

Czyżby to nowa planeta o tak krótkim okresie obiegu dookoła gwiazdy centralnej? Dla Alexa wyniki były na tyle przekonujące, że opublikował je w 1994 roku. Spotkał się przy tym z krytycznymi uwagami ze strony Scherera z zespołem (1997), według których nieregularności te mogą wynikać z periodycznych zakłóceń spowodowanych przez wiatr słoneczny, a związanych z rotacją Słońca. Niezbędne dodatkowe obserwacje pulsara prowadzone przez Alexa w Arecibo potwierdziły rzeczywistą naturę występujących nieregularności i brak ich związku z zakłóceniami mogącymi pochodzić od Słońca. Efektem była publikacja w 2000 roku gdzie potwierdzono odkrycie trzeciej planety o małej masie, bo jedynie równej dwóm masom Księżyca, obiegającej gwiazdę centralną po orbicie w przeciągu 25 dni. Jest to pewnie najmniejsza planeta odkryta w układzie pozasłonecznym.

Prowadzone w późniejszym czasie badania wskazywały się wskazywać na występowanie dookoła tej gwiazdy jeszcze jednej, czwartej planety o masie zbliżonej do Plutona w odległości około 2,4 jednost-

ki astronomicznej od gwiazdy i orbitującej gwiazdę w czasie 4,6 roku. Wyniki te jednak były niepewne i udało się wyjaśnić, że anomalie te można wytłumaczyć zmianami własności samego pulsara.

Następujące po odkryciu Wolszczana poszukiwania planet przy innych gwiazdach neutronowych jak i poszukiwania pozostałości przy nich dysków protoplanetarnych przy pomocy badań w podczerwieni za pomocą teleskopu kosmicznego Spitzera nie przyniosły przekonujących rezultatów. Może to prowadzić do wniosku, że planetarne układy towarzyszące gwiazdom neutronowym nie są tak częste, jak towarzyszące zwykłym gwiazdom. Jednak statystyka w tym zakresie nie posiada wystarczająco reprezentacyjnej próby i zbyt wcześnie jest teraz wyrokować w tej materii.

Artykuł oparto częściowo na publikacji: Alex Wolszczan, Discovery of pulsar planets, *New Astronomy Reviews* 56 (2012) 2–8.

Dr Marek S. Żbik. School of Chemistry, Physics and Mechanical Engineering, Science and Engineering Faculty, Queensland University of Technology, 2 George Street, GPO Box 2434, Brisbane Qld 4001, Australia. E-mail: marek.zbik@uw.edu.pl.

PODSTAWY FIZYCZNE I HISTORIA OBRAZOWANIA METODĄ REZONANSU MAGNETYCZNEGO

Paweł Pęczkowski (Warszawa)

Na przełomie lat sześćdziesiątych i siedemdziesiątych XX wieku Allan Cormack i Godfrey Hounsfield, późniejsi laureaci Nagrody Nobla, stworzyli fizyko-matematyczne podstawy tomografii komputerowej. Kilkadziesiąt lat po wynalezieniu tomografii komputerowej do badań klinicznych wprowadzono niezwykle skuteczną metodę diagnostyczną – rezonans magnetyczny. Podstawy rezonansu magnetycznego opracowali niezależnie od siebie Bloch i Purcell, laureaci Nagrody Nobla w dziedzinie fizyki w 1952 roku. Tomografia komputerowa i technika rezonansu magnetycznego spowodowały przewrót w medycynie, umożliwiły uzyskanie dokładnych obrazów wnętrza ciała ludzkiego.

Fizyczne podstawy obrazowania metodą MR

Zjawisko rezonansu magnetycznego daje się wyjaśnić jedynie na gruncie mechaniki kwantowej. W obrazowaniu metodą jądrowego rezonansu

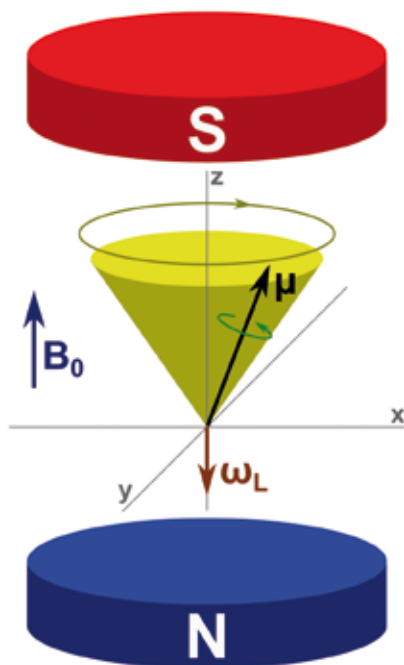
magnetycznego (MR) wykorzystuje się kwantowo-mechaniczne własności magnetyczne jąder atomowych. Aby to wyjaśnić, spróbujmy znaleźć tu analogię klasyczną. Wyobraźmy sobie naładowaną cząstkę krążącą po zamkniętym torze. Cząstka krążąca po zamkniętej orbicie stanowi rodzaj elementarnego magnesu. Ruch takiej cząstki jest równoważny z przepływem prądu elektrycznego. Jednym ze skutków przepływu prądu elektrycznego jest wytworzenie pola magnetycznego. W mechanice kwantowej nie mówimy, że cząstki krążą po ustalonych orbitach lub że wirują wokół jakiejś osi, ale mówimy, że mają pewien moment pędu. Cząstka mająca ładunek elektryczny i moment pędu posiada moment magnetyczny, który oznaczamy symbolem μ .

Jądro atomowe o nieparzystej liczbie protonów i neutronów mają własny wewnętrzny moment pędu zwany spinem jądra. Jądro atomowe mające spin staje się źródłem mikroskopijnego pola magnetycznego. Moment magnetyczny jądra μ jest

proporcjonalny do jego spinu ($\mu = \gamma \cdot s$). Wielkość γ nazywamy stałą magnetyczną jądra. Zwroty poszczególnych momentów magnetycznych są nieuporządkowane. Dopiero w zewnętrznym polu magnetycznym o indukcji magnetycznej B_0 pojawia się uporządkowanie zwrotów momentów magnetycznych. Pod wpływem pola magnetycznego B_0 wektor momentu magnetycznego μ zaczyna wykonywać ruch obrotowy wokół kierunku pola. Ten ruch obrotowy nazywamy precesją Larmora. Częstotliwość precesji Larmora f_L jest równa częstotliwości ruchu wirowego i zależy od wartości indukcji magnetycznej B , zgodnie z wzorem Larmora

$$f_L = \frac{\gamma B}{2\pi}$$

Pole magnetyczne B , którego doświadcza jądro atomowe, jest sumą stałego zewnętrznego pola B_0 i małej poprawki ΔB uwzględniającej niejednorodności pola magnetycznego oraz mikroskopijnych momentów magnetycznych pochodzących od sąsiednich jąder.



Ryc. 1. Precesja magnetycznego momentu jądrowego μ w stacjonarnym układzie współrzędnych.

Ponieważ jądra atomowe starają się znaleźć w stanie równowagi o najmniejszej energii, to istnieje zawsze nadwyżka jąder znajdujących się na niższym poziomie energii. Oznacza to, że w stałym polu magnetycznym każdy element objętości zawierający protony uzyskuje indukowane namagnesowanie. Sumaryczny moment magnetyczny protonów na jednostkę objętości nazywa się magnetyzacją M .

Niewielka nadwyżka protonów na niższym poziomie energetycznym powoduje występowanie zjawiska absorpcji rezonansowej. Stosując krótki impuls zmiennego pola magnetycznego B_1 można zainicjować przejście między poziomami energetycznymi protonu. Jeżeli energia kwantu pola B_1 będzie dokładnie równa różnicy energii między poziomami energetycznymi protonów, to proton – pochłaniając kwant energii – przejdzie na wyższy poziom energetyczny. Jednocześnie zmieni orientację swojego momentu magnetycznego na przeciwny. Zmiana liczby protonów na poziomach energetycznych powoduje zmianę wartości składowej wektora magnetyzacji M . Kiedy liczba protonów na górnym i dolnym poziomie energetycznym wyrówna się, następuje nasycenie i w tym momencie magnetyzacja podłużna znika. Zmienne pole magnetyczne B_1 powoduje odchylenie wektora magnetyzacji o kąt α od kierunku stałego pola magnetycznego B_0 . Po wyłączeniu impulsu następuje powrót do stanu równowagi. Proces tracenia nagromadzonej energii i powrotu do stanu równowagi nazywa się procesem relaksacji podłużnej (T1). Proces relaksacji podłużnej polega na wymianie energii między pobudzonymi jądrami a ich otoczeniem molekularnym, zwanym siecią. Dlatego relaksację podłużną nazywa się też relaksacją spin-sieć. Procesowi relaksacji podłużnej towarzyszy powrót składowej podłużnej M_z do swojej wartości w równowadze (M_R). Czas potrzebny do odtworzenia 63% wartości magnetyzacji równowagowej nazywamy czasem relaksacji poprzecznej. Po wyłączeniu impulsu następuje powrót składowej poprzecznej do swej zerowej wartości w stanie równowagi. Gdyby proces zaniku magnetyzacji poprzecznej był spowodowany wyłącznie oddziaływaniem między spinami jądrowymi, to czas zaniku 63% wartości magnetyzacji poprzecznej byłby równy czasowi relaksacji spin-spin (T2). Jednak efektywny czas relaksacji poprzecznej oznaczany jako $T2^*$, czyli czas, po którym zanika 63% początkowej wartości magnetyzacji poprzecznej, jest krótszy od T2 ze względu na obecność dodatkowej przyczyny, jaką jest niejednorodność pola elektromagnetycznego.

Rezonans magnetyczny jest oparty na własnościach spinu jądra. Jądra pierwiastków, które mają nieparzystą liczbę protonów lub nieparzystą liczbę neutronów np. ^1H , ^3He , ^{13}C , ^{17}O , ^{19}F , ^{23}Na , ^{31}P , mają spin różny od zera. Spiny protonów, wchodzące w skład jąder tych pierwiastków, mają losową orientację. Natomiast gdy umieścimy jądra tych pierwiastków w polu magnetycznym, zostaną one uporządkowane zgodnie z kierunkiem pola magnetycznego.

$$M = \gamma L,$$

gdzie \mathbf{M} - magnetyzacja, \mathbf{L} - moment kątowy.

Pole magnetyczne \mathbf{B}_0 wprowadza moment siły

$$T = \frac{dL}{dt} = \mathbf{M} \times \mathbf{B}_0.$$

Może to być zapisane w postaci równania Blocha

$$\frac{dM}{dt} = M \times \gamma B_0,$$

które mówi, że magnetyzacja wprowadza precesję wokół zastosowanego pola magnetycznego o częstotliwości $\omega_0 = \gamma B_0$ (częstotliwość Larmora).

Tabela 1. Współczynniki γ dla wybranych izotopów.

Izotop	Spin	% występowania izotopu	(MHz/T)	występowanie w ciele ludzkim (%)
^1H	1/2	99,985	42,575	63
^2H	1	0,015	6,53	63
^{13}C	1/2	1,108	10,71	9,4
^{14}N	1	99,63	3,078	1,5
^{15}N	1/2	0,37	4,32	2,5
^{17}O	5/2	0,037	5,77	36
^{19}F	1/2	100	40,08	0
^{20}Na	3/2	100	11,27	0,042
^{31}P	1/2	100	17,25	0,24

Dla wodoru ^1H częstotliwość precesji wynosi:

- 63,8 MHz dla $B_0 = 1,5$ T (Tesla),
- 127,6 MHz dla $B_0 = 3,0$ T (Tesla),
- 300 MHz dla $B_0 = 7,0$ T (Tesla).

Początkowo magnetyzacja jest równoległa do \mathbf{B}_0 , ale potrzebujemy magnetyzacji prostopadłej, żeby był generowany sygnał. Pobudzenie może nastąpić, gdy:

- System spinowy absorbuje energię ΔE odpowiadającą różnicy energii stanów: $\hbar\omega_0 = \hbar\gamma B_0$
- Spiny mają precesję wokół pola magnetycznego – wtedy pole magnetyczne \mathbf{B}_1 musi być w płaszczyźnie prostopadłej do pola magnetycznego \mathbf{B}_0 .

Pobudzenie w MR działa, gdy zastosujemy pole magnetyczne o częstotliwości rezonansowej. W przeciwnym razie nie działa. Pobudzenie zatrzymuje się, gdy magnetyzacja jest całkowicie ustawiona w płaszczyźnie prostopadłej. Potem następuje relaksacja – spiny powracają do stanu ich równowagi. Następują dwa procesy:

- zanik składowej poprzecznej,
- odtworzenie składowej równoległej.

Czasy relaksacji

Równania Blocha opisują ruch magnetyzacji w polu magnetycznym z uwzględnieniem procesów relaksacji.

$$\frac{dM_z}{dt} = \gamma(M \times B)_z + \frac{M_0 - M_z}{T1}$$

$$\frac{dM_x}{dt} = \gamma(M \times B)_x + \frac{M_x}{T2}$$

$$\frac{dM_y}{dt} = \gamma(M \times B)_y + \frac{M_y}{T2}$$

gdzie

\mathbf{M} – wektor magnetyzacji

\mathbf{B} – wektor indukcji pola magnetycznego

γ – stosunek żyromagnetyczny

$T1$ – czas relaksacji spin-sieć, zwany też czasem relaksacji podłużnej, opisujący zmianę w czasie magnetyzacji w kierunku osi z względem wartości początkowej M_0 .

$T2$ – czas relaksacji spin-spin, zwany też czasem relaksacji poprzecznej, opisujący zanik magnetyzacji w płaszczyźnie XY.

Pierwszy człon równań Blocha opisuje precesję, a drugi człon opisuje relaksację. Równania Blocha znajdują szerokie zastosowanie w badaniach fizycznych opartych na rezonansie magnetycznym. Z równania Blocha wynika, że magnetyzacja podłużna M_z wraca do stanu początkowego M_0 w stałym czasie $T1$ (czas relaksacji $T1$). Magnetyzacja poprzeczna M_{xy} zanika do 0 w stałym czasie $T2$ (czas relaksacji $T2$).

Tabela 1. Typowe czasy relaksacji.

	T1 (ms)	T2 (ms)
Woda destylowana	3000	3000
Płyn mózgowo-rdzeniowy (ang. CSF)	3000	300
Istota szara mózgu	1330	110
Istota biała mózgu	830	80
Tłuszcz	150	35

Tkanka o krótkim czasie relaksacji $T1$ jest jaśniejsza w obrazach $T1$ -zależnych:

tłuszcz > tkanka mózgu,

istota biała mózgu > istota szara mózgu,

istota szara mózgu > płyn mózgowo-rdzeniowy.

Tkanka o krótkim czasie relaksacji $T2$ jest ciemniejsza w obrazach $T2$ -zależnych:

tłuszcz < tkanka mózgu,
 istota biała mózgu < istota szara mózgu,
 istota szara mózgu < płyn mózgowo-rdzeniowy.

Historia obrazowania metodą MR

Zjawisko rezonansu magnetycznego zostało odkryte w 1946 roku niezależnie przez Felixa Blocha i Edwarda Purcella. Felix Bloch (1895–1983) w 1933 roku wyemigrował ze Szwajcarii do Stanów Zjednoczonych, gdzie po zakończeniu II wojny światowej prowadził badania nad magnetycznym rezonansem jądrowym (NMR) i podał tzw. równania Blocha. Edward Mills Purcell (1912–1997) pracował nad jądrowym rezonansem magnetycznym w latach 1945–1946 niezależnie od Blocha. Obaj uczeni otrzymali w 1952 roku wspólnie Nagrodę Nobla w dziedzinie fizyki za rozwinięcie nowych metod w obszarze precyzyjnych magnetycznych metod jądrowych i za odkrycia dokonane przy ich zastosowaniu.



Ryc. 2. Felix Bloch (1895–1983) po lewej, Edward Purcell (1912–1997). Źródło: http://www.nobelprize.org/nobel_prizes/physics/laureates/1952/.

Rezonans magnetyczny początkowo był używany do badania struktury cząsteczkowej (spektroskopia MR) i badania dyfuzji (DWI, ang. *Diffusion Weighted Imaging*). W 1973 roku Paul Lauterbur otrzymał pierwszy obraz MR używając liniowych gradientów. W latach 70. XX wieku MR był używany do celów naukowych, a od lat 80. również w praktyce klinicznej. Szybki rozwój techniki MR nastąpił w latach 90. XX wieku.

Raymond Vahan Damadian (ur. 1936) zaproponował użycie MR jako skanera ciała żywego organizmu. W 1971 roku ogłosił w czasopiśmie *Science*, że można odróżnić prawidłowe tkanki i guzy w żywych organizmach za pomocą MR, ponieważ różnice czasów relaksacji między tymi tkankami są znacznie większe niż różnice uzyskane w badaniach za pomocą promieni rentgenowskich. W 1977 roku przeprowadził jako pierwszy skanowanie całego ciała ludzkiego w celu rozpoznania nowotworu. Rok później założył firmę FONAR (ang. *Field Focused Nuclear Magnetic*

Resonance), która zajęła się produkcją aparatów MR i w 1980 roku wyprodukowała pierwszy aparat MR, który był stosowany w praktyce klinicznej. Porzucano jednak metodę Damadiana na rzecz metody zaadaptowanej przez Lauterbura i Mansfielda.

Paul Charles Lauterbur (1929–2007), chemik amerykański pracujący w firmie fonograficznej EMI, wprowadził algorytm do zbierania danych z różnych projekcji, uzyskanych przez obrót badanego obiektu wokół osi równoległej do kierunku gradientu pola magnetycznego. Pierwsze przekrojowe zdjęcie (obraz) żywej myszy zostało opublikowane w 1974 roku. Natomiast matematyczne metody rezonansu magnetycznego rozwinął brytyjski fizyk Peter Mansfield (ur. 1933) na Uniwersytecie w Nottingham. Mansfield wraz ze współpracownikami udoskonalił procedurę zbierania danych przez zastosowanie protokołu zwanego Echo-Planar Imaging. Metoda ta pozwoliła zbierać dane dużo szybciej niż wcześniej stosowane metody. To umożliwiło praktyczne zastosowanie rezonansu magnetycznego w badaniach klinicznych.

W 2003 roku Lauterbur i Mansfield otrzymali Nagrodę Nobla w dziedzinie medycyny. Pierwsze zastosowanie rezonansu magnetycznego w Polsce nastąpiło w latach dziewięćdziesiątych ubiegłego stulecia. Pierwsze dwa aparaty MR zainstalowano w Warszawie w 1991 roku: pierwszy w Centralnym Szpitalu Kolejowym o indukcji pola magnetycznego



Ryc. 3. Paul Lauterbur (1929–2007) po lewej, Peter Mansfield (ur. 1933) Źródło: http://www.nobelprize.org/nobel_prizes/medicine/laureates/2003/.

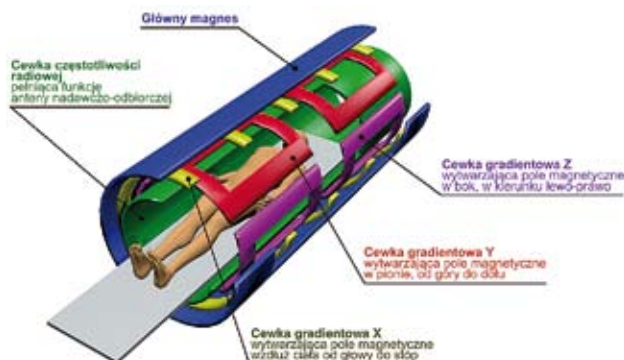
0,5T, a drugi w Instytucie Psychiatrii i Neurologii o indukcji pola magnetycznego 0,38T. Zorganizowano pierwsze wykłady na temat zasad obrazowania MR (prof. dr hab. n. med. Jerzy Zajgner, Łódź) i utworzono Polskie Towarzystwo Rezonansu Magnetycznego w Medycynie (przewodniczący prof. dr hab. n. med. Jerzy Walecki).

Podstawy obrazowania MR

W wykrywaniu sygnału podstawową rolę odgrywają cewki odbiorcze. Są one czułe na obecność

zmiennej składowej magnetyzacji M_x i magnetyzacji M_y . Kiedy magnetyzacja ma tylko stałą składową podłużną, to nie rejestrujemy żadnego sygnału. Za pomocą zmiennego pola magnetycznego odchylamy wektor magnetyzacji od osi OZ i wówczas pojawiają się składowe poprzeczne M_{xy} wirujące z częstotliwością Larmora. Przepuszczając przez cewki nadawcze krótkie impulsy można wytworzyć oscylujące pole magnetyczne B_1 , odchylające magnetyzację np. o 90° . Obracające się wektory magnetyzacji M_{xy} indukują w cewkach siłę elektromotoryczną proporcjonalną do szybkości zmiany strumienia pola przenikającego przez cewkę. Rejestrowany sygnał pochodzi tylko od pobudzonych protonów z danej warstwy i jest on sumą sygnałów wokseli tej warstwy. Za pomocą komputera zostaje obliczona amplituda, jaką wnosi każdy woksel z pobudzonej warstwy. Zatem jasność każdego woksela jest proporcjonalna do warstwy wirującej magnetyzacji poprzecznej M_{xy} w tym wokselu. W celu identyfikacji woksela, z którego pochodzi sygnał, nakłada się na stałe pole magnetyczne B_0 dodatkowe pola gradientowe, tzn. pola zmieniające się liniowo w wyróżnionym kierunku. W obrazowaniu MR stosuje się trzy pola gradientowe: gradient wyboru warstwy G_s , gradient kodujący częstotliwość G_R i gradient kodujący fazę G_E .

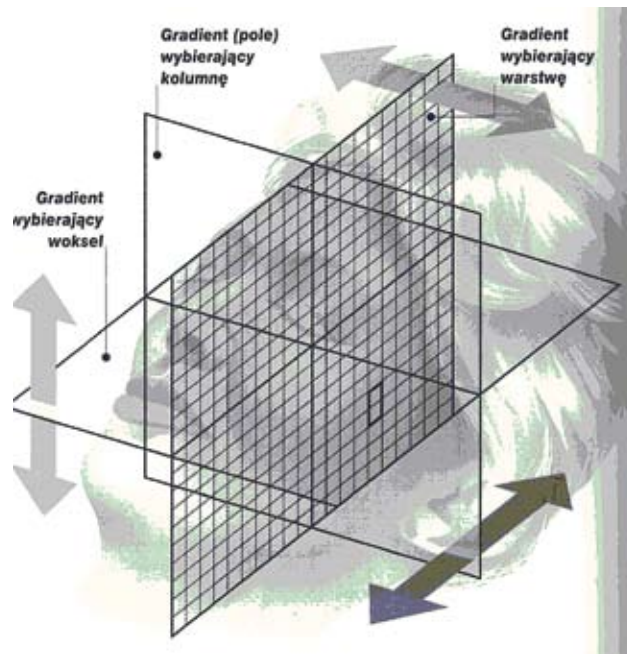
Gradient wyboru warstwy G_s jest stosowany w technice dwuwymiarowej 2D MR w czasie działania impulsów zmiennego pola magnetycznego. Grubość warstwy zależy od szerokości pasma w impulsie. W technice 3D MR nie stosuje się gradientu wyboru warstwy, ponieważ chcemy, żeby impuls był pochłonięty przez całą objętość złożoną z wielu warstw. Gradient kodujący częstotliwość G_R stosuje się podczas odczytu sygnału. Umożliwia on identyfikację kolumny wokseli w warstwie na podstawie częstotliwości odbitego sygnału echa. Przy obrazowaniu warstwami poprzecznymi stosujemy pole gradientowe zmieniające się w kierunku poziomym (wzdłuż osi Ox). Gradient kodujący fazę G_E o różnej wartości



Ryc. 4. Schemat budowy skanera MR. Źródło: na podstawie [M. Wright, M. Patel, *Jak to działa obecnie*, WARBU S.A., Warszawa, 2002].

jest stosowany pomiędzy impulsami. Komputer oblicza amplitudy w woksela po zebraniu kilkuset sygnałów kodowanych z różną wartością gradientu G_E .

Aparatura rezonansu magnetycznego składa się z magnesu, cewek pola gradientowego, nadajnika z cewkami nadawczymi, odbiornika z cewkami odbiorczymi i systemu komputerowego. Proces nadawania i odbioru sygnałów jest stosowany przez impulsowy spektrometr pobudzający, który analizuje też widmo sygnału. Pracą spektrometru steruje niezależny system komputerowy, zwany systemem cza-



Ryc. 5. Schemat działania magnesów gradientowych. Źródło: na podstawie [M. Wright, M. Patel, *Jak to działa obecnie*, WARBU S.A., Warszawa, 2002].

su rzeczywistego. Magnes, np. elektromagnes nadprzewodzący, umożliwia wytworzenie jednorodnego pola magnetycznego o indukcji magnetycznej od 0,3 do 3T. Zwoje elektromagnesu są wykonane ze stopu niobu i tytanu i zamknięte są wewnątrz naczyń wypełnionych ciekłym helem. Ciekły hel ma temperaturę poniżej -269°C . W tej temperaturze stop niobu i tytanu zachowuje się jak nadprzewodnik i może bez oporu przewodzić prąd elektryczny.

Zwoje elektromagnesu znajdują się najdalej od otworu magnesu. Najbliżej otworu znajdują się cewki nadawczo-odbiorcze i cewki pola gradientowego. Ponieważ szybkie przełączanie pól gradientowych generuje prądy wirowe w osłonie elektromagnesu, potrzebne jest jeszcze zainstalowanie cewek korygujących stopień niejednorodności pola, które są umieszczane blisko zwojów elektromagnesu. Zadaniem nadajnika sygnałów jest generowanie sekwencji impulsów zmiennego pola magnetycznego o odpowiedniej mocy i długości trwania. Cewki nadawcze

umożliwiają transmisję pola magnetycznego do badanego obszaru ciała. Cewki odbiorcze umożliwiają detekcję sygnału. Niekiedy te same cewki pełnią rolę nadawczą i odbiorczą. Cewki stosowane w urządzeniach rezonansu magnetycznego dzielimy na:

- cewki objętościowe, wykorzystywane przy badaniu całego ciała lub głowy,
- cewki powierzchniowe, używane do detekcji sygnałów miejscowych,
- wieloelementowe cewki sektorowe, stosowane przy odbiorze sygnałów z większego obszaru ciała, np. przy badaniu tułowia.

Rekonstrukcja obrazu

Współrzędne sygnału odbiornika są przekształcane w postać cyfrową, która stanowi surowe dane wejściowe do procesu rekonstrukcji obrazu w komputerze. W skład komputera wchodzi procesor typu RISC oraz procesor macierzowy, służący do rekonstrukcji



Ryc. 6. Szesnastokanałowa cewka do badania mózgu.



Ryc. 7. Cewka do badania stawu kolanowego.



Ryc. 8. Cewka matrycowa do obrazowania narządów w obszarze klatki piersiowej, jamy brzusznej i miednicy.

obrazu. Niezależny system komputerowy steruje polami gradientowymi, pracą jednostki nadawczo-odbiorczej oraz wzmacniaczami sygnałów. Procesor macierzowy rekonstruuje dwuwymiarową mapę poprzeczną magnetyzacji, stosując dwuwymiarową transformację Fouriera.

Obraz nie powstaje bezpośrednio, lecz zostaje zrekonstruowany na podstawie odpowiednich obliczeń. Wyniki pomiarów są najpierw umieszczane w tzw. przestrzeni K. Przestrzeń K jest to dwuwymiarowa macierz wypełniona danymi o zebranych sygnałach echa. W przestrzeni K są gromadzone sygnały kodowane według częstotliwości (na osi X) i fazy (na osi Y). Obraz diagnostyczny uzyskuje się za pomocą transformaty Fouriera, która przekształca przestrzeń K na funkcję odwzorowującą natężenie sygnału o danej lokalizacji. Trudność polega na tym, w jaki sposób rozpoznać, z którego obszaru w ciele pacjenta pochodzi sygnał. W rezonansie uzyskujemy obrazy tomograficzne – warstwowe. Musimy więc pobudzić tylko tę warstwę, którą chcemy w danej chwili badać. W tym celu stosuje się cewkę elektromagnetyczną, tak zwany gradient, który powoduje, że pole magnetyczne staje się niejednorodne i każda warstwa ma inną częstotliwość precesji Larmora. W ten sposób zostaje pobudzona tylko jedna warstwa. Musimy jeszcze wiedzieć, z jakiego obszaru mierzonej warstwy pochodzi sygnał. W tym celu stosuje się dodatkowe gradienty w dwóch pozostałych wymiarach. Dodatkowe cewki nadają spinom przesunięcie fazy i zmianę częstotliwości. Po zebraniu danych w przestrzeni K przeprowadzamy transformację Fouriera, aby otrzymać obraz. Transformacja Fouriera sygnału polega na dekompozycji tego sygnału na sumę czystych składników (funkcji sinus i cosinus) różniących się częstotliwością i amplitudą. Poprawne wyznaczenie amplitudy składników pozwala odtworzyć oryginalny obraz poprzez zsumowanie wkładów poszczególnych składników. Metoda transformacji Fouriera może być uogólniona z przypadku jednowymiarowego na przypadki dwu

lub trzywymiarowe. Aby odtworzyć obraz, należy zebrać dane i zapisać je w postaci macierzy współczynników Fouriera, np. o wymiarach 256x256. Tylko jeżeli cała tablica (macierz 2D) jest znana, można odtworzyć oryginalny obraz.

Sekwencje

Oznaczmy:

TE – czas, jaki upływa między impulsem a pomiarem,

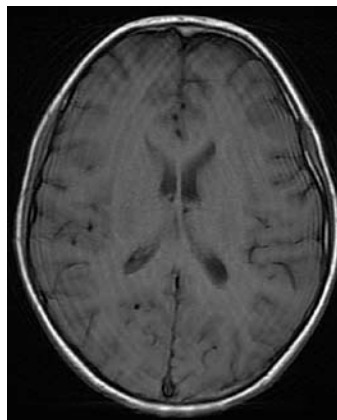
TR – czas, jaki upływa między dwoma kolejnymi impulsami.

W zależności od tego, jak długo czekamy, zanim mierzymy sygnał (TE) i wysyłamy kolejny impuls (TR), otrzymujemy obrazy T1- albo T2-zależne. Jeżeli czekamy krótko (TE – około 20 ms, TR – do 700 ms), to otrzymujemy obraz T1-zależny. Jeżeli czekamy długo (TE – powyżej 60–80 ms, TR – od 2000 ms), to otrzymujemy obraz T2-zależny. Obraz T1-zależny oznacza magnetyzację podłużną (jak szybko relaksują się protony), T2-zależny oznacza magnetyzację poprzeczną (jak szybko zmniejsza się sygnał). W obrazach T1-zależnych tkanki o długim czasie relaksacji T1, np. płyny, są ciemne, zaś tkanki o krótkim czasie relaksacji T1 są jasne. W obrazach T2-zależnych tkanki o długim czasie T2 są jasne. Tkanki o krótkim czasie T2 są ciemne.

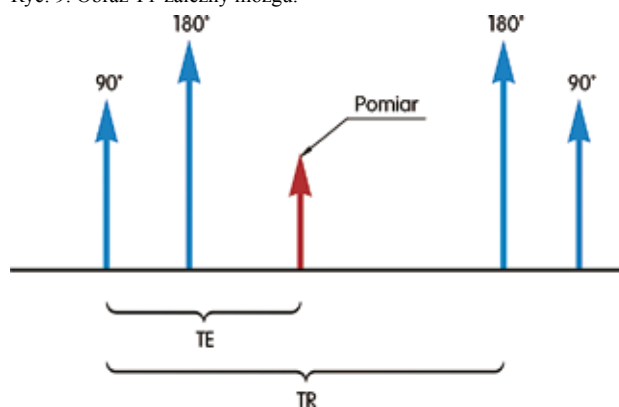
Aby zmierzyć magnetyzację protonów i uzyskać obraz, musimy zmusić je do zmiany kierunku. W tym celu wysyłamy impuls o częstotliwości radiowej, którego zadaniem jest zmiana stanu energetycznego protonów (spinów). Impuls 90° zmienia kierunek magnetyzacji (z magnetyzacji podłużnej na poprzeczną), a impuls 180° odwraca kolejność spinów protonów tak, że szybsze protony znajdują się na dole, a wolniejsze na górze. Stosując różne kolejności impulsów 90° i 180° możemy uzyskać różnego rodzaju sekwencje pomiaru sygnału.

- sekwencja Spin Echo (SE), jest często stosowana do badania układu kostnego i mięśniowego oraz głowy. Uzyskujemy obrazy T1- i T2-zależne, ale T2-zależne wymagają długiego czasu TR i w praktyce uzyskanie ich trwałoby zbyt długo. W sekwencji tej stosujemy impuls pobudzający 90° , impuls odwracający 180° . Po upływie czasu TE następuje pomiar sygnału, po upływie czasu TR zostaje wysłany następny impuls pobudzający.
- sekwencja Fast Spin Echo (FSE) jest podobna do

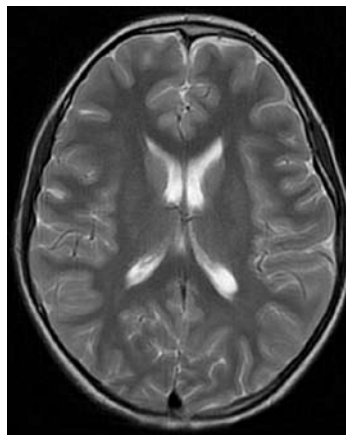
sekwencji Spin Echo (SE), ale w jednym czasie TR zostaje wysłanych kilka impulsów 180° i pomiar sygnału następuje kilka razy.



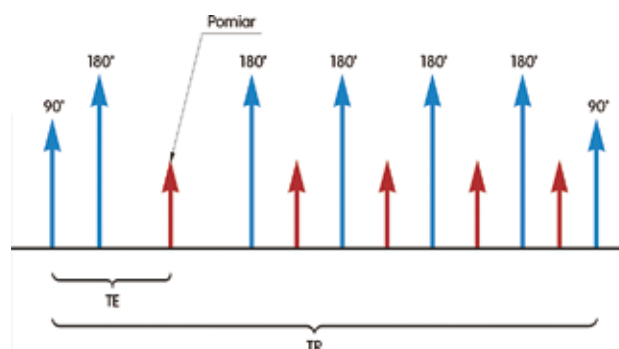
Ryc. 9. Obraz T1-zależny mózgu.



Ryc. 10. Funkcjonowanie sekwencji Spin Echo.

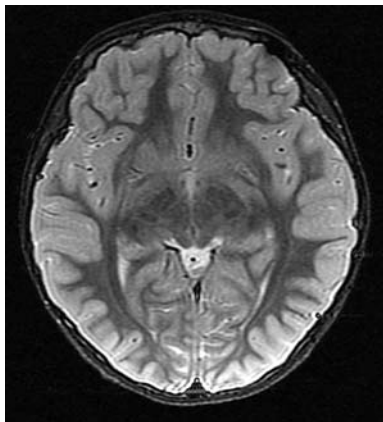


Ryc. 11. Obraz T2-zależny mózgu.

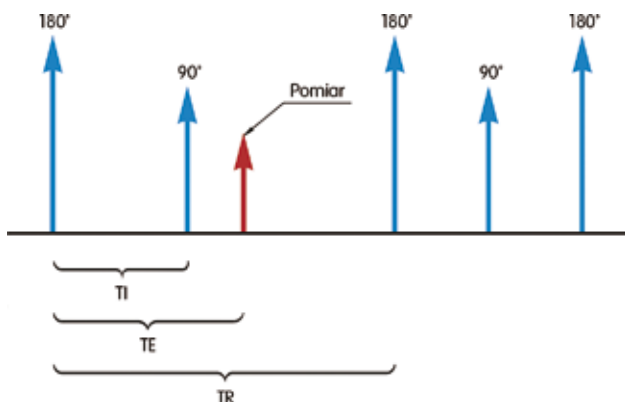


Ryc. 12. Funkcjonowanie sekwencji Fast Spin Echo.

- c) sekwencja STIR (ang. *Short Tau Inversion Recovery*) pozwala wyłączyć sygnał pochodzący z niektórych tkanek. Najpierw wysyłamy impuls 180° odwracający magnetyzację, a po czasie relaksacji T1 wysyłamy impuls 90° . Załóżmy, że chcemy wyłączyć sygnał od tłuszczu, dla którego czas relaksacji T1 w polu magnetycznym 1,5T wynosi 150 ms. Po upływie tego czasu protony tłuszczu posiadają relaksację poprzeczną i jeżeli teraz wyślemy impuls 90° , to magnetyzacja tłuszczu zostanie ponownie odwrócona i po czasie TE tłuszcz nie wysła sygnału w momencie pomiaru. Otrzymamy obrazy, w których tłuszcz będzie ciemny.



Ryc. 13. Obraz mózgu w sekwencji STIR.

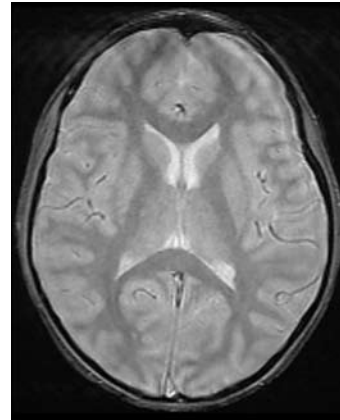


Ryc. 14. Funkcjonowanie sekwencji STIR.

Inną sekwencją prepulsową jest sekwencja FLAIR (ang. *Fluid Attenuated Inversion Recovery*). W tej metodzie pierwszy impuls (tzw. prepuls) jest wysyłany 2000 ms przed właściwym impulsem obrazującym. Pozwala to wyeliminować sygnał z wolnego płynu i zostawić na obrazie jedynie struktury lite.

- d) sekwencja Gradient Echo (GE). W tych sekwencjach nie stosuje się impulsu 180° zmieniającego kierunek spinu protonów, tylko zmienia się kierunek gradientu. Po impulsie

pobudzającym protony zmieniają kierunek spinu i dzięki temu można stosować mniejsze kąty wychylenia spinów protonów. Sekwencje GE są bardziej odporne na artefakty ruchowe. Stosuje się je w badaniach jamy brzusznej, klatki piersiowej i angiografii. W zależności od kąta wychylenia spinów protonów otrzymujemy obrazy T1-zależne (gdy kąt wychylenia wynosi powyżej 50°) lub T2*-zależne (gdy kąt wychylenia wynosi do 50°).



Ryc. 15. Obraz GE/T2*-zależny mózgu.

Obrazowanie dyfuzji (DWI) i tensora dyfuzji (DTI)

Dyfuzja jest procesem polegającym na przemieszczaniu się cząsteczek substancji rozpuszczonej w roztworze, a także przemieszczaniu się cząsteczek samego roztworu. U podstaw zjawiska leży chaotyczny ruch cząsteczek roztworu. Podstawowe prawa rządzące procesem dyfuzji sformułowano w XIX wieku. Dla przestrzeni dwuwymiarowej zachodzi zależność $(r - r_0)^2 = 2D(t - t_0)$, zwana równaniem Einsteina, z której wynika, że średni kwadrat przemieszczenia cząsteczki jest proporcjonalny do kwadratu czasu. Współczynnik proporcjonalności D nazywa się współczynnikiem dyfuzji i jest on wielkością zależną od rodzaju ośrodka. W rozważaniach teoretycznych najczęściej bada się ośrodki izotropowe, to znaczy takie, w których współczynnik dyfuzji nie zależy od położenia i kierunku. Jednak w strukturach biologicznych, w tym w organizmie ludzkim, zazwyczaj mamy do czynienia z ośrodkami anizotropowymi. Wynika to z istnienia błon komórkowych ograniczających swobodną dyfuzję. Współczynnik dyfuzji zmienia się. Przestrzeń zewnątrzkomórkowa charakteryzuje się względną izotropią i wysokim współczynnikiem dyfuzji. Przestrzeń wewnątrzkomórkowa cechuje się anizotropią i mniejszym współczynnikiem dyfuzji.

Historia badania zależności między dyfuzją a sygnałem rejestrowanym w zjawisku magnetycznego

rezonansu jądrowego sięga połowy ubiegłego stulecia. Korzystając z równania Blocha wyprowadzono zależność między osłabieniem rejestrowanego sygnału a czasem dzielącym impuls nadawany RF i maksymalną amplitudą echa przy zastosowaniu stałych gradientów pola magnetycznego. Pierwsze pomiary dyfuzji w ramach obrazowania metodą rezonansu magnetycznego opublikowano w 1984 roku. Zastosowana metoda polegała na wyliczeniu dla każdego piksela ilorazu wartości sygnału dwóch sekwencji różniących się gradientami kodującymi dyfuzję i przeliczeniu uzyskanych wartości zgodnie z równaniem Stejskala-Tannera:

$$\ln[S(2\tau)/S(0)] = -\gamma^2 DG^2 \delta^2 (\Delta - \delta/3),$$

gdzie

$S(2\tau)/S(0)$ – stosunek odzwierciedlający wpływ dyfuzji na amplitudę sygnału mierzoną w czasie echa wynoszącego 2τ w odniesieniu do początkowej amplitudy $S(0)$,

γ – jest stałą żyromagnetyczną,

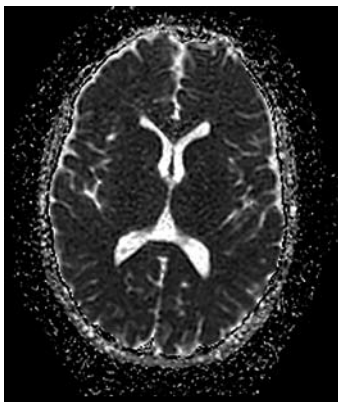
D – jest współczynnikiem dyfuzji,

δ – jest czasem trwania gradientu kodującego dyfuzję,

Δ – jest odstępem między gradientami kodującymi dyfuzję,

G – jest wartością gradientu.

Metodę tę udoskonalili w 1985 roku Le Bihan i Breton. Metoda Le Bihana i Bretona umożliwia pomiar i tworzenie map bezwzględnego współczynnika dyfuzji. Uzupełnienie modelu teoretycznego uwzględniającego tylko dyfuzję o inne zjawiska, mające wpływ na wielkość zmiany sygnału w sekwencji wykorzystującej gradienty kodowania dyfuzji, doprowadziło do sformułowania po-



Ryc. 16. Mapa ADC przedstawiająca rzeczywisty współczynnik dyfuzji.

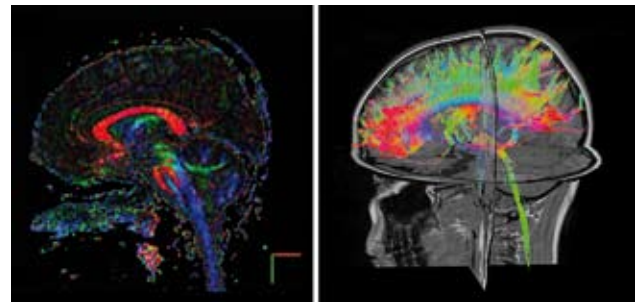
jęcia rzeczywistego współczynnika dyfuzji ADC (ang. *Apparent Diffusion Coefficient*). Przedstawia go

się w postaci map ADC. W obrazach zależnych od dyfuzji – sekwencja DWI (ang. *Diffusion-Weighted Imaging*) obszary o małym współczynniku dyfuzji są przedstawione jako jasne.

W strukturach anizotropowych (czyli zależnych od kierunku), które przeważają w żywych organizmach, do opisanego współczynnika dyfuzji (zależnego od miejsca i kierunku) stosuje się bardziej złożony opis zróżnicowania dyfuzji zamiast pojedynczej wartości skalarnej tensor dyfuzji. Tensor jest w matematyce uogólnieniem pojęcia wektora, jest wielkością, której własności pozostają niezmiennicze niezależnie od wybranego układu współrzędnych. Zastosowanie tensora dyfuzji umożliwia opisanie rozkładu wartości współczynnika dyfuzji z uwzględnieniem kierunku dyfuzji. W celu wyliczenia tensora dyfuzji niezbędne jest dokonanie pomiarów dyfuzji w co najmniej sześciu różnych kierunkach. Otrzymane wyniki zestawia się w postaci macierzy

$$D = \begin{bmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{yx} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{zx} & D_{zy} & D_{zz} \end{bmatrix},$$

gdzie x , y , z odpowiadają kierunkom zewnętrznego pola magnetycznego. Te 9 współczynników opisuje przestrzenne zmiany dyfuzji zależnie od jej kierunku wzdłuż osi D_{xx} , D_{yy} , ..., D_{zz} . Obrazowanie tensora dyfuzji umożliwia generowanie map średniej dyfuzyjności MD (ang. *Mean Diffusivity*), frakcjonowanej anizotropii (ang. *Fractional Anisotropy*) i trójwymiarowej traktografii. Mapy te odzwierciedlają anizotropowe właściwości istoty białej oraz kierunku i ciągłość przebiegu włókien nerwowych. DTI (ang. *Diffusion Tensor Imaging*) jest odmianą obrazowania dyfuzyjnego wykorzystywaną w ocenie uszkodzenia lub przemieszczenia włókien istoty białej przez procesy patologiczne, np. nowotworowe.

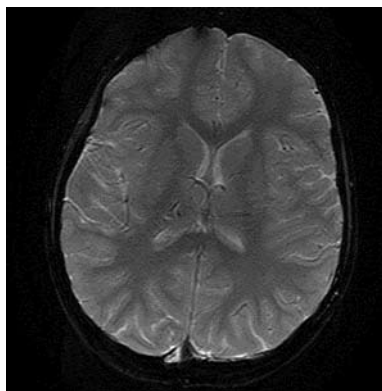


Ryc. 17. Po lewej – badanie tensora dyfuzji (mózg), projekcja strzałkowa. Po prawej – Traktografia MR – projekcja strzałkowa.

Obrazowanie podatności magnetycznej (SWI)

SWI (ang. *Susceptibility-weighted Imaging*) jest rodzajem obrazowania, w który kontrast między poszczególnymi strukturami zależy od podatności

magnetycznej. Mapy generowane na podstawie podatności magnetycznej nazywamy obrazami podatności magnetycznej. Rozkład podatności magnetycznej może być oszacowany na podstawie obrazów T2*-zależnych, wrażliwych na lokalne zaburzenia jednorodności pola spowodowane np. zmianami pokrwotocznymi. Dla tworzenia obrazów SWI wykorzystuje się sekwencje gradientowe z odpowiednio długim czasem TE oraz z kompensacją przepływu.



Ryc. 18. Obraz mózgu w sekwencji SWI.

Angiografia MR

Rezonans magnetyczny umożliwił postęp w badaniach naczyń tętniczych i żylnych. Klasyczna angiografia jest badaniem inwazyjnym, a ewentualne powikłania są związane z podaniem środka cieniującego, możliwością uszkodzenia ścian tętnicy, skurczem naczyniowym, zatorom spowodowanym przez skrzepinę lub fragment blaszki naczyniowej. W angiografii MR naczynia mogą być obrazowane po podaniu środka kontrastowego albo bez niego.

W angiografii MR bez wzmocnienia kontrastowego wykorzystuje się artefakty sygnału związane z przepływem krwi. W metodzie angiografii czasu przelotu TOF (ang. *Time of Flight*) wykorzystuje się



Ryc. 19. Rekonstrukcja 3D angiografii czasu przelotu (TOF).

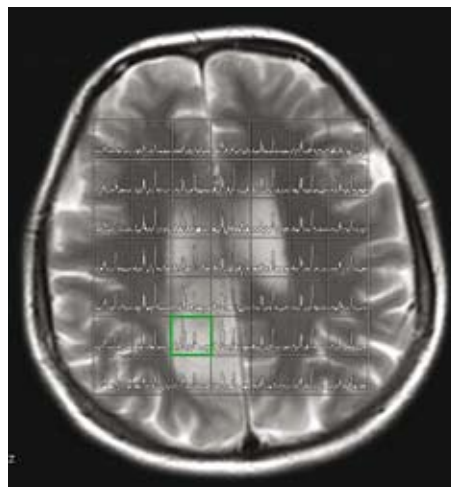
różnice intensywności sygnału między krwią płynącą w badanej warstwie a tkanką stacjonarną. Krew wpływająca lub wypływająca w wybranej warstwie mają inną wartość magnetyzacji podłużnej w stosunku do spinów tkanki stacjonarnej. Dzięki tzw. efektowi napływu, krew wpływająca do badanej warstwy staje się niewidoczna. Krew, która uzyskała impuls pobudzający 90%, opuściła warstwę w trakcie pomiaru, a krew, która wpłynęła do badanej warstwy, nie uzyskała tego impulsu i nie oddaje sygnału. Dzięki temu na obrazach jest ona ciemna. Wpływająca krew, do której nie dotarły impulsy wygaszające sygnał ulega pobudzeniu i w obrazach jest jasna.

Angiografię TOF wykorzystuje się głównie w obrazowaniu naczyń mózgowych. Największą jej zaletą jest łatwość wykonania i zupełnie nieinwazyjny charakter. Do wad można zaliczyć to, że:

- krew w naczyniach przechodzących przez dłuższy odcinek badanej warstwy otrzymuje impuls wygaszający i oddaje mniej sygnału, przez to jest ciemniejsza,
- krew płynąca powoli jest niewidoczna w obrazie,
- świeże zakrzepy mogą oddawać dużo sygnału i w obrazie nie różnić się od krwi, przez co mogą zostać przeoczone.

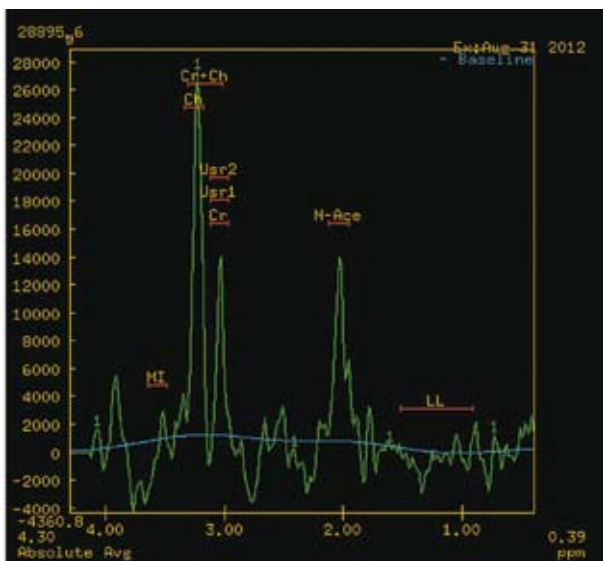
Spektroskopia MR

Spektroskopia rezonansu magnetycznego jest metodą badania związków chemicznych powstających w procesach metabolicznych zachodzących w tkankach żywych organizmów. Zauważono, że częstotliwość rezonansowa danego jądra atomowego jest w zauważalnym stopniu zmieniana przez otaczające je wiązania chemiczne.



Ryc. 20. Przekrój poprzeczny przez mózg z nałożonym badaniem MRS ujawniającym skład metabolitów.

Spektroskopia MR (ang. *Magnetic Resonance Spectroscopy* – MRS) wykorzystuje sygnały pochodzące od związków chemicznych zawierających nuklidy nie tylko ^1H , ale również ^{13}C , ^{15}N , ^{19}F , ^{23}Na i ^{31}P . Wynikiem badania spektroskopowego jest widmo



Ryc. 21. Widmo rezonansowe z wybranego woksela. (ryc. 20) ujawniające skład metabolitów.

rezonansowe. Na uzyskanym widmie można zidentyfikować sygnały pochodzące od wybranych związków chemicznych, tj. choliny, kreatyny, inozytolu, glukozy, N-acetyloasparagianu, alaniny. Spektroskopia rezonansu magnetycznego jest szczególnie przydatna w onkologii do oceny stopnia złośliwości nowotworów, szczególnie guzów mózgu.

Podziękowania

Pragnę wyrazić moją wdzięczność prof. dr hab. n. med. Monice Bekiesińskiej-Figatowskiej za życzliwe zainteresowanie i pożyteczne wskazówki.

■ Dr Paweł Pęczkowski. Zakład Diagnostyki Obrazowej, Instytut Matki i Dziecka w Warszawie. E-mail: pawel.peczkowski@imid.med.pl.

PARK NARODOWY SEMIEN (ETIOPIA)

Krzysztof R. Mazurski (Wrocław)

Etiopia, należąca do najuboższych krajów świata, usytuowana jest generalnie wysoko nad poziomem morza i obejmuje bardzo zróżnicowane krajobrazy. Tu przebiega w poprzek kraju Wielki Rów Wschodnioafrykański, potężne pęknięcie skorupy ziemskiej od Syrii w głąb Afryki, łącznie 6600 km. Wzdłuż niego doszło do licznych wylewów wulkanicznych, pokrywających stary cokół prekambryjski miąższą pokrywą bazaltową z wieloma stożkami. Proces ten, rozpoczęty w młodszym trzeciorzędzie trwa po dziś. Tę geologiczną historię widać po licznych górzystych regionach i urozmaiconym na ogół krajobrazie, szczególnie w części północno-zachodniej, w kierunku granicy z Erytreą i Sudanem Południowym. Tu właśnie wznoszą się góry Semien (z powodu trudności transkrypcji ich nazwy z obowiązującego języka amharskiego do alfabetu łacińskiego spotyka się również zapisy Simen, Siemen i inne). Góry te są jakby wyciosane i wyrzeźbione z olbrzymiej czapy

bazaltowej, stanowiącej prawdopodobnie szczytową część dawnego wulkanu tarczowego, który tu istniał przed 75 mln lat (górną kreda). Od północy i wschodu granicą tego regionu jest kolano jaru rzeki Takkaze. Na dopływach tej rzeki utworzyły się liczne wodospady, świadczące o żywych ruchach wznoszących kiedyś ten skalny masyw. Od zachodu i północno-zachodu wszechobecne są pionowe urwiska o kilkusetmetrowej wysokości. Największy jednak taki klif rozwinął się na północnej rubieży na długości 35 km. Ma on do 1500 m wysokości. Bardziej górzysta jest część północno-zachodnia, przeważnie powyżej 3000 m. Od południowoschodu podcina ją dolina rzeki Jinbar Wenz, za którą teren łagodnie podnosi się do stromych stoków części północno-wschodniej i wschodniej. Najwyższym szczytem jest Ras Daszan (4624 m), czwarty co do wysokości na Czarnym Kontynencie.

W następstwie procesów tektonicznych i erozyjnych wyodrębniły się liczne stoliwa o charakterze