečnej zložky magnetickej

polarizácie. V sústave $X'Y'Z'$ sa to prejaví tak, akoby sa priečne zložky $J_{11}, J_{12}, J_{13}, \dots$ prislúchajúce oblastiam s rôznym statickým poľom $B_{01}, B_{02}, B_{03}, \dots$ vejarovite roztvárali (obr. 3c, d). Výsledný vektor J_{\perp} teda v dôsledku nehomogenity rýchlejšie klesá k nule, čo v rovnici (5) možno vyznačiť tak, že T_2 sa nahradí hodnotou T_2^* .

Uvedený pohyb vektora magnetickej polarizácie sa v prijímacej cievke (P v obr. 3a) prejaví ako s časom t exponenciálne klesajúci signál I (obr. 4b). Pretože po odznení pulzu $\pi/2$ vektor magnetickej polarizácie koná precesiu voľne, t.j. bez ďalšieho pôsobenia v.f. poľa, nazývame tento proces voľnou precesiou alebo FIDom (Free Induction Decay).

Na obr. 4a je vyznačená praktická situácia pri FT spektroskopii. Jednosmerné pole B_0 je vytvárané Helmholtzovými cievkami C, kým cievka C_1 slúži na aplikáciu v.f. pulzu na vzorku V.



Obr. 4.

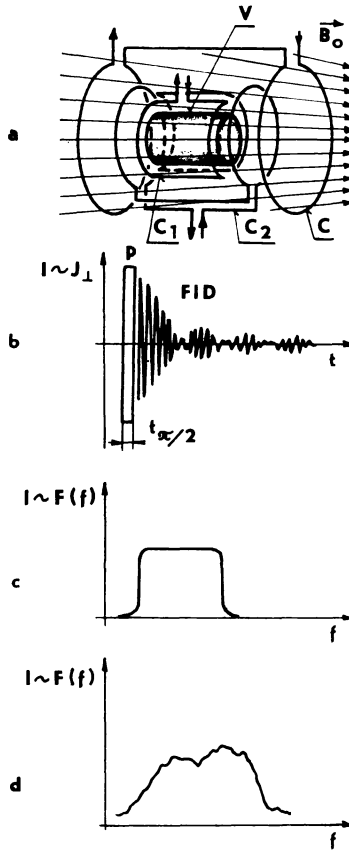
Dá sa ukázať, že signál voľnej precesie (obr. 4b) obsahuje rovnakú informáciu o vzorke ako rezonančné spektrum merané stacionárnou metódou (obr. 2b). Toto spektrum možno zo signálu voľnej precesie, pochádzajúceho od impulznej metódy, získať pomocou *Fourierovej transformácie*. Keď z impulzných metód poznáme $G(t)$ ako časovú odozvu systému jadier, potom pre frekvenčnú závislosť absorpcie $F(f)$ z Fourierovej transformácie plynie

$$(7) \quad F(f) = \int_{-\infty}^{\infty} G(t) \cdot e^{i2\pi f t} \cdot dt.$$

Intenzita absorpčnej čiary ako funkcia frekvencie bude potom úmerná veličine $F(f)$ (obr. 4c).

3. Princíp NMR zobrazovania

V prípade predtým uvedenom podľa obr. 4a bola homogénna vzorka V umiestnená v homogénnom statickom poli B_0 , po $\pi/2$ impulze vznikol FID ako závislosť intenzity signálu na čase (obr. 4b) a z neho Fourierovou transformáciou sme dostali intenzitu signálu I ako funkciu frekvencie, ktorá je obrazom hustoty rezonujúcich jadier (protónov). Keď však aplikujeme na homogénnu vzorku V pomocné magnetické pole pomocou gradientových cievok C_2 napr. tak, že magnetické pole rastie lineárne zľava do-



Obr. 5.

prava (obr. 5a), potom protóny na ľavom konci vzorky budú mať najnižšiu jadernú rezonančnú frekvenciu, ktorá rastie lineárne smerom napravo v závislosti od hodnoty gradientu poľa. Pri istom konštantnom poli bude amplitúda NMR signálu pri jednotlivých frekvenciách úmerná hustote rezonujúcich jadier (protónov) v istom reze vzorkou, a preto spektrum závislosti amplitúdy na frekvencii má v našom jednoduchom prípade tvar priamky rovnobežnej s vodorovnou osou a predstavuje tvar rezu vzorkou (pozri obr. 5c). Pritom obr. 5c vznikol Fourierovou transformáciou závislosti FIDu na obr. 5b. Pretože hodnota B poľa v každom jednotlivom bode vzorky (objektu) závisí na jeho polohe (súradnici), frekvencia jadrovej rezonancie je závislá tiež na súradnici. Pritom

každej súradnici bodu možno prisúdiť istú hodnotu frekvencie a naopak. To je základný princíp, na ktorom spočíva získavanie obrazov pomocou NMR. Keby totiž vzorka bola nehomogénna, intenzita signálu by bola zložitou funkciou frekvencie (obr. 5d).

Aby sme však dostali informáciu zložitejšieho trojrozmerného telesa s nerovnakým rozložením koncentrácie protónov, mali by sa použiť gradienty magnetického poľa vo všetkých smeroch tak, aby hodnoty frekvencie mohli byť prisúdené súradniciam v celom objekte. Jedným takýmto „zložitým objektom“ môže byť napr. ľudská hlava, napr. obr. 5d reprezentuje jeden transversálny rez hlavou. Za pomoci príslušnej elektroniky a počítača sa dajú intenzity, prislúchajúce rôznym protónovým hustotám v rôznych objemových elementoch objektu, previesť na svetlé a tmavé plochy, prípadne v záujme lepšieho odlišenia malých rozdielov na farby. Keď teda chceme odlišiť dva slabé čierne-biele rozdiely, prisúdime im dve silne odlišné farby (žltá-fialová).

Čiernobiele zobrazovanie sa realizuje za pomoci záznamového osciloskopu modulovaného intenzitou NMR signálu. Farebný obraz sa získava realizáciou troch primárnych obrázkov za sebou a ich fotografovaním cez farebné filtre alebo použitím farebného monitora riadeného počítačom.

4. Metódy realizácie NMR zobrazovania

Pôvodný návrh Lauterbura [1] využíval k zobrazovaniu CW spektrometriu vysokého rozlíšenia, ktorá poskytuje informácie o priestorovom rozložení pohyblivých protónov vzorky vo forme úzkych viac či menej intenzívnych píkov rezonančných čiar, kým iné protóny poskytujú široké až najširšie ťažko detekovateľné píky. Iné jadrá než jadrá vodíka pri zobrazení signál neposkytujú.

Pri tejto technike bol na bežné homogénne pole B_0 superponovaný slabý gradient magnetického poľa pozdĺž osi X , teda $G_x = \partial B_0 / \partial x$. Celkove bolo teda na vzorku aplikované nehomogénne pole

$$(8) \quad B(x) = B_0 + G_x x$$

Vo vzorke jestvuje potom jedna rovina, tzv. rovina citlivosti, kde $B(x) = B_0$. Touto plochou možno pohybovať cez vzorku pozdĺž osi X posúvaním páru X -ových gradientových cievok. Súradnici x vo vzorke odpovedá potom poloha x pera na XY zapisovači. Keď pritom je kontinuálne súčasne aplikované v.f. pole splňujúce rezonančnú podmienku (1), potom jav NMR bude obmedzený len na protóny nachádzajúce sa v „rovine citlivosti“. Potom závislosť intenzity signálu ako funkcie súradnice x bude vyjadrovať priemet hustoty rezonujúcich protónov na os X . Celkový obraz o vzorke môže teda byť získaný, keď postupne zapíšeme takéto závislosti za užitia gradientov do smerov osí X , Y , Z a keď potom urobíme rekonštrukčný proces analogický tomu, ktorý sa používa v elektrónovej mikroskopii.

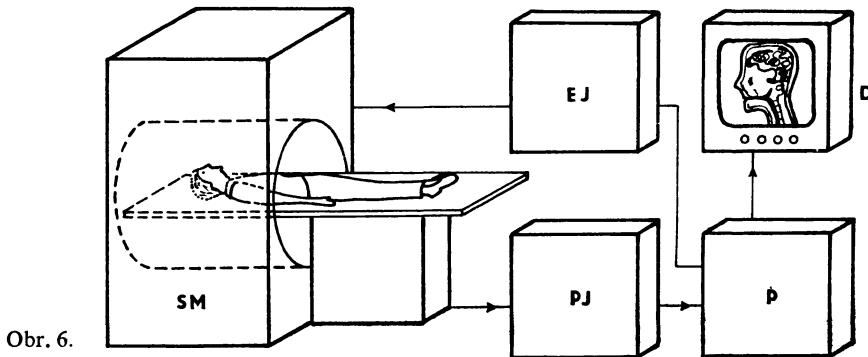
Je samozrejmé, že sa nám ponúka myšlienka súčasného použitia dvoch statických gradientov G_x , G_y . To by však neprinieslo zlepšenie do záznamového procesu, pretože by sa magnetická rezonancia potom realizovala v „rovine citlivosti“ kolmej na súčet vektorov $G_x + G_y$, a nie – ako by sme chceli dúfať – pozdĺž „čiary citlivosti“ v prieseč-

níku dvoch rovín citlivosti (X -ovej a Y -ovej). Takýto výsledok však môžeme dosiahnuť, keď namiesto statických gradientov použijeme časove závislé gradienty.

Pri uvedenom zlepšenom variante NMR zobrazovania aplikujeme pozdĺž osi X gradient magnetického poľa so sinusovou moduláciou o nízkej kruhovej frekvencii ω_{mx} . Výsledné pole

$$(9) \quad B(x, t) = B_0 + G_x \cdot x \cdot \cos(\omega_{mx}t)$$

je ekvivalentné nízkofrekvenčnej modulácii B_0 s modulačným indexom $\beta_x = \gamma \cdot G_x \cdot x / \omega_{mx}$. Jednosmernú zložku rezonancie potom použijeme ako signál na NMR zobrazovanie. Jeho intenzita je úmerná $J_0^2(\beta_x)$, kde J_0 je Besselova funkcia nultého rádu [3].



Obr. 6.

Keď pozdĺž osi Y aplikujeme ďalší gradient poľa so sinusovou moduláciou odlišnej frekvencie ω_{my} , jednosmerný NMR signál bude úmerný súčinu $J_0^2(\beta_x) \cdot J_0^2(\beta_y)$, kde $\beta_y = \gamma \cdot G_y \cdot y / \omega_{my}$. Teraz budú rezonovať protóny nachádzajúce sa v priesečníku dvoch „rovín citlivosti“ (teda $x = 0, y = 0$). Konečne, keď súčasne aplikujeme 3 gradienty poľa pozdĺž troch vzájomne kolmých osí X, Y, Z , rezonancia sa obmedzuje len na malý objem okolo „bodu citlivosti“ ($x = y = z = 0$). Tento bod môžeme pohybovať cez celú vzorku posúvaním troch rovín citlivosti.

Obyčajne sa uvedený pohyb realizuje v rovine XY (alebo v sérii XY rovín) kolmo k os Z a je reprodukováný polohou pera na zapisovači, ktorý je riadený synchronne s „bodom citlivosti“. Pritom zapisujúce pero môže stúpať po výchylku úmernú intenzite signálu v každom zaznamenanom bode, alebo vibrovať vertikálne úmerne intenzite signálu. Tak môžu byť zviditeľnené rôzne rovinné rezy vzorkou za užitia CW jadrovej spektroskopie.

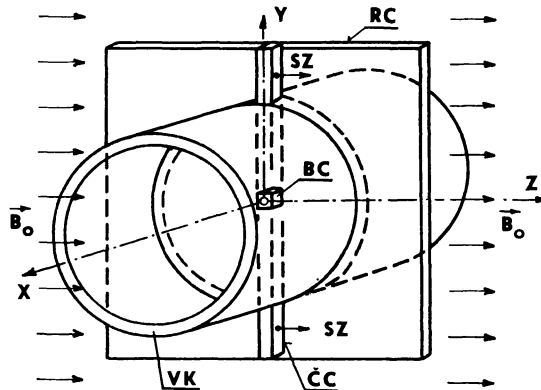
Pri vyššie popísanej CW NMR technike, použitej pre účely zobrazovania, nezískame vždy dostatočne silný signál a zapísané obrazy rezov v zrovnaní s bežnou rtg. technikou sú slabšie čitateľné a menej priekazné. Preto fyzikovia a technici prešli od CW techniky na využívanie FT NMR techniky na zobrazovanie, resp. tomografovanie.

Princíp FT spektroskopie bol vysvetlený v odst. 2. Za účelom získania „bodu citlivosti“ v systéme magnetu SM (obr. 6) používajú modulované gradienty magnetického poľa tak, ako sme uviedli vyššie. Súčasne však na objekt neaplikovali časove nepretržité

v.f. pole, ale $\pi/2$ impulzy, vysielané excitačnou jednotkou EJ. Odozva tohoto impulzu od zobrazovaného objektu je signál FIDu, ktorý prijme prijímacia jednotka PJ a potom počítač (P) prevedie na bežné signály NMR a nakoniec spracuje v čiernobiely alebo farebný obraz na display (D). Je možno uvedený proces končiť trvalým záznamom obrazu v bežnej forme na papier.

Z uvedeného vyplýva dôležitosť dobrého počítačového systému, pretože tento systém realizuje riadenie celého procesu, zhromažďovanie údajov, ich spracovanie a zabezpečenie optimálnej realizácie obrazov.

Konkrétny prípad realizácie systému magnetu, použitý autormi práce [2], je zobrazený na obr. 7. Aparatúra mala cylindrickú vzorkovú komoru VK. Nízko-frekvenčné



Obr. 7.

striedavé magnetické pole pozdĺž osi X určovalo tenkú „rovinu citlivosti“ (RC). Ďalší striedavý gradient pozdĺž osi Z určoval tenkú „čiaru citlivosti“ (ČČ). Statický gradient pozdĺž osi Y určil potom objemové elementy (body citlivosti BC) pozdĺž uvedenej „čiaru citlivosti“ a Fourierova transformácia NMR signálu z každého bodu čiar poskytovala protonovú odozvu, požítu pre zobrazovanie. Smer záznamu je znázornený šipkami SZ.

5. Ďalší rozvoj NMR tomografie

Priemer vzorkovej komory bol v prípade vyššie citovanej aparatúry [2] len 8 cm, použili elektromagnet priemeru pólových nastavcov 38 cm s medzerou 13 cm, pracujúci pri $B_0 = 0,7$ T a majúci výkon 14 kW. Pracovali na frekvencii $\omega_0 = 30$ MHz. Obrázky pozostávali zo 128×128 , neskôr 256×256 elementov. Odvtedy však vývoj pokročil priam skokom. Firmy donedávna vyrábajúce rtg. tomografy sa vrhli na vývoj a výrobu NMR tomografov (Picker, Siemens, Toshiba, Bruker ai.). Predávajú NMR tomografy so supravodivými elektromagnetami a so vstupnými otvormi pre celé telo priemeru 60 cm, aj viacej. Ponúkajú rôzne typy aparatúr s mnohými výhodami a technickými zlepšeniami (napr. pozri [4], [5]).

Treba však konštatovať, že súčasne došlo k ďalšiemu vývoju aj vo fyzike NMR

tomografovania. Špecialisti tohoto odboru zistili, že na dosahovanie dobrého kontrastu v obraze možno využiť okrem hustoty rezonujúcich jadier aj ďalšie parametry NMR. Povaha materiálu tuhej alebo kvapalnej konzistencie má značný vplyv na intenzitu NMR signálu. Tkanivo napr. ľudského tela je heterogénne na úrovni molekulárnej, bunecnej i makroskopickej. Na účely približného popisu však môžeme každému objemovému elementu tkaniva prisúdiť efektívne relaxačné časy T_1 , T_2 – pozri rovnice (4), (5). Zo známych Blochových rovníc vychádza pre priečnu magnetickú polarizáciu v rotujúcej sústave $X'Y'Z'$ (obr. 3) vzťah [6]

$$(10) \quad J_Y = J_0 \sin \alpha [(T_1/T_2 + 1) - \cos \alpha (T_1/T_2 - 1)]^{-1},$$

kde J_0 je rovnovážna magnetická polarizácia a α uhol, o ktorý v.f. impulz pootočí vektor J_0 . Pomer relaxačných časov T_1/T_2 je takto dôležitým parametrom kontrastu pre tkanivá podobnej protónovej hustoty. To sa dá dobre ukázať pre prípad $\pi/2$ impulzov, kedy pre $\alpha = 90^\circ$ rovnica (10) prechádza na tvar

$$(11) \quad J_Y = J_0 \cdot [T_1/T_2 + 1]^{-1}.$$

Pre riedke kvapaliny je $T_1/T_2 \sim 1$, a preto $J_Y \sim J_0/2$. Na druhej strane pre husté kvapaliny a kvazituhé materiály je $T_1/T_2 \gg 1$, takže $J_Y \sim J_0(T_2/T_1) \ll J_0$. Teda pomocou parametrov impulzov, resp. sekvencie impulzov, môžeme u látok odlišujúcich sa *relaxačnými časmi ovplyvniť kontrasty v obraze* i vtedy, keď majú ináč rovnakú hustotu protónov. To umožňuje teda rozlíšiť v NMR tomograme to isté tkanivo zdravé a choré (napr. rakovinové).

Ďalším parametrom, ovplyvňujúcim NMR tomogram, je *makroskopický pohyb skúmaného objektu* (napr. krvi v žilách). Je totiž už dávno známe, že relatívna intenzita NMR signálu $\Delta I/I$ je priamo úmerná nielen relaxačnému času T_1 , ale aj rýchlosti v kvapaliny, podľa vzťahu [7]

$$(12) \quad \Delta I/I = vT_1/l,$$

kde l je dĺžka cievky produkujúcej v.f. pole do vzorky.

To umožňuje v medicíne rozoznať cievy s poruchami prúdenia krvi, včítane týchto procesov v mozgu a v srdci.

Ďalší pokrok z posledného času spočíva v tom, že po rozpracovaní metód štúdia látok a tkanív obsahujúcich vodikové jadrá (protóny), sa podarilo *využiť pre NMR tomografiu aj rezonanciu ďalších jadier* (najmä ^{19}F , ^{31}P , ^{13}C , ^{23}Na , ^{14}N , ^2H), hoci poskytujú signály podstatne slabšie ako jadrá vodíka. Napr. ^{19}F zobrazenie má dôležitosť v súvislosti s fluorovými liečivami a niektorými náhradami krvi, kým ^{31}P je častý prvok v biologických tkanivách.

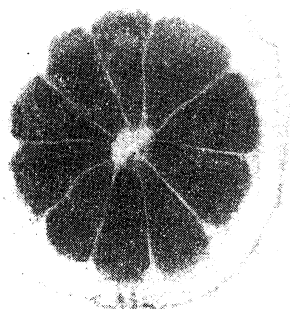
Mnoho úsilia konštruktérov je vynaložené na to, *skrátiť záznamový čas pri NMR tomografii*, ktorý je rádu 1 až 5 minút. Pritom kvalita snímky (rozlíšenie) je lepšia pri dlhšom čase záznamu. Preto je snaha zvýšiť citlivosť zariadenia, teda intenzitu NMR signálu, a tým skrátiť potrebný čas záznamu.

6. Medicínske a iné aplikácie NMR tomografie.

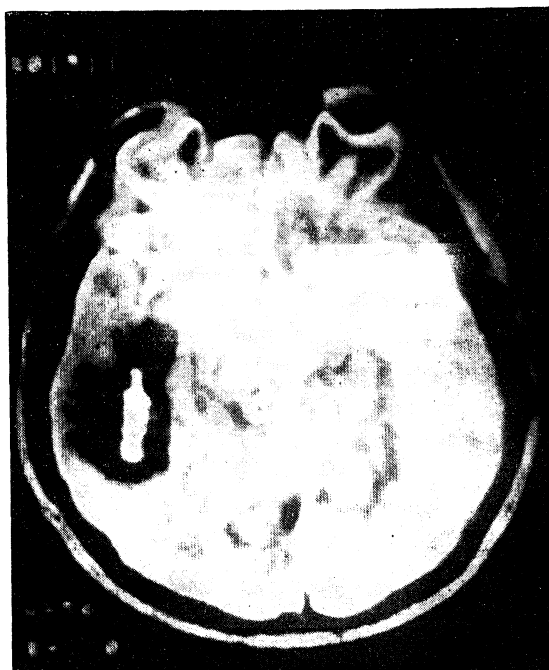
Jestvuje riziko pre pacientov?

V odstavci 5 o ďalšom rozvoji NMR tomografie sme už uviedli niektoré typické prípady aplikácií v medicíne. Nižšie zhrnieme možnosti tejto novej metodiky zobrazovania. V zásade sa nachádzajú v oblasti anatómie, patologickej anatómie, štúdia krvného obehu a jeho zmien, štúdia metabolizmu a pod.

Prvé aplikácie sa týkali ľudskej hlavy a mozgu (r. 1981). Pri použití parametru koncentrácie protónov zobrazili isté štruktúry mozgu, avšak pri použití T_1 a T_2 sa objavil aj kontrast medzi šedou a bielou hmotou mozgu a zaznamenali infarkt mozgu (pozri obr. 9).



Obr. 8.



Obr. 9.

Na princípe vplyvu rýchlosti prietoku krvi na NMR signál boli založené štúdiá porúch prúdenia krvi. Študovali aj infarkt myokardu a rôzne zmeny v anatómii srdca ako aneurysmy (výdute) ľavej komory a aorty, atheromy (sklerotické pláty ciev) a pod. NMR tomografia umožnila štúdium tvorby cyst a tumorov ľadvín, ako aj infarkty pečene. Podarilo sa tiež študovať štítnu žľazu.

V júni 1983 boli v NMR tomografii poprvýkrát použité kontrastné látky pri zvyšovaní kontrastu v obraze. Do tela boli vpravené niektoré neškodné paramagnetické ióny (Mn, niektoré lanthanidy a i.), pričom sa podarilo zobrazit infarktové ložisko myokardu. Stabilné voľné radikály kyslíčnika dusnatého použili k sledovaniu funkcie ľadvín.

Sú také úvahy touto metódou študovať metabolizmus v tkanivách, pričom sú snahy naviazať paramagnetický ión na nejaký vhodný nosič.

V dutine brušnej bol NMR tomografiou napr. objavený absces slinivky brušnej včítane takých podrobností, ako sú plynné bubliny v abscese.

O použití NMR tomografie pomocou iných než vodíkových jadier sme sa už zmienili na konci odst. 5. Treba dodať, že Lauterbur na konferencii „2nd Int. Conf. on Applications of Physics to Medicine and Biology“ v Terste (7.–11. novembra 1983) referoval o výsledkoch štúdia dýchania za pomoci ^{19}F signálov od inertných perfluorizovaných plynov. Na tej istej konferencii Sykora referoval o vplyve rôznych typov sekvencií v.f. pulzov na NMR tomogram. Na konferencii „Pathophysiological Studies by NMR In Vivo Spectroscopy“ v Berkeley (15. 8. 1983) bol celý rad prednášok (Lauterbur, Scott, Wilkie, Shulman) o použití NMR tomografie pomocou jadier ^{31}P , ^{13}C na ľudoch. Jadro ^{31}P bolo použité dokonca na štúdium metabolizmu novorodiat. Sú úvahy aj o využití Na a K rezonancie pre štúdium procesov v membránach buniek.

Rozoznávanie rakovinového tkaniva od zdravého je veľmi častým predmetom NMR tomografického výskumu, pričom využívajú odlišné relaxačné vlastnosti zdravého a chorého tkaniva.

Aplikácie NMR zobrazovania v medicíne za veľmi krátky čas pár rokov boli rozvinuté tak, že sa o nich možno dočítať aj v knižných publikáciách [8].

Iné druhy aplikácií než humánna medicína sú zobrazovania malých živočíchov, vyhotovovanie „rezov“ cez rôzne poľnohospodárske a priemyselné produkty, minerály, biologické preparáty a pod. Niektoré firmy skonštruovali a predávajú na ten účel zvláštne „Mini Imaging“ systémy [4].

Na ilustráciu možností aplikácie uvidíme jeden príklad z ríše rastlinnej a jeden z humánnej medicíny. Na obr. 8 vidíme tomogram nedotknutého citrónu. Silné NMR signály (tmavé plochy) pochádzajú z kvapaliny v segmentoch citrónu, kým od obklopujúcej kože slabšie (svetlá plocha). Vonkajšia olejová vrstva kože poskytuje omnoho silnejší signál než jadrová vnútorná vrstva kože. Prepážkové plochy, deliace segmenty citrónu sú dobre odlišené od dužiny (sú svetlejšie).

Na obr. 9 je koronálny rez ľudskou hlavou. Snímka bola robená za účelom identifikácie mozgovej príhody. Na obr. vľavo v mozgovom temporálnom laloku vidno tmavý flak, ktorý ukazuje infarktové ložisko. Na obrázku vidno detaily rozloženia lalokov mozgu, ostro je mozog oddelený od lebečnej kosti likvorom, vidno likvor v mozgovej komore. Vidno štruktúru očných guľí, atď. Snímka je reprodukciou skreslená, ale v originálnych snímkoch tekutina očí kontrastuje so slabým signálom šošoviek.

Všeobecne mäkké tkanivá, kvapaliny a tuky poskytujú silné signály, tvrdé materiály, ako kostné púzdra a zuby dávajú veľmi slabé signály v zrovnaní so svalmi a šľachami. Pri snímkoch kostí ich kôrovité opúzdrenie poskytuje slabý signál a dáva svetlú vonkajšiu čiaru, kým vnútro kostí (morek a tuk) majú silnejšie signály.

Autori prvých prác s aplikáciami NMR tomografie v humánnej medicíne hovorili nadšene a s úplnou istotou o stopercentnej neškodnosti tohoto nového typu tomografického zázornovania. Je jasné, že kým rtg. je silne ionizujúce žiarenie s vysokým ohrozením zdravia pacienta, NMR tomografia používa elektromagnetické žiarenie rádiových vlnových dĺžok, ktoré nás (o malých intenzitách) aj trvale obklopuje. Avšak

ďalší autori sa už vyjadrovali opatrnejšie a v súčasnej dobe – pre istotu – sa rozbehli výskumy prípadného rizika pre pacienta a okolností, za ktorých môže vzniknúť. *Možné zdroje rizika*, ktoré sa musia dôkladnejšie preskúmať, sú tieto:

a) Nie je jasné, aké nebezpečenie hrozí človekovi za silného statického magnetického poľa rádu 0,5 až 1 T. Zatiaľ neboli nikde hlásené prípady biologického poškodenia, spôsobené vystavením ľudského tela silnému statickému magnetickému poľu. Naopak časť odborníkov súdi, že tkanivo je skôr ovplyvňované slabými dlhotrvajúcimi magnetickými poliami.

b) Treba preskúmať vplyv gradientu poľa, teda monotónne rastúceho alebo klesajúceho poľa. Niet zatiaľ spoľahlivých správ o ich negatívnom pôsobení na telo.

c) Bude nutné preskúmať vplyv nízkofrekvenčne premenlivých polí, ktorými sa modulujú gradienty magnetických polí. Premennivé pole môže spôsobovať indukcie elektrického prúdu do telesných tkanív, ktoré by mohli mať vplyv na srdce a nervový systém. Doteraz zistené prúdy sú značne pod úrovňou tých, ktoré by mohli spôsobovať poruchy.

d) Ďalším vplyvom by mohlo byť ohrievanie telesného tkaniva použitým rádiovým poľom. Intenzívny výskum ukázal [5], že tento vplyv u NMR tomografie je hlboko pod účinkom bežnej krátkovlnnej terapie, a preto ho možno zanedbať. Preskúmať by bolo treba vplyv impulzov v.f. poľa.

Z uvedeného vyplýva, že podľa súčasného stavu vedeckých poznatkov NMR tomografická metóda nepredstavuje riziko pre pacienta ani operátora pri aplikáciách v ľudskej medicíne.

7. Závěry zo zrovnania s inými tomografickými vyšetřovacími metodami

Z toho, čo bolo povedané v predchádzajúcich odstavcoch, vyplýva pri zrovnaní s inými vyšetřovacími metodami:

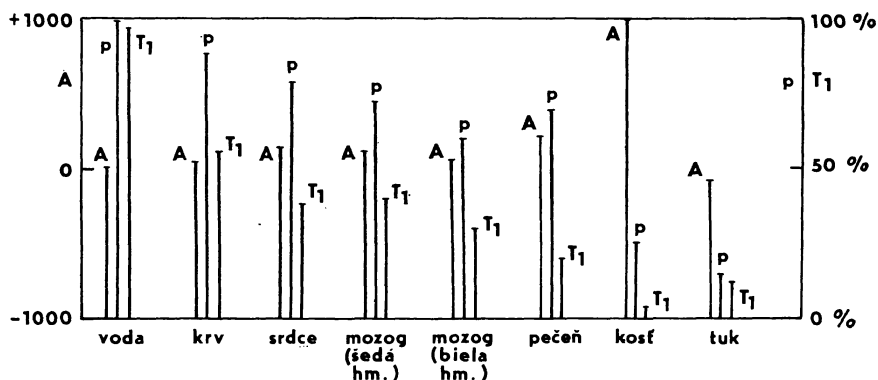
NMR tomografia je relatívne menej riziková než iné, pracujúce s ionizujúcimi žiareniami, najmä s röntgenovým žiarením.

NMR tomografia má možnosť zlepšovať rozlišovaciu schopnosť nastavením na hustotu jadier, alebo ich relaxačné časy T_1 , T_2 , resp. na ich kombináciu. Registruje aj makroskopický pohyb v tkanivách. Dovoľuje získať obrázky z kostných tkanív (aj z ich štruktúry) bez podstatného zoslabenia použitého elektromagnetického žiarenia. Táto metóda popri protónoch môže zobrazovať aj iné jadrá.

Výhodou NMR tomografie je tiež skutočnosť, že môže zabezpečiť „rezy“ v rôznych rovinách bez toho, aby sa s pacientom muselo hýbať, čiste zmenami modulovaných gradientov magnetického poľa. Na zariadení je jedinou mechanicky pohyblivou časťou zariadenia suport na vsúvanie tela do poľa, čo zabezpečuje nízku mechanickú poruchovosť zariadenia. Na druhej strane NMR tomografia potrebuje na záznam dlhší čas než napr. röntgen, čo je zatiaľ istá nevýhoda.

NMR tomografia je založená na celkom inom fyzikálnom princípe než doterajšie tomografie, a preto má svoje výhody zobrazovania, ktoré iné metódy nemajú. Napr. röntgenová tomografia spočíva na röntgenovej absorpcii podľa hustoty a priemerného atómového čísla prvkov v tkanive; emisná tomografia registruje koncentráciu rádionuklidu

a jeho žiarenia v tkanive; ultrazvuk registruje akustickú impedanciu tkaniva; NMR zobrazovanie spočíva na registrovaní koncentrácií rezonujúceho jadra a jeho relaxácie (T_1 , T_2) v danom tkanive, ba aj rýchlosť pohybu kvapalín v ňom.



Obr. 10.

Na obr. 10 je napr. zrovnanie priemerného kontrastu vyvolaného absorpciou rtg. lúčov v tkanivách rôznych ústrojov človeka (A) s kontrastom vyvolaným pri NMR zobrazovaní za pomoci hustoty protónov (p), resp. pozdĺžneho relaxačného času (T_1). Tieto vlastnosti NMR metódy umožnia diagnostikovi rad doteraz nedostupných informácií, ale na druhej strane nesú so sebou problém voľby najvhodnejšieho NMR parametru pre príslušný problém. Riešenie týchto otázok prinesú zaiste výskumy budúcich rokov.

Pokiaľ ide o aplikácie v humánnej medicíne, lekár zvolí metódu k zaznamenaniu určitej patologickej odchýlky podľa toho zo spomínaných parametrov, o ktorom predpokladá, že bude porušený chorobou. To dáva súčasne odpoveď na otázku obsiahnutú v nadpise článku: NMR zobrazovanie nenahradí rtg. tomografiu, ale zaraďuje sa svojimi výhodami do arzenálu ostatných prostriedkov zobrazovania štruktúry a procesov vo vnútri objektov.

Literatúra

- [1] LAUTERBUR, P. C.: Nature 242 (1973) 190; Am. Phys. Soc. 18 (1972) 86.
- [2] ANDREW E. R. et al.: Proc. of the 20th Congress AMPERE, Tallin, 1978. Springer-Verlag, Berlin—Heidelberg—New York, 1979, str. 53—56.
- [3] MARTIN M. L. et al.: *Practical NMR Spectroscopy*. Heyden; London—Philadelphia—Rheine, 1980, str. 420.
- [4] Bruker Report „NMR Tomography“. Karlsruhe, No 1, 1981; No 1, 1983.
- [5] Bruker „Medical Report“. Karlsruhe, No 1, 1983.
- [6] HINSHAW, W. S.: J. Appl. Phys. 47 (1976) 1709.
- [7] ŽERNIVOJ A. I., LATYŠEV G. D.: *JMR v protočnej židkosti*. Atomizdat, Moskva, 1964, str. 3.
- [8] MANSFIELD P., MORRIS P. G.: *NMR Imaging in Biomedicine* (2. diel *Advances in Magn. Resonance*). Academia Press, 1982. Edited by J. S. WAUGH, Massachusetts Inst. of Technology, USA.
- [9] BENDA O.: Správy Slovenskej akadémie vied 19 (1983), 15.