

Tehnoloģijas cilvēka veselībai: magnētiskās rezonances tomogrāfija



Kurts Švarcs

Magnētiskās rezonances tomogrāfija (MRT) ir medicīniska iekšējo orgānu un audu izmeklēšanas metode (par tomogrāfiskajām metodēm sauc metodes, ar kurām var iegūt plānu audu slāņu attēlus). Šī metode pamatojas uz kodolu magnētiskās rezonances (KMR) parādību.

Atšķirībā no KMR spektroskopijas, kurā tiek izmantots pilnīgi homogēns magnētiskais lauks, magnētiskās rezonances tomogrāfijā lieto magnētiskā lauka gradientu. MRT metodē ir svarīgi noskaidrot rezonējošo ūdeņraža kodolu jeb protonu telpisko sadalījumu, jo cilvēka organismā dažādi audi un orgāni satur atšķirīgu ūdeņraža daudzumu.

Kodolu magnētiskā rezonanse

Kodolu magnētisko rezonansi (KMR) šķidrums un cietās vielās 1946. gadā atklāja amerikāņu fiziķi **Fēlikss Blohs** (*Felix Bloch*, 1905–1983) un **Edvards Persels** (*Edward Mills Purcell*, 1912–1997), kuri par savu atklājumu 1956. gadā

saņēma Nobela prēmiju fizikā. Kodolu magnētiskajā rezonansē izmanto Zēmaņa efektu ķīmisko elementu atomu kodolos ar magnētisko momentu (^1H , ^6Li , ^{10}B , ^{11}B ; ^{13}C , ^{15}N ; ^{17}O , ^{31}P , ^{43}Ca u.c.). Ārējā magnētiskā laukā B_0 kodolu magnētiskie momenti orientējas magnētiskā lauka virzienā vai pretēji magnētiskajam laukam: līmeņi sašķēļas (ΔE) un šī

sašķelšanās ir proporcionāla magnētiskā lauka intensitātei B_0 (3. att.). Kodolu magnētiskā rezonanse izmanto spēcīgus magnētiskos laukus ar intensitāti 1 tesla (T) un vairāk (Zemes magnētiskais lauks ir tikai 60 mikrotēslas – 17 000 reizu mazāks!). Sašķeltie līmeņi $\Delta E = h\nu_0$ ($h = 6,626 \times 10^{-34}$ Js ir Planka konstante) var absorbēt elektromagnētiskos viļņus ar rezonanses frekvenci ν_0 . Ūdeņraža atoma kodoliem (protoniem) pie ārējā magnētiskā lauka 1 T rezonanses frekvence $\nu_0 = 42,6$ MHz, kas atbilst 7 metru radioviļņiem. Pie spēcīgākiem magnētiskiem laukiem rezonanses frekvence ir lielāka un viļņu garums mazāks.

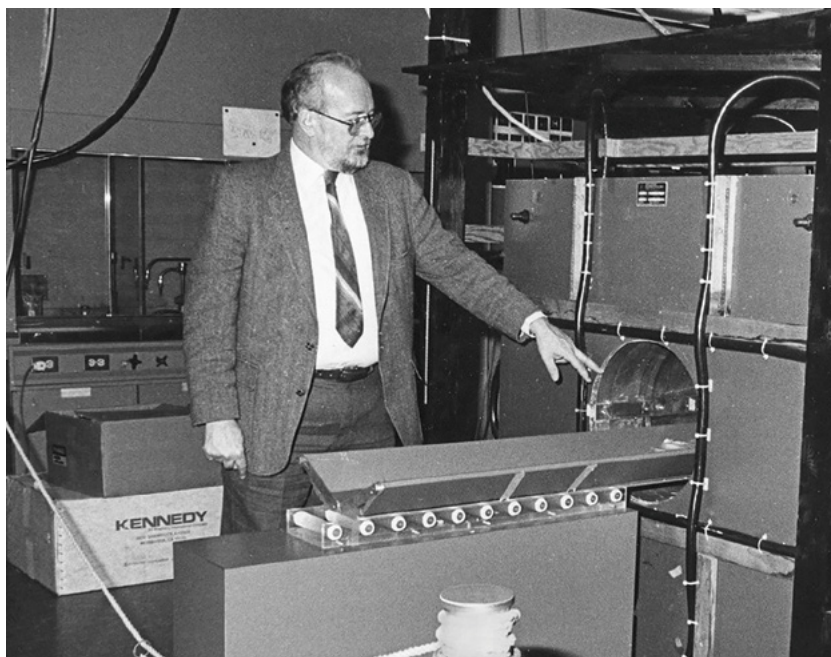
KMR radioviļņu starojums magnētiskā laukā ierosina atomu kodolus (pārejas no α uz β līmeņiem, 3. att.), un pēc radiosignālu izslēgšanas ierosināto kodolu magnētiskie momenti atgriežas līdzsvara stāvoklī – relaksē, ko var novērot pēc radioviļņu starojuma intensitātes. Relaksācijas procesi šķidrums un kristālos saistās ar atomu kodolu mijiedarbību ar apkārtējiem atomiem un atomu kodoliem. Ir zināmi vairāki relaksācijas mehānismi, kurus raksturo atšķirīgs relaksācijas ilgums, ko novēro mērījumos (4. att.). Atomu kodolu rezonanses frekvence ir atkarīga no materiāla mikrostrukturā, un dažādos ķīmiskos savienojumos tā atšķiras. Šīs frekvenču izmaiņas – ķīmiskā nobīde ($\delta\nu_0$) salīdzinājumā ar rezonanses frekvenci (ν_0) – ir nelielas: absolūtās $\Delta\nu_0$ izmaiņas svārstās no dažiem desmitiem līdz dažiem simtiem hercu (5. att.). Ķīmisko nobīdi un relaksācijas procesus izmanto KMR spektroskopijā cietvielu fizikā, ķīmijā un bioloģijā defektu un molekulu struktūras pētījumos. KMR relaksācija ļauj pētīt arī molekulu kustību un ķīmisko reakciju kinētiku. Relaksācija šķidrums un bioloģiskos objektos ir lielā mērā atkarīga no parauga blīvuma un viskozitātes un raksturo orgānu šūnu īpašības, ko izmanto magnētiskās rezonanses tomogrāfijā medicīnā.

Attēlu iegūšana ar magnētisko rezonansi

Magnētiskās rezonanses tehniku attēlu iegūšanai attīstīja amerikāņu ķīmiķis profesors **Pols Loterbūrs** (*Paul Christian Lauterbur*, 1929–2007) un angļu fiziķis **Pīters Mensfilds** (1933–2017). Šie pētījumi, kas tika veikti neatkarīgi viens no otra, vainagojās ar Nobela prēmiju medicīnā 2003. gadā. Savā Nobela lekcijā P. Loterbūrs uzsvēra, ka viņam piešķirtā balva ir kopīgs ķīmiķa un fiziķa pētījumu rezultāts un mūsdienu zinātne kopumā ir starpdisciplināra: "Vēsturiski ķīmija attīstījās no mistiskās alķīmijas, empīriskās metalurģijas, fizikas, mineraloģijas, medicīnas un kulinārijas un pēdējos simt gados mijiedarbībā

ar fiziku un bioloģiju veidoja vairāk vai mazāk vienotu disciplīnu – fizikālo ķīmiju un bioķīmiju. Fizikas attīstībā būtisku ieguldījumu ir devuši atklājumi astronomijā, mehānikā, matemātikā, ķīmijā un citās zinātnēs." [1]

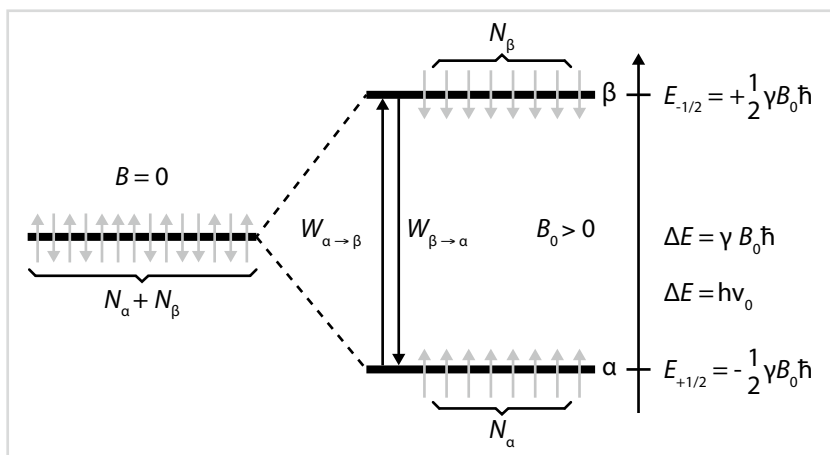
Telpisko koordinātu noteikšanai P. Loterbūrs izmantoja papildu gradienta magnētisko lauku (telpiskai kodēšanai). Viņš arī izstrādāja metodi, ar kuru magnētiskā lauka gradienta rotācija ļāva iegūt objekta attēla telpiskās koordinātas. Pirmo attēlu – divas kivetes ar parastu ūdeni (H_2O), kuras aptver trauks ar smago deitērija ūdeni (D_2O ; smagajam ūdeņradim (D) ir cita rezonanses frekvence!), viņš ieguva jau 1971. gadā un pētījuma rezultātus 1973. gadā publicēja žurnālā *Nature* [3].



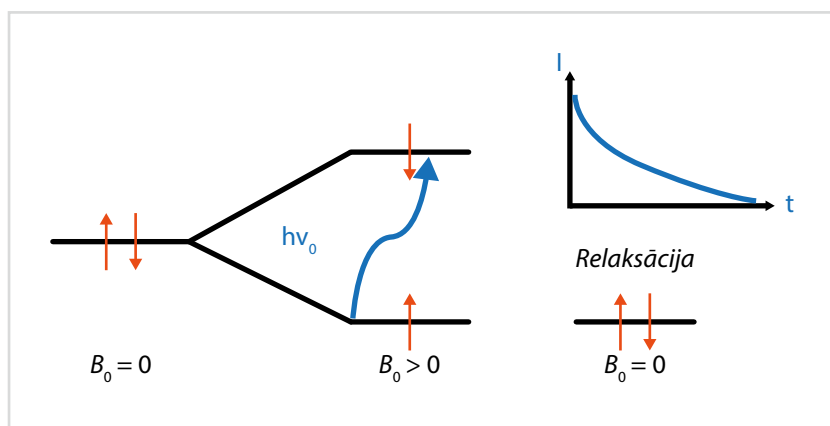
1. attēls. Pols Loterbūrs pie agrinā magnētiskās rezonanses tomogrāfa Stonibrūkas (Stony Brook) Universitātē, Ņujorkā, pagājušā gadsimta astoņdesmito gadu sākumā



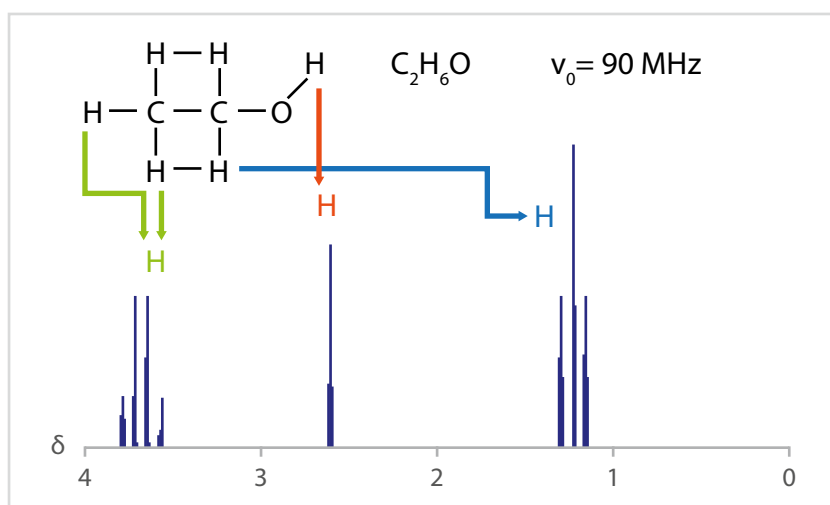
2. attēls. Nozīmīgu ieguldījumu magnētiskās rezonanses tomogrāfijas attīstībā sniedza britu fiziķis Pīters Mensfilds, kurš izstrādāja metodes ātrai magnētiskās rezonanses signālu apstrādei



3. attēls. Kodolu magnētiskā rezonanse (KMR) ir iespējama atomos ar kodola magnētisko momentu. Attēlā ilustrēta KMR ar ūdeņraža atoma kodoliem (protoniem). Magnētiskā laukā (B_0) protona enerģētiskie līmeņi sašķeļas (Zēmaņa efekts) $\Delta E = \gamma h B_0 / 2\pi$ – protona magnētiskie momenti atšķiras pamatstāvoklī un ierosinātā stāvoklī. Rezonances efekts pamatojas uz rezonances starojuma ($\Delta E = h\nu_0$) absorbciju un protona pāreju ierosinātā stāvoklī (radioviļņu starojums ir perpendikulārs magnētiskajam laukam un attēlā nav parādīts). Rezonances frekvence ν_0 ir proporcionāla magnētiskā lauka intensitātei B_0 . Lielums $h = 6,626 \times 10^{-34}$ Js ir Planka konstante, un $\gamma = 5,586$ ir protona giromagnētiskā konstante



4. attēls. KMR relaksācijas laiks ir atkarīgs no ierosināto protonu apkārtnes (materiāla mikrostrukturās), un to izmanto ķīmiskajā analizē un magnētiskās rezonances tomogrāfijā



5. attēls. Ūdeņraža kodola rezonances frekvence etanolā ir atkarīga no atoma pozīcijas molekulā. Frekvences izmaiņas – ķīmiskā nobīde $\delta = \Delta\nu/\nu_0$ ir neliels skaitlis, ko mēra ppm vienībās (angļu val. *parts per million* – daļiņu skaits uz miljoni)

Nozīmīgu ieguldījumu magnētiskās rezonances tomogrāfijas attīstībā sniedza britu fiziķis profesors Pīters Mensfilds. Kopš 1974. gada P. Mensfilds izstrādāja metodes ātrai magnētiskās rezonances signālu apstrādei. 1976. gadā viņš ieguva pirmo cilvēka ķermeņa daļas (paša roku pirkstu) attēlu ar magnētiskās rezonances metodi, skenējot objektu 23 minūtes. 1977. gadā P. Mensfilds ieviesa ļoti ātru magnētiskā lauka gradientu pārslēgšanas metodi ("momentuzņēmuma metode", angļu val. – *echo planar imaging*) [4], kuras pamatā ir atkārtota atbalss signālu reģistrācija. Tādējādi kļuva iespējams iegūt attēlu laikā, kas nepārsniedza vienu sekundi. Pirmo krūškurvja attēlu P. Mensfilds ieguva 1983. gadā [5]. P. Mensfilds arī izveidoja magnētiskā lauka gradienta spoļu ekranizāciju, lai pasargātu pacientus no spēcīgo magnētisko lauku iedarbības.

Pirmie komerciālie kodola magnētiskās rezonances tomogrāfi tika izstrādāti pagājušā gadsimta 80. gados. Kopš 1986. gada medicīnā termina "kodolu magnētiskā rezonanse" vietā lieto apzīmējumu "magnētiskā rezonanse", lai novērstu pacientu radiofobiju – nepamatotas bailes no vārda "kodols", ko parasti saista ar kodolenerģiju un radioaktivitāti.

Magnētiskās rezonances tomogrāfija

Magnētiskās rezonances tomogrāfija (MRT) kļuva iespējama, izmantojot papildu gradienta magnētisko lauku, kas fiksēja objekta telpiskās koordinātas, un ātras skenēšanas metodes. Magnētiskās rezonances tomogrāfs sastāv no:

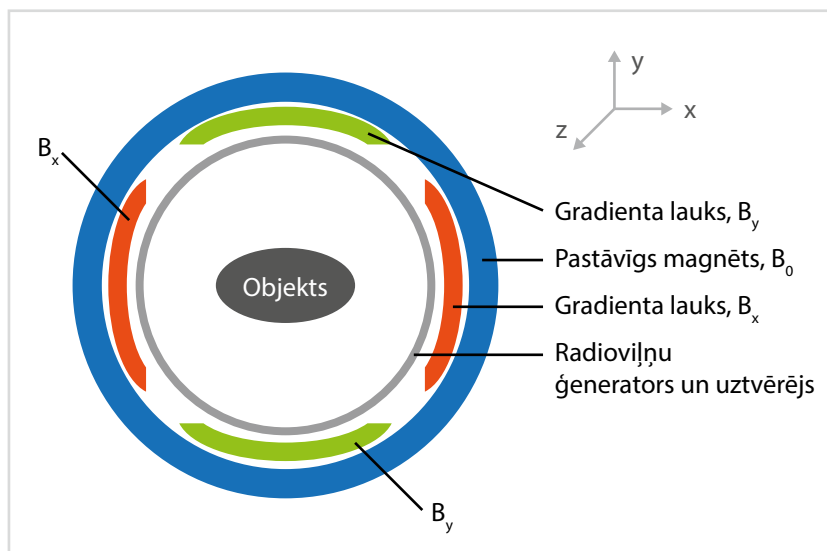
- 1) pastāvīgā magnēta ar homogēnu magnētisko lauku B_0 ar intensitāti no viena līdz trim teslām;
- 2) megahercu radioviļņu iekārtas rezonances frekvences ν_0 ģenerēšanai un uztveršanai;
- 3) gradienta magnētiskiem laukiem (B_x , B_y , B_z) objekta telpisko koordinātu (x , y , z) noteikšanai;
- 4) datorsistēmas mērīšanas procesa vadīšanai un attēla iegūšanai (6. att.).

Medicīniskajā diagnostikā visbiežāk izmanto ūdeņraža atomus cilvēka organisma audos, tai skaitā ūdens molekulās H_2O , olbaltumvielās, taukos, oglehidrātos u.c. Svarīgs faktors ir ūdeņraža atoma kodola (protona) lielais magnētiskais moments, kas nodrošina augstu mērījumu jutību.

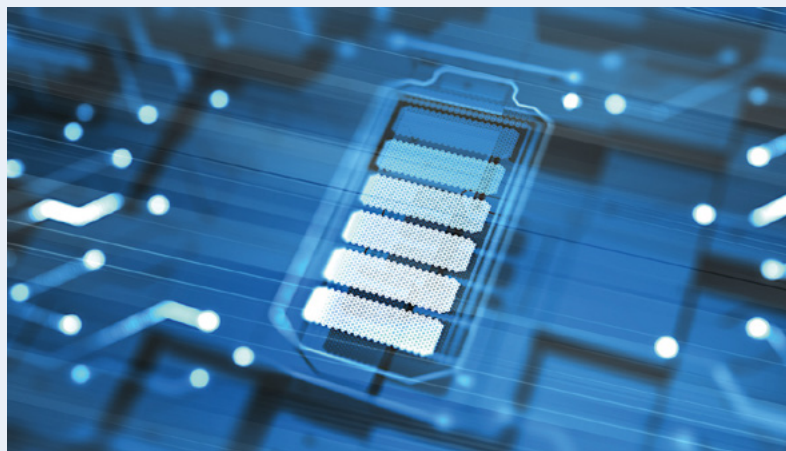
Mērījumi ietver šādus posmus: 1) skenējamais objekts – pacients tiek novietots pastāvīgā magnētiskā laukā; 2) tomogrāfisko attēlu iegūst, skenējot magnētisko lauku gar

izvēlēto orgānu (pārvieta pacientu gar magnētisko lauku). Signālu no katras telpiskās koordinātas iegūst ar impulsa rezonanses radioviļņiem, kuri ierosina ūdeņraža atomus. Pēc signāla pārtraukšanas kodolu radioviļņu starojums samazinās (relaksācija), ko izmanto attēlu ieguvei. Gradients magnētiskais lauks ar datorprogrammas palīdzību veic skenēšanu izvēlēto orgānu šķēluma plaknēs un pēc signālu apstrādes dod telpisko tomogrāfisko attēlu. Atšķirīgie relaksācijas laiki dažādos audos ir vissvarīgākais attēla kontrasta faktors magnētiskās rezonanses tomogrāfijā. Tomogrāfijas signāls ir atkarīgs no organisma audiem un dod iespēju atšķirt veselos audus no slimiem. Gradients magnētiskā lauka impulsi korelē ar radioviļņu impulsiem. Diagnostikas process atkarībā no objekta lieluma (smadzenes, krūškurvis vai viss organisms) aizņem laiku no minūtēm līdz stundai. Magnētiskās rezonanses tomogrāfijā skenēšanas plakni nosaka magnētiskā lauka virziens un to mainīt dažādos virzienos ir vieglāk nekā rentgenstaru tomogrāfijā. Magnētiskās rezonanses tomogrāfiju izmanto skeleta struktūras (starpkriemeņu diski, cīpslas, muskuļi) attēlojumam, asins cirkulācijas traucējumu novērošanai un smadzeņu audzēju vizualizācijai, kā arī arteriālās un venozās asinsvadu sistēmas diagnostikai. MRT impulsa tehnika dod iespēju novērot dinamiskos procesus organismā – noteikt asins plūsmas ātrumu, audu vielmaiņu, galvas smadzeņu darbības aktivitāti. Svarīga priekšrocība ir procedūru nekaitīgums – bez jonizējošās radiācijas, kas tādējādi neierobežo diagnostisko procedūru skaitu.

Īpaša loma MRT ir angiogrāfijā – vēnās un arteriālās asinsvadu sistēmas diagnostikā. Magnētiskās rezonanses angiogrāfijā (MRA) var izmantot dažādas metodes, kuras ir pilnībā neinvazīvas (bez ķirurģiskas iejaukšanās) vai balstītas uz magnētisko rezonansi ar kontrastvielu ievadišanu, kas pastiprina signālu. MRA ļauj novērtēt asinsvadus trīs dimensiju perspektīvā. Būtiska priekšrocība salīdzinājumā ar parasto angiogrāfiju ir tā, ka MRA nav nepieciešama katetru ievadišana asinsvadu sistēmā. MRA datus var aplūkot slāņos atbilstoši tomogrāfiskai izmeklēšanai. MRA lokālā izšķirtspēja ir $0,5 \times 0,5 \times 0,5 \text{ mm}^3 = 0,125 \text{ mm}^3$ (aptuveni 0,1 kubikmilimetrs!). **E&P**



6. attēls. Magnētiskās rezonanses tomogrāfijas shēma: 1) pastāvīgais supravadītspēju magnēts (dzēsēts līdz šķidrā hēlija temperatūrai) ar homogēnu magnētisko lauku B_0 (līdz trim teslām); 2) gradienta magnētiskais lauks (B_x, B_y, B_z), kas nosaka objekta telpiskās koordinātas (x, y, z), B_z ir vērsts perpendikulāri attēla plaknei; 3) radioviļņu ģenerators un uztvērējs rezonanses frekvencei (sk. 3. att.). Gradients magnētiskais lauks ar datorprogrammas palīdzību veic skenēšanu organisma šķēluma plaknēs milisekunžu laikā un rada objekta trīsdimensionālo magnētisko attēlu. Diagnostikas process atkarībā no objekta lieluma (smadzenes, krūšu kurvis vai viss ķermenis) tiek veikts laikposmā no dažām minūtēm līdz stundai



Šā gada pavasarī Notingemas Universitātes pētnieki ziņoja, ka viņu izstrādātā jaunā MRT tehnoloģija, kas primāri paredzēta izmantošanai medicīnas jomā, ir tikusi veiksmīgi integrēta jaunā pētniecības projektā, kas tapis sadarbībā ar Birmingemas Universitāti un paver iespēju attīstīt energoietilpīgas pārlādējamās nātrija jonu baterijas. Zinātniskās izpētes rezultāti publicēti žurnālā *Nature Communications*.

Nātrija jonu baterijas ir potenciāli lētākas un vieglāk ražojamas nekā litija jonu baterijas. To galvenā priekšrocība būtu izejvielu pieejamība – nātrijs ir daudz plašāk pieejams un lētāks nekā litijs. Nātrija jonu akumulatori varētu būt īpaši noderīgi liela apjoma enerģijas uzkrāšanai.

<https://www.nottingham.ac.uk/news/mri-gives-new-insight-into-energy-of-the-future>

<https://www.nature.com/articles/s41467-020-15938-x>

Literatūra

[1] Lauterbur P.C., All Science is interdisciplinary – from magnetic moments to molecules to men, Nobel Lecture, December 8, 2003.

[2] Mansfield P., Snap-shot MRT, Nobel Lecture, December 8, 2003.

[3] Lauterbur P. C., Image Formation by Induced Local Interactions: Examples of

Employing Nuclear Magnetic Resonance, *Nature* 242 (5394), 190–191, 1973.

[4] Mansfield P., Multi-planar imaging formation using NMR spin echoes, *J Physics C Solid*

State Phys. 10, L55–L58, 1977.

[5] Harvey P. R. and Mansfield P., Echo-Volumar Imaging (EVI) at 0.5 T: First Whole-Body Volunteer Studies, *Mag. Res. Med.* 35, 80–88 (1996).