



SUOMI—FINLAND
(FI)

Patentti- ja rekisterihallitus
Patent- och registerstyrelsen

[B] (11) KUULUTUSJULKAISU
UTLÄGGNINGSSKRIFT

67449

C (45) Patentti julkaistiin 11.03.1985
Patentti 511115

(51) Kv.lk.³/Int.Cl.³ G 01 N 24/08

(86) Kv. hakemus — Int. ansökan

(21) Patenttihakemus — Patentansökningsdag 824343

(22) Hakemispäivä — Ansökningsdag 17.12.82

(23) Alkuperäisen — Giltighetsdag 17.12.82

(41) Tullut julkiseksi — Blivit offentlig 18.06.84

(44) Nähtävöisyys ja kuul. julkaisun pvm. —
Ansökan utlagd och utskriften publicerad 30.11.84

(32)(33)(31) Pyydetty etuoikeus — Begärd prioritet

(71) Instrumentarium Oy, Elimäenkatu 22-24, 00510 Helsinki 51,
Suomi-Finland(FI)

(72) Raimo Sepponen, Helsinki, Suomi-Finland(FI)

(74) Leitzinger Oy

(54) Menetelmä kohteen rakenteen ja ominaisuuksien selvittämiseksi -
Förfarande för utredning av objektets struktur och egenskaper

(57) Tiivistelmä

Keksinnön kohteena on menetelmä ydinspin- eli NMR-informaation keräämiseksi ainakin pääasiallisesti homogeeniseen magneettikenttään sijoitetusta kohteesta kuten esimerkiksi ihmiskehosta, jolloin kohteesta virittetään radiotaajuisella, ydinmagnetisaatiota mieluummin 90° poikkeuttavalla magneettikentällä haluttu osa, synnytetään nk. spin-kaiku käyttämällä hyväksi kohdealueen toista viritystä, joka edullisimmin poikkeuttaa ydinmagnetisaatiota 180°, rekisteröidään mainittu spin-kaiku ja toistetaan mainittu viritysssekvenssi. Kohteen yli kytetään ainakin yksi magneettikenttägradientti siten, että mainitun magneettikenttägradientin kesto-aikaa ja/tai amplitudia muutetaan eri toistokertojen välillä siten, että mainitun magneettikenttägradientin mainitun 180°-pulssin jälkeisen arvon aikaintegraalin ja mainittua 180°-pulssia edeltävän arvon aikaintegraalin itseisarvojen erotus saa eri arvon. Näin vältetään bipoläärin virtalähteiden käyttö. Keksintö soveltuu hyvin varsinkin usean eri kuvatasoinformaation keräämiseksi nopeasti kolmiulotteisesta kohteesta.

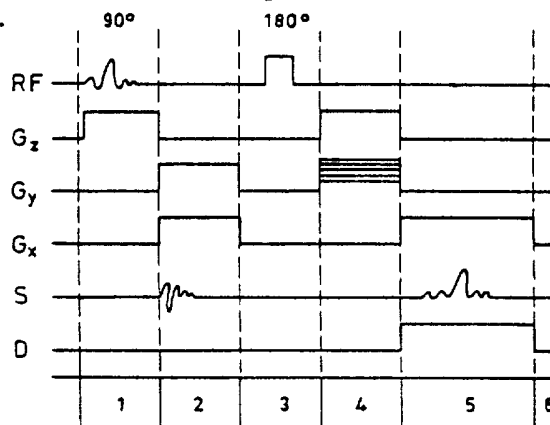


Fig. 2

(57) Sammandrag

Uppfinningen avser ett förfarande för att samla kärnspinn- eller NMR-information från ett objekt, såsom t.ex. en människokropp, som placerats i ett åtminstone huvudsakligen homogent magnetfält, varvid en önskad del av objektet exciteras med det radiofrekventa, kärnmagnetismen helst 90° vridande magnetfältet, alstras s.k. spinneko genom utnyttjande av en andra excitering av objektområdet, vilken fördelaktigast vrider kärnmagnetismen 180° , registreras nämnda spinneko och upprepas nämnda exciteringssekvens. Över objektet kopplas åtminstone en magnetsfältsgradient sålunda, att nämnda magnetfältsgadients varaktighet och/eller amplitud ändras mellan de olika upprepningsgångerna så, att skillnaden mellan tidsintegralen av värdet för nämnda magnetfältsgradient efter nämnda 180° -puls och tidsintegralen av värdet före nämnda 180° -puls, beträffande deras absoluta värden, får olika värde. På detta sätt undvikas användning av bipolära strömkällor. Uppfinningen lämpar sig väl speciellt för hopsamling av information från flera olika bildplan snabbt från ett tredimensionellt objekt.

MENETELMÄ KOHTEN RAKENTEN JA OMINAISUUKSIEN
SELVITTÄMISEKSI - FÖRFARANDE FÖR UTREDNING AV OBJEKTETS
STRUKTUR OCH EGENSKAPER

Keksinnön kohteena on patenttivaatimuksen 1 johdanto-osan mukainen menetelmä NMR-informaation (NMR = Nuclear Magnetic Resonance, ydinmagneettinen resonanssi) keräämiseksi kohdekappaleesta kuten esimerkiksi ihmiskehosta.

5

NMR-informaatiolla tarkoitetaan kohdealueen tutkittavan kohdeytimen tiheysjakautumaa, ytimeen liittyvien relaksaatioaikojen T_1 ja T_2 jakautumista paikallisesti sekä kohdealueessa tapahtuvan tutkittavan ytimen virtauksen

10 paikallista jakautumaa ja määrää.

NMR-menetelmää on käytetty kemiassa lähes ydinmagneettisen resonanssi-ilmiön kokeellisesta havaitsemisesta lähtien (1945). Kemiassa käytetään materian tutkimiseen nk.

15 NMR-spektrometrejä, joiden näytetilavuus on muutamia millilitroja. NMR:n käyttöön lääketieteellisessä diagnostiikassa kannustivat mm. havainnot syöpäkudoksen ja normaalikudoksen relaksaatioaikojen T_1 välisistä eroista.20 NMR- eli ydinspinkuvaus, jolla tarkoitetaan NMR-informaation keräämistä kolmiulotteisesta kohdekappaleesta on kehittynyt vasta 1970-luvulla. Tällä hetkellä tunnettuja ydinspinkuvausmenetelmiä on useita. Seuraavassa on katsaus tunnettuihin menetelmiin, jotka on jaoteltu piste-
25 kartoitus-, viivakartoitus-, tasokuvaus- ja tilavuuskuvausmenetelmiin.

30 Pistekartoitusmenetelmissä on mittausjärjestely suoritettu siten, että kohteen sisälle on kohdistettu lähes pistemäinen tilavuus, jonka sisältävää materiaalia tutkitaan kohteen ulkopuolelta. Pistemäistä aluetta voidaan siirtää kohteessa joko sähköisesti tai mekaanisesti mitauslaitteistoa tai kohdetta siirtämällä. Pistekartoi-

67449

- tusta on kuvattu viitteissä Garroway et al: US.PAT. 4,021,726 ja Damadian: US.PAT. 3,789,839; Damadian et al: Science, Vol. 194 (4272), 24 Dec. 1976 ss. 1430...1432; Damadian: DE-hakemus 2946847; Abe: US.PAT. 3,932,805;
- 5 Crooks et al: US.PAT. 4,318,043. Moore et al: US.PAT. 4,015,196. Pistekartoitusmenetelmät ovat hitaita eikä niiden voi katsoa olevan lääketieteellisesti mielenkiintoisia ellei niiden diagnostista käytettävyyttä lisätä erikoisjärjestelyin. Vrt. esimerkiksi Sepponen:
- 10 FI-hakemus n:o 811733.

- Viivakartoitusmenetelmät ovat pistekartoitusmenetelmiä tehokkaampia, koska kohteen NMR-informaatio kerätään viivamaiselta tilavuusalueelta, jota sähköisesti tai
- 15 mekaanisesti siirretään kohteessa. NMR-informaation jakautuminen viivan alueelle selvitetään suorittamalla signaalinkeruu magneettikenttägradientin ollessa kytkettynä viivan yli ja suorittamalla rekisteröidylle signaalille taajuusanalyysi. Viivakartoitusta on kuvattu viitteissä:
- 20 Moore et al: US.PAT. 4,015,196; Sepponen: FI.PAT. 58868; Garroway et al: US.PAT. 4,021,726; Crooks et al: US.PAT. 4,318,043; Hutchison et al: US. PAT. 4,290,019. Viivakartoitusmenetelmät ovat myös liian hitaita kolmiulotteisen kohteen ydinspinkuvaukseen, mutta niillä saattaa
- 25 olla merkitystä joissain erityissovellutuksissa.

- Tasokuvausmenetelmät muodostavat kohteen viipalemaisesta alueesta kuvan. Viipaleen suunta kohteessa voidaan valita täysin elektronisesti. Viipaleen valinnassa voidaan käyttää nk. selektiivistä viritystä, mikä tarkoittaa sitä,
- 30 että virityksen aikana on kohteen yli kytketty kenttägradientti ja virityspulssin taajuuskaista on rajoitettu moduloimalla virityspulssia sopivasti. Muita tunnettuja tapoja ovat kohteen yli olevan magneettikentän muotoilu
- 35 siten, että kenttä on homogeeninen vain kuvaustasossa ja tämän tason ulkopuolella magneettikenttä muuttuu erittäin nopeasti, tai ajallisesti muuttuvien kenttägradienttien käyttö (Moore et al: US. PAT. 4,015,196).

Lisäksi on tunnettu gradienttien käyttö virittävissä radiotaajuuspulssissa ja tämän pulssin sopiva modulaatio yhdistettynä pulssin amplitudi- ja magneettikenttä-gradientteihin.

5

Tasokuvausmenetelmistä voidaan edelleen kehittää tilavuuskuvausmenetelmiä kolmiulotteisen kuvan muodostamiseksi kohteesta. Eräs menetelmä, joka on kuvattu viitteessä Lauterbur: Nature, vol. 242, March 16, 1973, ss.

- 10 190...191, perustuu kohteesta magneettikenttägradientin avulla otettujen projektoiden käyttöön kohteen sisäisen rakenteen rekonstruoinnissa. Menetelmän hankaluutena on sen vaatima hyvä perusmagneettikentän homogeenisuus, kuvaustuloksen resoluution paikkariippuvuus sekä sig-
- 15 naalin rekisteröinnissä syntyvät vaihe- ja tasovirheet, jotka on jälkikäteen korjattava ohjelmallisesti (Lai et al: J. Phys. E: Sci. Instrum., vol. 14, 1981 ss. 874...879).

- 20 Kohteen kuva voidaan muodostaa myös käyttämällä hyväksi ydinmagneettisen resonanssisignaalin vaiheinformaatiota. Tällaisia yleisesti Fourier-menetelmiksi kutsuttuja menetelmiä on kuvattu viitteissä: Ernst: US. PAT. 4,070,611; Hutchison et al: kansainvälinen patenttihakemus WO 81/
- 25 02788. Vaiheinformaation hyväksikäyttämällä voidaan kuvaamisnopeutta lisätä kuten on esitetty viitteissä: Edelstein et al: GB-hakemus 2 079 463; Mansfield: US. PAT. 4,165,479; Hinshaw: Physics Letters, vol. 48A, No. 2, 3 June 1974 ss. 87...88; Likes: US. PAT. 4,307,343.

30

Tällä hetkellä käytetyimmät ydinspinkuvausmenetelmät perustuvat ydinmagneettisen resonanssisignaalin vaihe- ja taajuusinformaation hyväksikäyttöön. Eräs tunnettu tällainen menetelmä on kuvattu viitteessä Ernst: US. PAT.

35 4,070,611. Tämän tunnetun menetelmän mukaisesti kohdealue viritetään toistuvasti käyttämällä nk. 90° -pulsseja eli pulsseja, jotka kiertävät kohdealueen ytimien magnetisaation 90° pois ulkoisen magneettikentän suunnasta.

67449

Tämän jälkeen kohdealueen yli kytketään peräkkäin magneetikenttägradientteja kahteen tai kolmeen toisiinsa nähden ortogonaaliseen suuntaan. Kohteesta rekisteröintilaitteeseen indusoituva signaali nk. FID (Free Induction Decay)

5 rekisteröidään silloin, kun viimeinen kenttägradientteista (rekisteröintigradienetti) on kytketty. Eri virityskeroilla muutetaan rekisteröintigradienattia edeltävien kenttägradienttien päälläoloaikoja. Täten edeltävät gradienttikentät vaikuttavat rekisteröityvän signaalin

10 vaiheeseen. Rekisteröimällä nyt $N \times N$ kuva-alkion kaksidimensionaalista kuvaa varten N FID-signaalia (vastaa vasti N^2 FID-signaalia kolmidimensionaaliseen kuvaan) ja suorittamalla kaksi- tai kolmidimensionaalinen Fouriermuunnos moduloivien gradienttien voimassoloiakoihin ja

15 rekisteröintiaikoihin nähden saadaan tulokseksi kohteen kaksi- tai kolmidimensionaalinen kuva.

Kuvatun menetelmän suurimpana haittana on peruskentän epähomogeenisuuksien vaikutus rekisteröityvään signaaliin.

20 Koska signaalin rekisteröintihetkeä siirretään virityspulssiin nähden, muuttuu myös kenttäepähomogeenisuuksien moduloiva vaikutus. Syntyneittä virhettä on vaikea kompensoida.

25 Osittainen parannus edellä kuvattuun menetelmään saadaan käyttämällä viitteessä Hutchison et al: WO. 81/02788 kuvattua tapaa synnyttää eräänlainen spinkaiku ja moduloimalla signaalin vaihetta rekisteröintigradienettiin nähden ortogonaalisella gradienttikentällä, joka on kytkettynä vakio-

30 ajan ja jonka amplitudia vaihdellaan virityskertojen kesken. Tämän menetelmän haittana on, ettei kuvattu tapa synnyttää eräänlainen spinkaiku kompensoi kenttäepähomogeenisuuksia, vaan vaiheinformaatioon jää vakiovirhe. Periaatteessa vaiheen vakiovirhe ei vaikuta kuvan laatuun,

35 mutta käytännössä epähomogeenisuus johtaa signaali/kohinasuhteen heikkenemiseen ja tekee mahdottomaksi T_2 -informaation keruun. Lisäksi menetelmän tapa käyttää hyväksi kenttägradientin suunnan vaihtoa spinkaiun synnyttämiseen

vaatii gradienttivirtalähteet, jotka pystyvät ohjaamaan kaksisuuntaista virtaa kaikissa gradienttisuunnissa. Tällaiset bipolääriset virtalähteet ovat monimutkaisia ja suurikokoisia.

5

Edellä kuvatusta menetelmästä on tunnettu myös muunnos, jossa spinkaiku synnytetään käyttämällä 180°-pulssia. Tämän menetelmän etu edelliseen nähden on, että se kompensoi peruskentän epähomogeenisuudet. Kuitenkin viitteessä Edelstein et al: Proceedings of an international symposium on NMR Imaging Winston-Salem, North Carolina, October 1...3, 1981 ss. 139...144 kuvatussa menetelmässä on heikkoutena sen vaatimat bipolääriset gradienttivirtalähteet, joita tarvitaan ainakin yhden kenttägradientin ohjaamiseen.

Edellä kuvattua tapaa synnyttää spinkaiku 180°-pulssin avulla on käytetty hyväksi nopeuttamaan ydinspinsysteemin relaksaatiota. Tämä hakemuksessa Young: European patent application: 55919 kuvattu menetelmä yhdistää 90°, 180° ja toisen 90°-pulssin siten, että jälkimmäinen pulssi palauttaa ydinmagnetisaation lepotilaansa. Johtuen materiaalin sisäisistä relaksaatioprosesseista palautuminen ei ole täydellinen vaan joudutaan kuitenkin odottamaan tietty viive ennen kuin pulssisekvenssi voidaan toistaa. Korostettakoon, että mainitun julkaisun sisältö koskee itse kuvausmenetelmää eikä ydinsysteemin vaihekoodausta. Sinänsä hakemuksessa kuvattu menetelmä ydinsysteemin toimimisen nopeuttamiseksi on tunnettu jo ainakin julkaisusta: Becker, Ferretti, Farrar: J. Am Chem. Soc. Vol. 91, s. 7784 (1969) ja kirjallisuudessa menetelmää kutsutaan nimellä Driven Equilibrium Fourier-Transform (DEFT).

Spinkaiun ominaisuuksia on käytetty hyväksi myös viivakartoitusmenetelmissä kuten on esitetty viitteessä Crooks et al: US.PAT. 4,318,043. Näin kerätty viivakartoituskuva on kuitenkin resoluutioltaan heikko, koska resoluutio riippuu virityspulssien selektiivisyydestä. Signaalin

käsittelyssä ei myöskään käytetä hyväksi signaalin sisältämää vaiheinformaatiota.

Lisäksi on tunnettua esimerkiksi viitteestä Brunner,
5 Ernst: Journal of Magnetic Resonance vol. 33, ss.
83...106 (1979) menetelmä, jossa kuvataan kohteen useita
erillisiä tasoja käyttämällä selektiivistä viritystä
sitien, että peräkkäiset tasot viritetään ensimmäisen
tason relaksaation aikana. Tässä menetelmän suoraviivai-
10 sessa toteutuksessa joudutaan jokaisen tason signaali
rekisteröimään erikseen ja täten gradienttien kytkeytymis-
nopeuden on oltava suuri.

Keksinnön kohteena olevassa menetelmässä käytetään
15 hyväksi nk. spinkaikuilmiötä NMR-informaation keräämi-
seksi mahdollisimman tehokkaasti ja yksinkertaisin lait-
teistoin. Keksinnön tavoitteena on myös luoda menetelmä,
jonka avulla NMR-informaatiota voidaan kerätä ilman kovin
tiukkoja vaatimuksia perusmagneettikentän homogeenisuu-
20 delle. Edelleen keksinnön mukaisen menetelmän tavoitteena
on, että kohdealue voidaan kartoittaa tiettyjen muutosten
löytämiseksi nopeasti ja että tätä informaatiota voidaan
edelleen käyttää muutosalueen tarkemman tutkimuksen koh-
distamiseksi. Edelleen keksinnön tavoitteena on aikaan-
25 saada menetelmä, josta tunnetuissa menetelmissä ilmene-
vät, edellä selostetut puutteet on eliminoitu.

Keksinnön olennaiset tunnusmerkit käyvät ilmi patentti-
vaatimuksesta 1 ja muut keksinnölle ominaiset piirteet
30 alivaatimuksista. Keksinnön mukaista menetelmää sovel-
lettaessa ei bipoläärisiä virtalähteitä tarvita. Täten
menetelmän vaatima mittauslaitteisto on verraten yksin-
kertainen ja tarvittavat gradienttien muutosnopeudet ovat
mahdollisimman alhaiset. Edelleen menetelmästä voidaan
35 edullisesti kehittää nopea kuvantamismenetelmä usean eri
kuvatason keräämiseksi kolmiulotteisesta kohteesta. Täl-
löin voidaan 180°-pulssin ominaisuuksia hyväksikäyttäen

lukea perättäisten tasojen signaalit siten, että signaalit ovat aika-akselilla erotettuna ja täten nopeuttaa kohteen tutkimista ja käyttää alhaisempia gradientin kytkeytymisnopeuksia. Edelleen johtuen siitä, että keksinnön mukainen menetelmä ei vaadi kaksisuuntaisia gradienttikenttiä se on myös potilasturvallisuuden kannalta edullinen, koska magneettikentän muutosnopeudet ovat vain puolet siitä, mitä menetelmissä, joissa gradientin suuntaa joudutaan vaihtamaan. Tällä hetkellä USA:ssa ja Suomessa gradienttikenttien muutosnopeuden maksimiarvoksi suositellaan 3 T/s, josta todennäköisesti tulee kansainvälinen standardi. Teknisesti gradienttikentän pienempi muutosnopeus on edullista myös suprajohdemagneettien yhteydessä magneetin runkoon indusoituvien pienempien pyörrevirtojen vuoksi. Pyörrevirrat hidastavat gradienttikenttien muutosta ja muutosnopeuden saavuttamiseksi joudutaan käyttämään suuria gradienttitehoja.

Keksinnön mukaisen menetelmän toimintaa on havainnollistettu oheisella piirustuksella, jossa

- kuvio 1 esittää spinkaiun syntymistä 180° pulssin avulla,
- kuvio 2 esittää erästä yksinkertaista keksinnön mukaista tapaa muodostaa kaksidimensionaalinen kuva,
- 25 - kuvio 3 esittää erästä keksinnön mukaista tapaa synnyttää kolmidimensionaalinen kuva,
- kuvio 4 esittää erästä keksinnön mukaista tapaa T_2 -informaation keräämiseksi kuvantamista varten,
- kuvio 5 esittää erästä keksinnön mukaista tapaa T_1 -informaation keräämiseksi kuvantamista varten,
- 30 - kuviot 6A ja B esittävät kahta keksinnön mukaista tapaa kerätä kolmidimensionaalisesta kohteesta kuvainformaatio kuvien muodostamiseksi useista peräkkäisistä viipaleista,
- kuvio 7 esittää erästä keksinnön mukaista tapaa kuvainformaation keräämiseksi kohteen kahdesta viipaleesta
- 35 mukaanlukien kohteen T_1 - ja T_2 -informaatio.

Kuviossa 1 on esitetty yleisesti spinkaiun syntyminen keksinnön pohjana olevalla tavalla. Epähomogeenisessa magneettikentässä on ydinjoukon magnetisaatio poikkeutettu 90°-pulssilla magneettikentän B_E suunnasta (B_E yhden-suuntainen akselin z' kanssa). Aluksi ydinmagnetisaation eri komponentit ovat yhdensuuntaiset ja niiden resultantti m on kiertyneenä nk. pyörivän koordinaatiston $x' y' z'$ tasoon $x' y'$ (kuvio 1A). FID on Free Induction Decay-signaali. Ajan τ kuluttua (kuvio 1B) ydinjoukon yli
 10 oleva kenttäepähomogeenisuus on sotkenut ydinmagnetisaatioiden vaiheet ja tätä on havainnollistettu kuvassa 1 jakamalla magnetisaatio m kolmeen komponenttiin: c , joka on voimakkaammassa kentässä, a , jonka näkemä kenttä vastaa koordinaatiston $x' y' z'$ pyörimistäajuutta ja b
 15 komponentti, joka on kaikkein pienimmässä kentässä. Nuolet osoittavat komponenttien pyörimissuunnan koordinaatistoon $x' y' z'$ nähden. Hetkellä τ kohdistetaan ydinjoukkoon 180°-pulssi, jonka magneettinen komponentti on x' :n suuntainen. Tämä pulssi kiertää magnetisaatiokomponentit 180° x' -akseliin nähden ja tilanne välittömästi pulssin jälkeen eli hetkellä $t = \tau + t_{180}$, missä t_{180} = 180°pulssin pituus, on esitetty kuviossa 1C. Kuten edelleen kuviosta 1D käy ilmi hetkellä $t = 2\tau$ magnetisaation eri komponentit ovat jälleen samassa vaiheessa ja
 25 niiden resultantti on m . Hetkellä $t = 2\tau$ on myös nk. spinkaiku SE maksimissaan. Kuten havaitaan kuvatulla pulssisekvenssillä voidaan kentän epähomogeenisuuksien vaikutus poistaa.

30 Edellä kuvattu sinänsä tunnettu tapa synnyttää spinkaiku kompensoi täydellisesti kenttäepähomogeenisuudet päinvastoin kuin mainitussa viitteessä Hutchison et al: WO 81/02788 kuvattu tapa, jossa kaiun synnyttämiseksi käänetään kohteen yli oleva, sähköisesti synnytetty kenttä-
 35 gradientti.

Kuvioissa 2...7 X, Y, Z kuvaa kohteen yli asetettua ortogonaalista koordinaatistoa, G_x on x -suuntainen magneetti-

kenttägradientti, G_y on y-suuntainen magneettikenttä-
gradientti ja G_z vastaavasti z-suuntainen magneettikenttä-
gradientti. B_0 on kohteen yli asetettu, homogeeninen
magneettikenttä ja S on ydinmagneettinen resonanssi-
5 signaali. Edelleen mainituissa kuvioissa D-akselilla
esitetään signaalinkeruun ajankohdat ja RF-akselilla on
esitetty virityspulssien lähetysajankohdat.

Kuviossa 2 on esitetty eräs keksinnön mukainen pulssi-
10 sekvenssi kaksidimensionaalisen kuvan synnyttämiseksi.

Kohteen yli asetetaan z-suuntainen gradientti (vaihe 1
kuviossa 2) ja samanaikaisesti kohde viritetään kapea-
kaistaisella radiotaajuisella pulssilla, joka poikkeuttaa
15 magnetisaation 90° kohteen yli olevan magneettikentän
suunnasta.

Vaiheessa 2 kohteen yli kytketään x- ja y-suuntaiset
kenttägradientit, joiden avulla vaihekoodataan ydinjoukon
20 magnetisaatio:

$$(1) \quad M(t) = \int_{x,y} A(x,y) e^{j\phi(x,y,t)}$$

25 Missä $A(x, y)$ on ydintiheys pisteessä x, y ja
 $\phi(x, y, t)$ on G_x :n ja G_y :n aiheut-
tama vaihekoodaus pisteessä x, y

Ja vaihekoodaus vaiheen 2 päättyessä

30

$$(2) \quad \phi(x,y,t_2) = \int_{\Delta t_2} \gamma (g_x + g_y) dt$$

Missä Δt_2 on vaiheen 2 pituus,
 γ on nk. gyromagneettinen suhde,
35 g_x on gradientin G_x voimakkuus
pisteessä x
 g_y on gradientin G_y voimakkuus
pisteessä y

Gradienttien G_x ja G_y ei tarvitse olla vakioita jakson 2 aikana. Tällöin pätee:

$$(3) \quad \phi(x, y, t_2) = \int_{\Delta t_2} \gamma (g_x(t) + g_y(t)) dt$$

Vaiheessa 3 on kaikki gradientit kytketty pois ja kohde viritetään käyttämällä 180° -pulssia. Tämän vaiheen aikana on myös mahdollista, että gradientti G_x on jatkuvasti kytkettynä, mutta tällöin on huolehdittava siitä, että 180° -pulssi on riittävän laajakaistainen. Samoin on mahdollista, että mainittu 180° -pulssi on selektiivinen z-suuntaan, tällöin on G_z -gradientti kytkettynä. Vaiheessa 4 kytketään gradientti G_y siten, että

$$(4) \quad \phi_n(x, y, t_4) = \pi - \phi(x, y, t_2) + \int_{\Delta t_4} \gamma g_y(t) dt$$

missä $\phi_n(x, y, t_4)$ on vaihe jakson 4 lopussa, $\phi_{\max}$ on vaihekoodauksen maksimiarvo, n on pulssisekvenssin toistokerta $n \in [1, N]$, N on toistokertojen lukumäärä

$$(5) \quad \Delta\phi(y) = \int_{\Delta t_2} \gamma g_y(t) dt - \int_{\Delta t_4} \gamma g_y(t) dt = G_{\max} y \left(\frac{2n - N}{N} \right)$$

missä samalla on määritelty y-suuntaisen vaihekoodauksen funktio $\Delta\phi(y)$

Kuten havaitaan, toimii 180° -pulssi vaiheen suunnan muuttajana: 180° -pulssin edeltävä vaihekoodaus muuttuu vakio-termiä π lukuunottamatta vastakkaismerkkiseksi. Mainittu 180° -vakiotermi voidaan seuraavassa jättää huomiotta.

Huomattavaa on, että ei ole oleellista muutetaanko G_y :n amplitudia tai kestoaikaa jaksojen 2 ja 4 aikana, oleellista on, että gradienttien aikaintegraalit täyttävät kaavan (4) ehdon.

5

Välittömästi vaiheen 4 lopussa voidaan spinsysteemin tilaa kuvata seuraavasti

$$10 \quad (6) \quad M(t_4) = \int_{x,y} A(x,y) e^{j\phi_n(x,y,t_4)}$$

Vaiheessa 5 kytketään x-suuntainen gradientti G_x , joka aiheuttaa signaalin

$$15 \quad (7) \quad S_n(t) = \int_{x,y} A(x,y) e^{j(\phi_n(x,y,t_4) + \int_{t_4}^t \gamma G_x dt')}$$

Jos eri kierroskerroilla n vaihdellaan $\phi_n(x, y, t_4)$:n arvoa välillä $[-\phi_{\max}, \phi_{\max}]$ saadaan vaiheen 5 aikana

20 kerättyä signaalijoukko:

$$(8) \quad S_n(t) = \int_{x,y} A(x,y) e^{j(\phi_n(x,y,t_4) + \int_{t_4}^t \gamma G_x dt')}$$

25 Suoritetaan signaaleille S_n Fourier-muunnos ajan suhteen.

$$(9) \quad \bar{S}_n(\omega) = \int_{t_4}^{t_5} S_n(t) e^{-j\omega t} dt$$

$$30 \quad (10) \quad \bar{S}_n(\omega) = \int_y A\left(\frac{\omega}{\gamma G_x}, y\right) e^{j\phi_n\left(\frac{\omega}{\gamma G_x}, y, t_4\right)}$$

Suorittamalla tälle taas Fourier-muunnos n :n suuntaan

$$35 \quad (11) \quad \bar{\bar{S}}_k(\omega) = \sum_{n=-\frac{N}{2}+1}^{n=\frac{N}{2}} \bar{S}_n(\omega) e^{-j2\pi kn/N}$$

67449

$$(12) \left| \bar{S}_k(\omega) \right| = \left| A\left(\frac{\omega}{\gamma G_x}, \frac{\Delta\phi(y)}{\gamma G_y}\right) \right|$$

$$5 \quad \frac{\omega}{\gamma G_x} = x \quad \text{ja} \quad \frac{\Delta\phi(y)}{\gamma G_y} = y$$

eli $\bar{S}(\omega, n_4) \hat{=} A(x, y)$ eli kohteen spinttiheyskuva.

- 10 Eräs edullinen keksinnön suoritusmuoto on suorittaa vaihekoodaus ensiksi toisella puolella 180° -pulssia ja signaalikeruun edetessä vaihtaa koodaus 180° -pulssin toiselle puolelle.
- 15 Menetelmä on laajennettavissa kolmiulotteisen jakautuman $A(x, y, z)$ lisäämällä kuvion 3 mukaisesti vaihekuvaamiseen koodausgradientti z -suuntaan ja muuttamalla kaikki virituspulssit epäselektiivisiksi.
- 20 Keksinnön mukaisesti voidaan menetelmää soveltaa myös nk. relaksaatioaika $T_2:n$ (nk. spin-spin relaksaatioaika) jakautuman $T_2(x, y, z)$ kuvaamiseen. Kuviossa 4 esitetyn tavan mukaisesti jatkona kuviossa 3 esitetylle pulssisekvenssille kohde viritetään toistamiseen $180^\circ:n$ pulssilla vaiheessa 7 (vaihe 6 on n. 20...60 ms:n viive), jotta relaksaatioprosessi ehtisi vaikuttaa. Vaihe 8 on jälleen n. 20...60 ms:n viive, vaiheessa 9 kerätään signaali ja edellä kuvattu sekvenssi toistetaan. Ennen toistoa vaiheessa 10 spinsysteemin annetaan toipua. Tämä
- 30 viive on sopivimmin luokkaa 1 - 3 kertaa pisin kohteessa esiintyvä relaksaatioaika T_1 . $N:n$ toistokerran jälkeen voidaan vaiheiden 5 aikana ja vaiheiden 9 aikana kerättyjen signaalien perusteella muodostaa nk. spinttiheys ja T_2 -vaikutteiset kuvat. Näiden kuvien perusteella voidaan
- 35 laskea myös T_2 -relaksaatioaikojen jakautuma, koska:

$$(13) \quad A_{T_2}(x, y, z) = A(x, y, z) e^{-\frac{\Delta t}{T_2}(x, y, z)}$$

- missä $T_2(x, y, z)$ on relaksaatioaika T_2
 5 pisteessä x, y, z ,
 $A(x, y, z)$ on kohteen spintitiheysjakautuma
 (rekisteröity vaiheessa 5),
 $A_{T_2}(x, y, z)$ on kohteen T_2 -vaikuttei-
 nen jakautuma (rekisteröity vaiheessa 9),
 10 Δt on aikaviive vaiheesta 1 vaiheeseen 9,
 jolloin relaksaatioprosessi T_2 vaikuttaa.

Myös relaksaatioajan T_1 (spin-hila relaksaatioaika) jakau-
 tuma $T_1(x, y, z)$ voidaan kartoittaa suorittamalla kuvion
 15 5 mukaisesti oma sekvenssi siten, että kohteen ydinmagne-
 tisaatio kierretään 180° -pulssilla ja tietyn toipumisajan
 jälkeen suoritetaan kuvanmuodostus edellä olevan mukai-
 sesti (kuvio 5). Viitaten kuvioon 5 vaiheessa 1 kohteen
 magnetisaatio käännetään 180° . Magnetisaatio toipuu vai-
 20 heen 2 aikana nopeudella, jonka määrää relaksaatioaika
 T_1 . Toipumisaika on vaihe 2, jonka pituus biologisten
 kudosten tutkimuksissa vaihtelee 200...500 ms:n välillä.
 Kohdealue viritetään vaiheen 2 loputtua selektiivisellä
 90°-pulssilla ja tämän jälkeen kuvaussekvenssi suorite-
 25 taan aivan kuten edellä kuvion 2 yhteydessä on selostet-
 tu. Vaiheessa 7 kerätään spin-kaiku, jonka intensiteet-
 tiin vaikuttaa kohteen relaksaatioaika tekijällä $(1 - \exp$
 $(-\tau_2/T_1))$ missä τ_2 on vaiheen 2 pituus ja T_1 on kohteen
 relaksaatioaika.

30

Toinen tapa T_1 -jakautuman selvittämiseksi on käyttää
 hyväksi kohteen $A(x, y, z)$ ja $A_{T_2}(x, y, z)$ jakautumien
 kuvaussekvenssiä ja suorittaa toistokuvaus viiveajan τ_2
 kuluttua edellä olevien sekvenssien ensimmäisestä viritys-
 35 pulssista. Tällöin signaalin intensiteetti $A_{T_1}(x, y, z)$
 on

$$(14) \quad A_{T_1}(x, y, z) = A(x, y, z) (1 - e^{-\Delta \tau_2 / T_1})$$

Jos käytetään edeltävää 180°-pulssia, on signaalin intensiteetti

$$(15) \quad A_{T_1}(x, y, z) = A(x, y, z)(1 - 2e^{-\tau_2/\tau_1})$$

5

Näiden tietojen perusteella voidaan myös laskea jakautuma $T_1(x, y, z)$.

- 10 Eri kudoksilla on omat ominaiset parametrikombinaationsa. Tosin parametrien vaihtelurajat ovat laajat, joten eri kudosten kombinaatioalueet ovat osittain päällekkäisiä.

- Keksinnön mukaiseen signaalinkeruumenetelmään perustuen
15 on mahdollista toteuttaa laite, jossa voidaan asettaa halutut parametri-ikkunat ja siten automaattisesti osoittaa tutkittavassa kohteessa tiettyjen kudosten sekä muiden materiaalien alue ja laskea kolmidimensionaalisesta kuvasta näiden alueiden tilavuudet.

20

- Paitsi kolmidimensionaalista kuvaa, voidaan keksinnön mukaista menetelmää käyttäen muodostaa kohdealueesta viipalekuvia siten, että eri viipaletasot viritetään peräkkäin, jolloin voidaan rekisteröidä signaaleja kohde-
25 alueesta jatkuvasti ja näin kuvainformaation keruu tehostuu.

- Tämä voidaan toteuttaa toistamalla kuvion 2 mukaista pulssisekvenssiä siten, että peräkkäisillä toisto-
30 kerroilla käytetään eri viritystaajuutta ja näin viritetään eri tasoja. Samalla kun edellisten tasojen magnetisaatio toipuu, viritetään ja rekisteröidään signaaleja toisista tasoista.

- 35 Kuvioissa 6A ja B on esitetty kaksi vaihtoehtoista tapaa muodostaa keksinnön mukaisella menetelmällä viipalekuvia edellä mainitun periaatteen mukaisesti.

Kuviossa 6A on esitetty eräs pulssisekvenssi informaation keräämiseksi kohteesta K peräkkäisistä viipaleista P_1 , P_2 , P_3 , P_4 . Yksittäisten viipaleiden kuvanmuodostusvaiheet, kuten esimerkiksi viipaleelle P_1 , vastaavat

5 kuviossa 2 esitettyjä vaiheita 1...5. Sekvenssit eri viipaleiden osalta poikkeavat viritysvaiheessa 1¹, 1², 1³, 1⁴ siten, että kohteeseen kohdistetaan virityspulssi eri taajuuksilla f_1 , f_2 , f_3 , f_4 vastaavien viipaleiden virittämiseksi. Vaiheessa 6 annetaan eri viipaleiden ydin-

10 magnetisaation toipua siten, että kunkin tason peräkkäisten virityskertojen väli on luokkaa T_1 .

Edullisempi tapa on käyttää hyväksi 180°-pulssin ominaisuuksia siten kuin kuviossa 6B on esitetty. Kuvion 6B

15 pulssisekvenssissä viipaleet viritetään aluksi peräkkäin siten, että ensin viritetään selektiivisesti viipale P_1 käyttämällä selektiivistä 90°-pulssia, jonka taajuus on f_1 . Tällöin on myös kenttägradientti G_z kytketty (vaihe 1).

20 Vaiheessa 2 kytketään gradientti G_x spinkaiun synnyttämiseksi. Vaiheet 3...8 ovat vastaavat virityksen ja x-suuntaisen vaihekoodauksen suorittavat toimenpiteet viipaleille P_2 ... P_4 .

25 Vaiheessa 8 suoritetaan lisäksi keksinnön mukainen vaiheen esikoodaus y-suuntaan y-suuntaisella gradientilla, jonka voimakkuus vaiheen 8 aikana on $G_y \geq 0$. Vaiheessa 9 kohteeseen suunnataan 180° ei selektiivinen pulssi. Vai-

30 heessa 10 on kytkettynä gradientti G_z siten, että vaiheessa 11 syntyy spinkaiku tasosta P_4 . Tällöin gradientin G_z amplitudin on täytettävä ehto

67449

$$(16) \quad \int_{\Delta t_{10}} G_z(t) dt = G_z^7(\text{eff})$$

missä Δt_{10} on vaiheen 10 kesto aika

5 $G_z^7(\text{eff})$ on viipaleen P_4 ydin-
magneettisen järjestelmän viritys-
pulssin aikana vaiheessa 7 näkemä
z-suuntainen gradientti, joka riippuu
virityspulssin ominaisuuksista.

10 Yleensä $G_z^7(\text{eff}) \approx 0.6 \int_{\Delta t_7} G_z(t) dt$

Vaiheen 10 aikana suoritetaan myös vaihekoodaus
y-suuntaan gradientilla G_y . Vaiheessa 11 kytketään gra-
dientti G_x ja syntyvä spinkaiku rekisteröidään. Tällöin
15 on huomattava, että kaiku sisältää informaatiota viipa-
leesta P_4 .

Vaiheessa 12 on gradientti G_z kytkettynä siten, että vai-
heessa 13 syntyy spinkaiku tasosta P_3 . Tällöin gradientin
20 G_z amplitudin on täytettävä ehto

$$(17) \quad \int_{\Delta t_{12}} G_z(t) dt = G_z^5(\text{eff}) + \int_{\Delta t_7} G_z(t) dt - G_z^7(\text{eff})$$

25 Vaiheen 10 aikana suoritettu vaihekoodaus kohdistuu myös
kaikkiin viipaleisiin $P_1 \dots P_4$, joten sitä ei tarvitse
vaiheen 12 aikana toistaa.

Vaiheessa 13 on kytketty gradientti G_x , jolloin syntyy
30 spinkaiku viipaleesta P_3 ja tämä signaali kerätään.

Vaihe 14 on samanlainen kuin vaihe 12, mutta G_z :n on
täytettävä ehto

35 (18) $\int_{\Delta t_{14}} G_z(t) dt = G_z^3(\text{eff}) + \int_{\Delta t_5} G_z(t) dt - G_z^5(\text{eff})$

Vaiheen 15 aikana on kytkettynä gradientti G_x . Tällöin syntyy spinkaiku viipaleesta P_2 ja saatava signaali tallennetaan.

5 Vaiheessa 16 on kytketty z-suuntainen kenttägradientti G_z siten, että seuraava ehto on täytetty

$$(19) \quad \int_{\Delta t_{16}} G_z(t) dt = G^1(\text{eff}) + \int_{\Delta t_3} G_z^3(t) dt - G_z^3(\text{eff})$$

10

Vaiheessa 17 on kytketty kenttägradientti G_x ja viipaleesta P_1 syntyvä spinkaiku rekisteröidään.

Gradienttien G_x amplitudit on valittava esimerkiksi
15 siten, että

$$(20) \quad \int_{\Delta t_i} G_x(t) dt = C$$

missä $i = 11, 13, 15, 17$ $C = \text{vakio}$

20

$$(21a) \quad \int_{\Delta t_2} G_x(t) dt = 2 \int_{\Delta t_4} G_x(t) dt$$

25

$$(21b) \quad \int_{\Delta t_4} G_x(t) dt = 2 \int_{\Delta t_6} G_x(t) dt$$

$$(21c) \quad \int_{\Delta t_6} G_x(t) dt = 2 \int_{\Delta t_8} G_x(t) dt$$

30

$$(21d) \quad \int_{\Delta t_8} G_x(t) dt = \frac{1}{2} C$$

Myös muunlaisia gradientin G_x kombinaatioita voidaan käyttää. Oleellista on kuitenkin, että viipaleista syntyvät kaiut ovat ajallisesti erotettavissa toisistaan.
35

Lisäksi reaalisessa kuvaussekvenssissä aikaviive vaiheiden 1...17 välillä, eli ensimmäisen viipaleen virityksen

ja kaiun syntymisen välillä on merkittävästi pienempi kuin kohdealueessa olevien, tutkittavien materiaalien lyhin relaksaatioaika T_2 .

- 5 Tästä syystä on edullista yhdistää kuvien 6A ja 6B esittämät signaalinkeruuvaihtoehdot siten, että ensiksi kerätään informaatio ensimmäisestä viipalejoukosta ja tämän jälkeen seuraavista viipalejoukoista.
- 10 Vaiheen 18 aikana edellä viritettyjen tasojen magnetisaatio relaksoituu, jonka jälkeen voidaan signaalinkeruu toistaa. Vaiheen 18 pituus on noin 2...3 kertaa sen materiaalin T_1 , jonka halutaan kuvautuvan.
- 15 Vaiheen 18 aikana voidaan luonnollisesti kerätä informaatio seuraavasta viipalejoukosta tai seuraavista viipalejoukoista edellä kuvatulla tavalla. Tällöin on kuitenkin muistettava, että edellä kuvatussa pulssisekvenssissä on käytössä laajakajaistainen 180° ei-selektiivinen
- 20 pulssi (vaihe 9) ja tämä kääntää magnetisaation kohteen niissä osissa, joita ei ole aikaisemmin viritetty 90° -pulssilla. Käännetty magnetisaatio voidaan nopeasti palauttaa lepotilaansa käyttämällä ns. adiapaattista pyyhkäisyä (adiapatic fast passage) tai 180° ei-selektiivistä
- 25 pulssia. Tämä on syytä tehdä etenkin jos kuvattuja sekvenssejä tehdään useammalle viipalejoukolle, koska muussa tapauksessa relaksaatioprosessi T_1 pienentää signaalia merkittävästi.
- 30 Relaksaatioaikojen T_1 ja T_2 jakautumien kuvaamiseksi voidaan keksintöä soveltaa myös edellä kuvattua monitasomenetelmää muuntaen. Seuraavassa on esimerkin vuoksi käytetty kuvion 6B esittämää sekvenssiä protonitiheys-, T_1 - ja T_2 -jakautumien selvittämiseksi.

Yksinkertaisuuden vuoksi on kuviossa 7 havainnollistettu kahden, z-suuntaan nähden kohtisuorassa olevan viipaleen P_1 ja P_2 protonitiheys-, T_1 - ja T_2 -jakautumien kuvaussekvenssit. Vaiheet 1...9 vastaavat edellä esitettyjä ja niissä gradienttien voimakkuudet ja virityspulssien luonne ovat aivan samat kuin edellä.

Vaihe 10 on viive ennen kohdassa 11 annettavaa 180° ei-selektiivistä virityspulssia. Viiveen aikana kohteen materiaalien ominaiset spin-spin relaksaatioprosessit vaikuttavat kuten myös vaiheen 12 aikana, joka on saman pituinen viive kuin vaiheessa 10.

Vaiheessa 13 kytketään gradientti G_x viipaleen P_1 spin-kaiun synnyttämiseksi ja tämän vaiheen aikana kerätään viipaleen P_1 T_2 -vaikutteinen informaatio. Vaihe 14 on vaiheen 8 pituinen, jotta välttyttäisiin kenttäepähomogeenisuuden vaikutuksista vaiheen 15 aikana kerättävään, viipaleen P_2 spin-spin relaksaatio eli T_2 -vaikutteiseen informaatioon. Menettely on siis analoginen kuvion 5 mukaiseen menettelyyn nähden.

Aivan samoin kuin yhden viipaleen tapauksessa saadaan spin-hila eli T_1 -vaikutteinen informaatio kerättyä siten, että vaiheen 15 jälkeen annetaan magnetisaation toipua tietyn ajan kuluessa. Tämä viive on kuviossa 7 vaihe 16. Vaiheen 16 jälkeen toistetaan sama pulssisekvenssi kuin vaiheissa 1...9. Jos vaiheen 16 pituus on valittu sopivasti on signaalien, jotka kerätään vaiheissa 23 ja 25 kaavan 14 mukaisesti riippuvainen kohteen T_1 jakautumasta.

T_1 -jakautuman selvittämiseksi voidaan myös käyttää pulssi-järjestelyä, jossa varsinaista kuvaussekvenssiä edeltää 180° -virityspulssi- ja viivejakso. Tämä 180° -pulssi voi olla selektiivinen tai epäselektiivinen. Pulssivirityksen sijasta voidaan käyttää epäselektiivistä adiaapaattista pyyhkäisyä. Selektiivisessä tapauksessa selektiivisyys

edeltävissä 180° -pulssijonoissa on sama kuin myöhempien kuvaussekvenssien 90° -pulssijonoissa.

5 Jotta keksinnön mukaisen menetelmän edut perusmagneettikentän epähomogeenisuuksien kompensoimiseksi tulisivat täysin käytettyä hyväksi, on mainittujen ensimmäisen, toisen ja kolmannen magneettikenttägradienttien voimakkuudet ja kytkemisajankohdat valittava siten, että syntyvät
10 spinkauiut ovat ajallisesti yhtä etäällä välissä olevista 180° -pulsseista, toisin sanoen symmetrisesti näihin nähden. Samoin mainittujen 90° pulssien ja vastaavien ensimmäisten spinkaikujen on oltava ajallisesti symmetrisiä välissä oleviin 180° -pulsseihin nähden.

15 Edellä kuvatuilla tavoilla kerätyn NMR-informaation paikallinen jakautuminen kohdealueessa voidaan joko visualisoida graafiselle esitysvälineelle kuten video-monitorille tai piirturille tai tallettaa sopivalle
20 tallentimelle kuten filmille, magneettinauhalle, videolevyille tai puolijohdemuistiin. Edelleen kerättyä informaatiota voidaan ilman visualisointia tai tallennusta käyttää kohdekappaleen rakenteessa olevien normaalien tai epänormaalien muutosten indikointiin ja myöhempien, tar-
25 kempien tutkimusten ohjaamiseen.

Keksintö ei rajoitu esitettyihin sovellusmuotoihin vaan useita muunnelmia on ajateltavissa oheisten patenttivaatimusten puitteissa.

30

35

PATENTTIVAATIMUKSET

1. Menetelmä ydinspin- eli NMR-informaation keräämiseksi ainakin pääasiallisesti homogeeniseen magneettikenttään
5 sijoitetusta kohteesta kuten esimerkiksi ihmiskehosta virittämällä kohteesta radiotaajuisella, ydinmagnetisaatiota mieluummin 90° poikkeuttavalla magneettikentällä haluttu osa, synnyttämällä nk. spin-kaiku käyttämällä hyväksi kohdealueen toista viritystä, joka edullisimmin
10 poikkeuttaa ydinmagnetisaatiota 180° , rekisteröimällä mainittu spin-kaiku ja toistamalla mainittu viritysskvenssi, t u n n e t t u siitä, että kohteen yli kytetään ainakin yksi magneettikenttägradientti siten, että mainitun magneettikenttägradientin kestoaikaa ja/tai
15 amplitudia muutetaan eri toistokertojen välillä siten, että mainitun magneettikenttägradientin mainitun 180° -pulssin jälkeisen arvon aikaintegraalin ja mainittua 180° -pulssia edeltävän arvon aikaintegraalin itseisarvojen erotus saa eri arvon.
20
2. Patenttivaatimuksen 1 mukainen menetelmä, t u n n e t t u siitä, että mainitun magneettikenttägradientin arvo- ja muutetaan mainitun viritysskvenssin eri toistokertoilla siten, että mainittujen arvojen aikaintegraalien
25 erotus saa arvot tietyistä ääriarvosta toiseen, mieluummin siten, että mainittu erotus muuttuu peräkkäisten toistokertojen välillä vakiomäärän.
3. Jonkin edellä olevan patenttivaatimuksen mukainen
30 menetelmä, t u n n e t t u siitä, että kohteesta viritetään ensin useita erillisiä osa-alueita ja tämän jälkeen kohdealueeseen suunnataan mainittu toinen virityspulssi spinkaikujen synnyttämiseksi kaikissa viritetyissä osa-alueissa.
35
4. Jonkin edellä olevan patenttivaatimuksen mukainen menetelmä t u n n e t t u siitä, että mainittu kuvausskvenssi suoritetaan ensiksi yhdelle osa-alueelle tai

osa-alueille ja tämän jälkeen toisille osa-alueille.

5. Jonkin edellä olevan patenttivaatimuksen mukainen menetelmä, t u n n e t t u siitä, että mainitun toisen
5 virityspulssin jälkeen kohteeseen suunnataan kolmas, mieluummin 180° -virityspulssi toisen spinkaiun synnyttämiseksi.

6. Patenttivaatimuksen 5 mukainen menetelmä, t u n-
10 n e t t u siitä, että mainitun toisen spinkaiun perusteella prosessoidaan kohteen rakenteen T_2 - eli spin-spin relaksaatiovaikutteinen kuvainformaatio.

7. Jonkin edellä olevan patenttivaatimuksen mukainen
15 menetelmä, t u n n e t t u siitä, että mainitun kolmannen virityspulssin jälkeen kohdealueeseen tai kohde-alueisiin suunnataan neljäs virityspulssi ja tämän jälkeen viides virityspulssi kolmannen spinkaiun synnyttämiseksi.

20

8. Patenttivaatimuksen 7 mukainen menetelmä, t u n-
n e t t u siitä, että mainittu neljäs virityspulssi on 90° -pulssi ja mainittu viides virityspulssi on 180° -pulssi.

25

9. Patenttivaatimuksen 7 tai 8 mukainen menetelmä,
t u n n e t t u siitä, että mainitun kolmannen spinkaiun perusteella prosessoidaan kohteen rakenteen T_1 - eli spin-hilarelaksaatiovaikutteinen kuvainformaatio.

30

10. Patenttivaatimuksen 1 tai 2 mukainen menetelmä ydin-
spin- eli NMR-informaation esimerkiksi tietyn alkuaineen-
ytimen tiheyden, ytimeen liittyvien relaksaatioaikojen
esimerkiksi spin-spin eli T_2 relaksaatioajan ja spin-hila
35 eli T_1 -relaksaatioajan paikallisten jakautumien kerää-
miseksi ainakin pääasiallisesti homogeeniseen magneettikenttään asetetusta kohteesta esimerkiksi ihmiskehosta,
t u n n e t t u siitä, että kohteen halutusta tutkimus-

alueesta kerätään mainittu NMR-informaatio seuraavalla toimenpidesekvenssillä:

- a. kohteen yli kytketään ensimmäinen magneettikenttä-
5 gradientti ja kohteeseen suunnataan vaihteleva magneettikenttä, jonka voimakkuus, taajuus ja kesto ovat sellaiset, että haluttu osa kohteesta virittyy ja mainitun osan ydinmagnetisaatio kiertyy edullisimmin 90° ,
 - b. ensimmäinen magneettikenttägradientti kytketään pois
10 ja kohteen yli kytketään toinen ja kolmas magneettikenttägradientti,
 - c. kohteeseen suunnataan vaihteleva magneettikenttä, jonka voimakkuus, taajuus ja kesto ovat sellaiset, että edellä viritetyn kohteen osan ydinmagnetisaatio kiertyy
15 edullisimmin 180° ,
 - d. mainittu toinen kenttägradientti asetetaan ennalta laskettuun arvoonsa,
 - e. mainittu toinen magneettikenttägradientti kytketään pois ja asetetaan mainittu kolmas magneettikenttä-
20 gradientti ennalta laskettuun arvoonsa,
 - f. syntyvä spinkaiku rekisteröidään,
 - g. edellä oleva toimenpidejakso toistetaan useamman kerran tarpeen mukaan kunnes riittävästi informaatiota on saatu kerättyä.
- 25
11. Patenttivaatimuksen 10 mukainen menetelmä, t u n n e t t u siitä, että ennen mainittua vaihetta c ja siis ydinmagnetisaation kiertämistä 180° mainitut toinen ja kolmas magneettikenttägradientti kytketään pois.
- 30
12. Patenttivaatimuksen 10 tai 11 mukainen menetelmä, t u n n e t t u siitä, että mainittu ensimmäinen kenttägradientti kytketään ennalta laskettuun arvoonsa mainitun toisen virityskerran eli vaiheen c jälkeen ja kytketään
35 pois ennen vaiheessa f tapahtuvaa signaalin rekisteröintiä.

13. Patenttivaatimuksen 3 mukainen menetelmä, jossa kuvauskohde on asetettu ainakin pääasiallisesti homogeneeniseen magneettikenttään, t u n n e t t u siitä, että NMR-informaatio on järjestetty kerättäväksi seuraavalla

5 toimenpidesekvenssillä:

a. kohteen yli kytketään ensimmäinen magneettikenttägradientti,

b. kohteeseen suunnataan ensimmäinen virityspulssi vaihte-
10 levan magneettikentän muodossa, jonka voimakkuus, kesto ja taajuus ovat sellaiset, että haluttu osa kohteesta virittyy,

c. mainittu ensimmäinen magneettikenttägradientti kytketään edullisimmin pois ja kohteen yli kytketään toinen
15 magneettikenttägradientti ennalta laskettuun arvoonsa,

d. mainittu toinen magneettikenttägradientti kytketään edullisimmin pois ja kohteen yli kytketään mainittu ensimmäinen magneettikenttägradientti,

e. kohteeseen suunnataan vaihteleva magneettikenttä,
20 jonka voimakkuus, kesto ja taajuus valitaan siten, että haluttu aikaisemmin virittämätön osa-alue kohteesta virittyy,

f. toistetaan edellä kuvattu sekvenssi vaiheesta c lähtien kohteesta viritettäväksi halutun osa-alueiden
25 määrän mukaan, jolloin mainittuja virityspulsseja kutsutaan yhteisesti kohteen ensimmäisiksi virityspulsseiksi,

g. kytketään mainittu ensimmäinen magneettikenttägradientti pois ja kohteen yli kytketään mainittu toinen magneettikenttägradientti sekä kolmas magneettikenttä-
30 gradientti ennalta laskettuihin arvoihinsa,

h. kohteeseen suunnataan toinen virityspulssi vaihtelevan magneettikentän muodossa, jonka voimakkuus, kesto ja taajuus ovat sellaiset, että kaikkien edellä viritettyjen kohteen osa-alueiden ydinmagnetisaatio kiertyy edullisim-
35 min 180° , jolloin tämän vaiheen aikana edullisimmin

kaikki kenttägradientit on kytketty pois,

i. kohteen yli kytketään mainittu ensimmäinen kenttägradientti siten, että sen aikaintegraali vastaa edellä

viimeksi ennen vaihetta f virityksen aikana osa-alueen yli olevaa mainitun ensimmäisen gradienttikentän tehollista aikaintegraalia, ja samanaikaisesti asetetaan kohteen yli mainittu kolmas magneettikenttägradientti

5 ennalta laskettuun arvoonsa.

j. mainitut ensimmäinen ja kolmas magneettikenttägradientti kytketään pois ja kohteen yli kytketään mainittu toinen magneettikenttägradientti ennalta laskettuun arvoonsa ja syntyvä spinkaiku rekisteröidään,

10 k. kytketään kohteen yli mainittu ensimmäinen magneettikenttägradientti siten, että sen aikaintegraali vastaa edellä viimeksi ennen vaihetta f virityksen aikana osa-alueen yli olevaa mainitun ensimmäisen gradienttikentän tehollista aikaintegraalia,

15 l. mainittu ensimmäinen magneettikenttägradientti kytketään pois ja kohteen yli kytketään mainittu toinen magneettikenttägradientti ennalta laskettuun arvoonsa ja syntyvä spinkaiku rekisteröidään,

m. toistetaan vaiheet k j l kohteesta viritettyjen osa-

20 alueiden määrän mukaan, että voidaan rekisteröidä spinkaiku myös ensimmäiseksi vaiheessa b viritetystä osa-alueesta,

n. edellä olevat toimenpiteet a...m toistetaan useamman kerran tarpeen mukaan kunnes riittävästi informaatiota on

25 saatu kerättyä viritetystä osa-aluejoukosta.

14. Patenttivaatimuksen 13 mukainen menetelmä, t u n n e t t u siitä, että mainittu toimenpidejakso a...n suoritetaan ensin yhdelle osa-aluejoukolle ja tämän

30 jälkeen toisille osa-aluejoukoille perätysten.

15. Patenttivaatimuksen 13 tai 14 mukainen menetelmä

t u n n e t t u siitä, että kohdealueeseen suunnataan mainitun 180°-pulssin ohella vielä kolmas virityspulssi

35 toisen 180°-pulssin muodossa toisten spinkaikujen synnyttämiseksi kohdealueista.

16. Patenttivaatimuksen 15 mukainen menetelmä t u n n e t t u siitä, että mainittujen toisten spinkaikujen perusteella prosessoidaan osa-alueiden T_2 - eli spinrelaksaatiovaikutteinen kuvainformaatio.

5

17. Patenttivaatimuksen 13 tai 14 mukainen menetelmä, t u n n e t t u siitä, että ennen mainittuja ensimmäisiä virityspulsseja kohdealueisiin suunnataan vaihteleva magneettikenttä, joka kiertää kohdealueiden ydinmagnetisat-
10 tion 180° , ja että kukin mainittu toimenpidejakso a...m suoritetaan tietyn viiveen kuluttua mainitusta 180° -pulssista.

18. Patenttivaatimuksen 17 mukainen menetelmä, t u n n e t t u siitä, että mainittujen kuvaussekvenssien avulla muodostetaan osa-alueiden T_1 - eli spin-hilarelaksaatiovaikutteiset kuvat.

19. Jonkin patenttivaatimuksista 13, 14, 15 tai 16 mukai-
20 nen menetelmä, t u n n e t t u siitä, että mainittujen ensimmäisten virityspulssien jälkeen tietyn viiveen kuluttua toistetaan mainitut vaiheet a...n ja rekisteröidään syntyneet spinkaiut.

25 20. Patenttivaatimuksen 19 mukainen menetelmä t u n n e t t u siitä, että rekisteröityjen spinkaikujen avulla muodostetaan osa-alueiden T_1 - eli spin-hilarelaksaatiovaikutteiset kuvat.

30 21. Jonkin edellä olevan patenttivaatimuksen mukainen menetelmä, t u n n e t t u siitä, että mainitut ensimmäinen, toinen ja kolmas magneettikenttägradientti ovat keskenään ortogonaaliset.

35 22. Jonkin edellä olevan patenttivaatimuksen mukainen menetelmä, t u n n e t t u siitä, että mainitut gradienttikentät kytketään siten, että ajallisesti ensimmäiset 90° -virityspulssit ja syntyvät spinkaiut ovat symmetri-

sesti välissä olevaan 180° -pulssiin nähden.

23. Jonkin yllä olevan patenttivaatimuksen mukainen menetelmä, t u n n e t t u siitä, että mahdolliset toiset ja
5 useammat spinkaiut ajoitetaan symmetrisesti edeltäviin spinkaikuihin välissä oleviin 180° -pulsseihin verrattuna.

24. Jonkin edellä olevan patenttivaatimuksen mukainen menetelmä, t u n n e t t u siitä, että mainittujen perä-
10 käisten 180° -pulssien vaiheet valitaan siten, että virit-
tävän vaihteleen magneettikentän epähomogeenisuudet mahdollisimman hyvin kompensoituvat.

25. Jonkin edellä olevan patenttivaatimuksen mukainen
15 menetelmä, t u n n e t t u siitä, että kerätty NMR-informaatio yhdistetään kuvaksi, joka on painotettu tulos mainituista ydintiheys- ja relaksaatioarvojakautumista.

26. Patenttivaatimuksen 25 mukainen menetelmä, t u n-
20 n e t t u siitä, että kullekin tutkittavalle parametrille annetaan ennalta raja-arvot ja vain näiden raja-arvojen sisään jäävät kohdealueet esitetään tai ne muutoin osoitetaan syntyvästä kuvasta.

25

30

35

Patentkrav

1. Förfarande för hopsamling av kärnspinn- eller NMR-information från ett objekt såsom t.ex. en människokropp, som placerats i ett åtminstone huvudsakligen homogent magnetfält, genom att excitera en önskad del av objektet med det radiofrekventa, kärnmagnetism helst 90° vridande magnetfältet, genom att alstra ett s.k. spinn-eko under utnyttjande av en andra excitering av objektområdet, som fördelaktigast vrider kärnmagnetismen 180° , medan nämnda spinn-eko registreras och nämnda exciteringssekvens upprepas, k ä n n e t e c k n a t därav, att över objektet kopplas åtminstone en magnetsfältsgradient så, att nämnda magnetfältsgadients varaktighet och/eller amplitud ändras mellan olika upprepningsgångar så, att skillnaden mellan tidsintegralen av värdet för nämnda magnetfältsgradient efter nämnda 180° -puls och tidsintegralen av värdet före nämnda 180° -puls, under beaktande av deras absoluta värden, får olika värde.
2. Förfarande enligt patentkrav 1, k ä n n e t e c k n a t därav, att nämnda magnetfältsgadients värden ändras för de olika upprepningsgångarna av nämnda exciteringssekvens så, att skillnaden mellan de nämnda värdenas tidsintegraler får värden från ett givet gränsvärde till ett annat, helst så, att nämnda skillnad ändras mellan successiva upprepningsgångar med ett konstant belopp.
3. Förfarande enligt något av föregående patentkrav, k ä n n e t e c k n a t därav, att av objektet till först exciteras flera separata delområden och därefter riktas till objektområdet nämnda andra exciteringspuls för alstring av spinn-ekon i alla exciterade delområden.
4. Förfarande enligt något av föregående patentkrav, k ä n n e t e c k n a t därav, att nämnda bildsekvens till först utföres för ett delområde eller delområden och därefter för andra delområden.

5. Förfarande enligt något av föregående patentkrav, k ä n n e t e c k n a t därav, att efter nämnda andra exciteringspuls rik-
tas till objektet en tredje, helst 180° - exciteringspuls för alst-
ring av ett andra spinn-eko.
6. Förfarande enligt patentkrav 5, k ä n n e t e c k n a t där-
av, att på basen av nämnda andra spinneko behandlas T_2 - eller
spinspin relaxationsverkande bildinformation av objektets struktur.
7. Förfarande enligt något av föregående patentkrav, k ä n n e t e c k n a t därav, att efter nämnda tredje exciteringspuls rik-
tas till objektområdet eller objektområdena en fjärde exciterings-
puls och härefter en femte exciteringspuls för alstring av ett
tredje spinneko.
8. Förfarande enligt patentkrav 7, k ä n n e t e c k n a t där-
av, att nämnda fjärde exciteringspuls är en 90° -puls och nämnda
femte exciteringspuls är en 180° - puls.
9. Förfarande enligt patentkrav 7 eller 8, k ä n n e t e c k n a t därav, att på basen av nämnda tredje spinneko behandlas
 T_1 - eller spinn-gallerrelaxationsverkande bildinformation av objek-
tets struktur.
10. Förfarande enligt patentkrav 1 eller 2 för hopsamling av
lokala fördelningar av kärnspinn- eller NMR-information, t.ex. en
given grundämneskärnas täthet, relaxationstider i anslutning till
en kärna, t.ex. spin-spin eller T_2 relaxationstid, från ett ob-
jekt såsom t.ex. en människokropp, som placerats i ett åtminsto-
ne huvudsakligen homogent magnetfält, k ä n n e t e c k n a t
därav, att från ett önskat undersökningsområde av objektet hopsam-
las nämnda NMR-information inom följande åtgärdssekvens:
 - a. Över objektet kopplas en första magnetfältsgradient och till
objektet riktas ett växlande magnetfält, vars styrka, frekvens
och varaktighet är så beskaffade, att en önskad del av objektet
exciteras och nämnda dels kärnmagnetisering fördelaktigast vri-
der sig 90° .
 - b. den första magnetfältsgradienten avkopplas och över objektet
kopplas en andra och en tredje magnetsfältsgradient,

67449

c. till objektet riktas ett växlande magnetfält, vars styrka, frekvens och varaktighet är sådana, att den ovan exciterade objektens kärnmagnetisering vrider sig fördelaktigast 180° ,

d. nämnda andra fältgradient inställes till sitt i förväg beräknade värde,

e. nämnda andra magnetsfältsgradient avkopplas och nämnda tredje magnetfältsgradient inställes till sitt i förväg beräknade värde,

f. det alstrade spinnekot registreras,

g. åtgärdssekvensen ovan upprepas flera gånger enligt behov ända tills tillräcklig information hopsamlats.

11. Förfarande enligt patentkrav 10, k ä n n e t e c k n a t därav, att före nämnda skede c och alltså före kärnmagnetiseringens vridning 180° fränkopplas den andra och den tredje magnetsfältsgradienten.

12. Förfarande enligt patentkrav 10 eller 11, k ä n n e t e c k n a t därav, att nämnda första fältgradient till sitt i förväg beräknade värde efter nämnda andra exciteringsgång eller skedet c och fränkopplas före signalens i skedet f skeende registrering.

13. Förfarande enligt patentkrav 3, där bildobjektet placerats i ett åtminstone huvudsakligen homogent magnetfält, k ä n n e t e c k n a t därav, att NMR-informationen arrangerats att hop-samlas genom följande åtgärdssekvenser:

a. över objektet kopplas en första magnetfältsgradient,

b. till objektet riktas en första exciteringspuls i form av ett växlande magnetfält, vars styrka, varaktighet och frekvens är sådana, att en önskad del av objektet exciteras.

c. nämnda första magnetfältsgradient fränkopplas fördelaktigast och över objektet en andra magnetfältsgradient till sitt i förväg beräknade värde,

d. nämnda andra magnetfältsgradient fränkopplas fördelaktigast och över objektet kopplas nämnda första magnetfältsgradient,

- e. till objektet riktas ett växlande magnetfält, vars styrka, varaktighet och frekvens väljes så, att det önskade tidigare o-exciterade delområdet av objektet exciteras.
- f. upprepas ovan beskrivna sekvens från och med skedet c för excitering av objektet enligt önskat antal delområden, varvid nämnda exciteringspulser gemensamt kallas objektets första exciteringspulser,
- g. fränkopplas nämnda första magnetfältsgradient och över objektet kopplas nämnda andra magnetfältsgradient samt en tredje magnetfältsgradient till sina i förväg beräknade värden,
- h. till objektet riktas en andra exciteringspuls i form av ett växlande magnetfält, vars styrka, varaktighet och frekvens är sådana, att alla ovan exciterade objekt-delområden kärnmagnetisering vrider sig fördelaktigast 180° , varvid under detta skede alla fältgradients fördelaktigast fränkopplats,
- i. över objektet riktas nämnda första fältgradient så, att dess tidsintegral motsvarar det ovan senast under exciteringen före skedet f, över delområdet varande nämnda första gradientfältets effektiva tidsintegral, och samtidigt inställes över objektet nämnda tredje magnetfältsgradient på sitt i förväg beräknade värde,
- j. nämnda första och tredje magnetfältsgradient fränkopplas och över objektet kopplas nämnda andra magnetfältsgradient till sitt i förväg beräknade värde och det alstrade spinnekot registreras,
- k. över objektet kopplas nämnda första magnetsfältsgradient så, att dess tidsintegral motsvarar det ovan senast under exciteringen före skedet f, över delområdet varande nämnda första gradientfältets effektiva tidsintegral,
- l. nämnda första magnetfältsgradient fränkopplas och över objektet kopplas nämnda andra magnetfältsgradient till sitt i förväg beräknade värde och det alstrade spinnekot registreras,
- m. upprepas skedena k j l enligt antalet exciterade delområden, för att kunna registrera spinnekot även för det till först i skedet b exciterade delområdet,
- n. upprepas åtgärderna a...m ovan flera gånger enligt behov ända tills tillräcklig information kunnat hopsamlas av gruppen exciterade delområden.

14. Förfarande enligt patentkrav 13, k ä n n e t e c k n a t där-

av, att nämnda åtgärdssekvens a...n till först utföres för en grupp delområden och herefter för andra delområdesgrupper efter varandra.

15. Förfarande enligt patentkrav 13 eller 14, k ä n n e t e c k n a t därav, att till objektområdet riktas förutom nämnda 180° -puls ännu en tredje exciteringspuls i form av en annan 180° -puls för alstring av andra spinnekon från objektområdena.

16. Förfarande enligt patentkrav 15, k ä n n e t e c k n a t därav, att på basen av nämnda andra spinnekon behandlas T_2 - eller spinspaceinrelaxationsverkande bildinformation av delområdena.

17. Förfarande enligt patentkrav 13 eller 14, k ä n n e t e c k n a t därav, att före nämnda första exciteringspulser riktas till objektområdena ett växlande magnetfält, som vrider objektområdenas kärnmagnetisering 180° , och att respektive nämnd åtgärdssekvens a...m utföres efter en given fördröjning efter nämnda 180° -puls.

18. Förfarande enligt patentkrav 17, k ä n n e t e c k n a t därav, att med tillhjälp av nämnda bildsekvenser bildas T_1 - eller spin-gallerrelaxationsverkande bilder av delområdena.

19. Förfarande enligt något av patentkraven 13, 14, 15 eller 16, k ä n n e t e c k n a t därav, att efter nämnda första exciteringspulser efter förloppet av en given fördröjning upprepas nämnda sekvens a...n och de alstrade spinnekona registreras.

20. Förfarande enligt patentkrav 19, k ä n n e t e c k n a t därav, att med tillhjälp av de registrerade spinnekona bildas T_1 - eller spin-gallerrelaxationsverkande bilder av delområdena.

21. Förfarande enligt något av föregående patentkrav, k ä n n e t e c k n a t därav, att nämnda första, andra och tredje magnetfältsgradient sinsemellan är ortogonala.

22. Förfarande enligt något av föregående patentkrav, k ä n n e - t e c k n a t därav, att nämnda gradientfält kopplas så, att de temporalt första 90° -exciteringspulserna och de alstrade spinnekon befinner sig symmetriskt till den mellanliggande 180° -pulsen.

23. Förfarande enligt något av föregående patentkrav, k ä n n e - t e c k n a t därav, att eventuella andra och flera spinnekon tidsplaneras symmetriskt till förelöpande spinnekon jämfört med 180° -pulserna.

24. Förfarande enligt något av föregående patentkrav, k ä n n e - t e c k n a t därav, att skedena för nämnda successiva 180° -pulser väljes så, att ohomogeniteterna i det växlande megnetfält som skall exciteras möjligast väl kompenseras.

25. Förfarande enligt något av föregående patentkrav, k ä n n e - t e c k n a t därav, att den samlade NMR-informationen kombineras till en bild, vilken utgör det uttryckliga resultatet av nämnda kärntäthets- och relaxationsvärdefördelningar.

26. Förfarande enligt patentkrav 25, k ä n n e t e c k n a t därav, att för respektive undersökta parameter ges på förhand gränsvärden och enbart inom dessa gränsvärden fallande objektområden presenteras eller annors uppvisas av den alstrade bilden.

Viitejulkaisuja-Anförda publikationer

Hakemusjulkaisuja:-Ansökningspublikationer: Iso-Britannia-Storbritannien(GB)
2 089 996 (G 01 N 24/08), 2 091 884 (G 01 N 24/08).

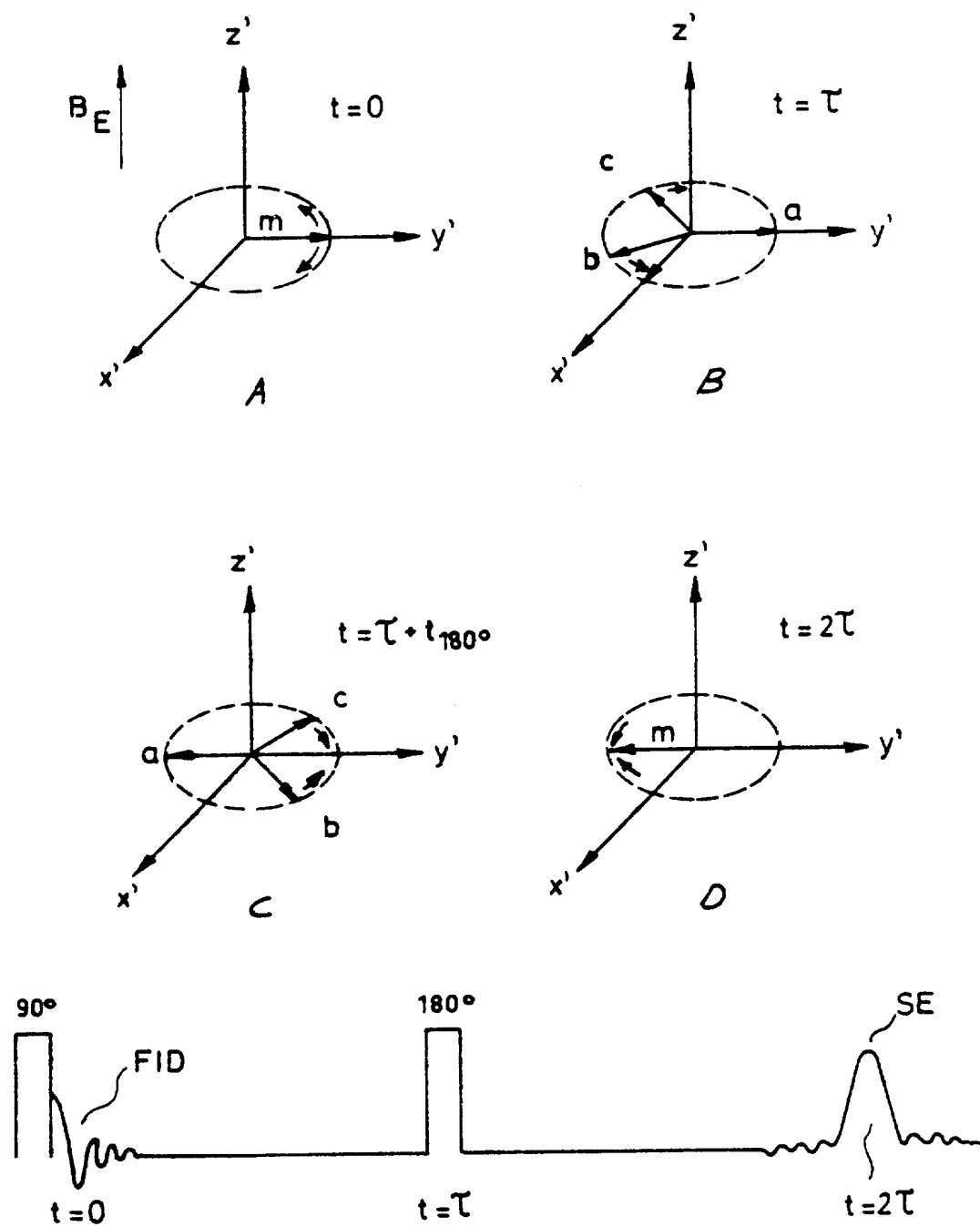


Fig. 1

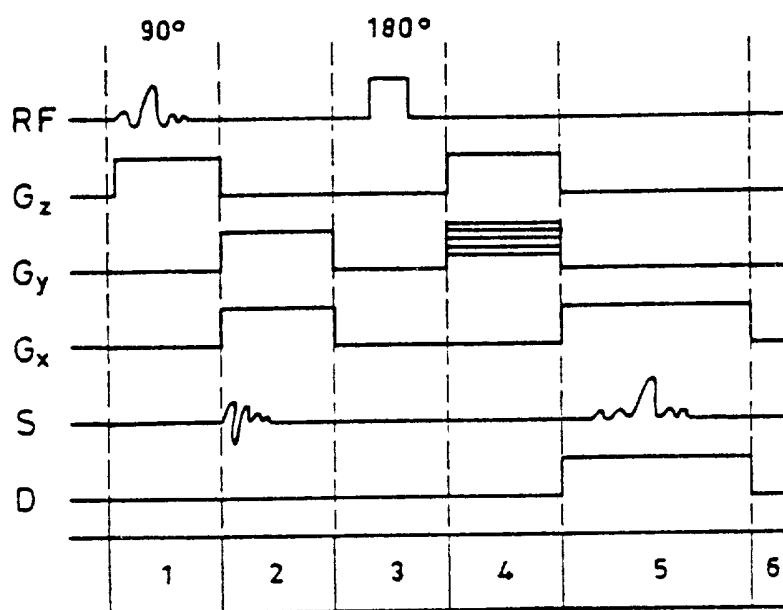


Fig. 2

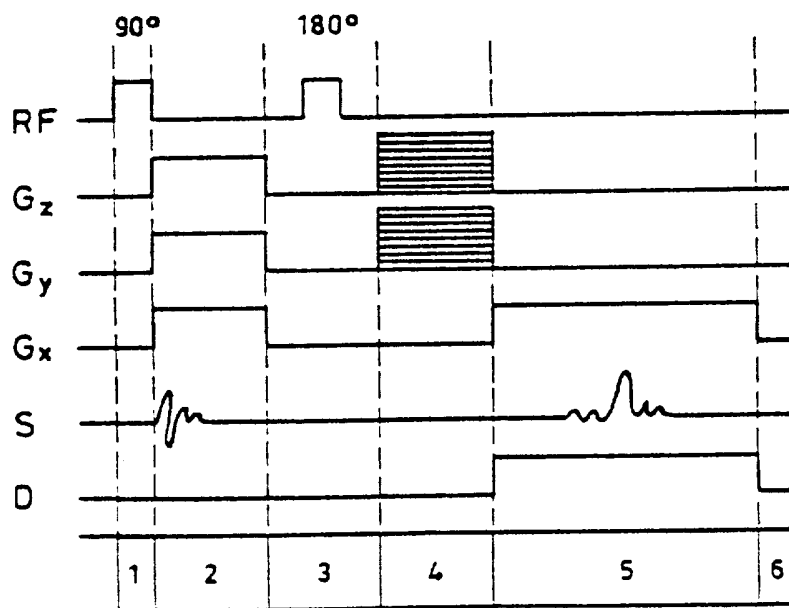


Fig. 3

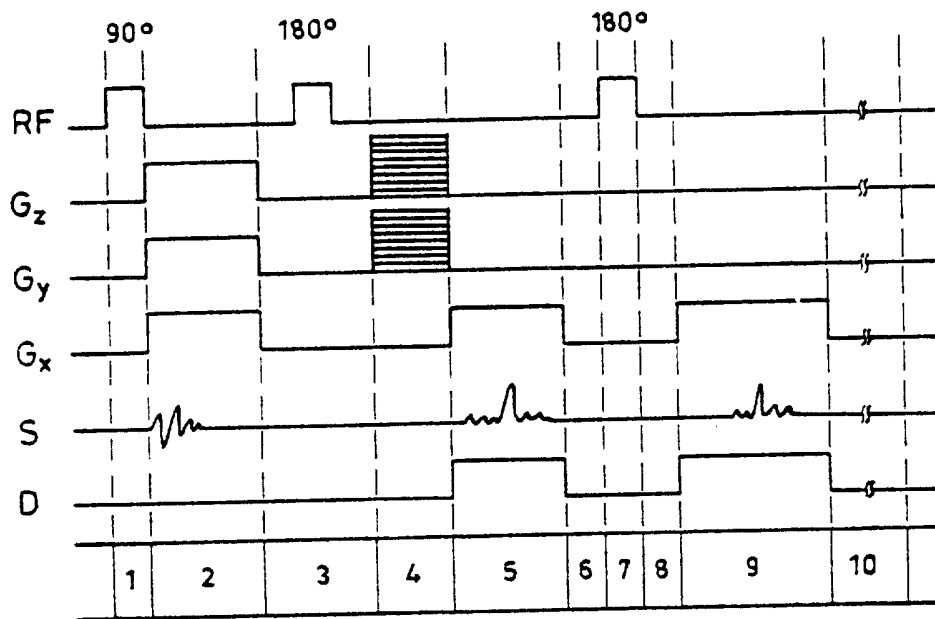


Fig. 4

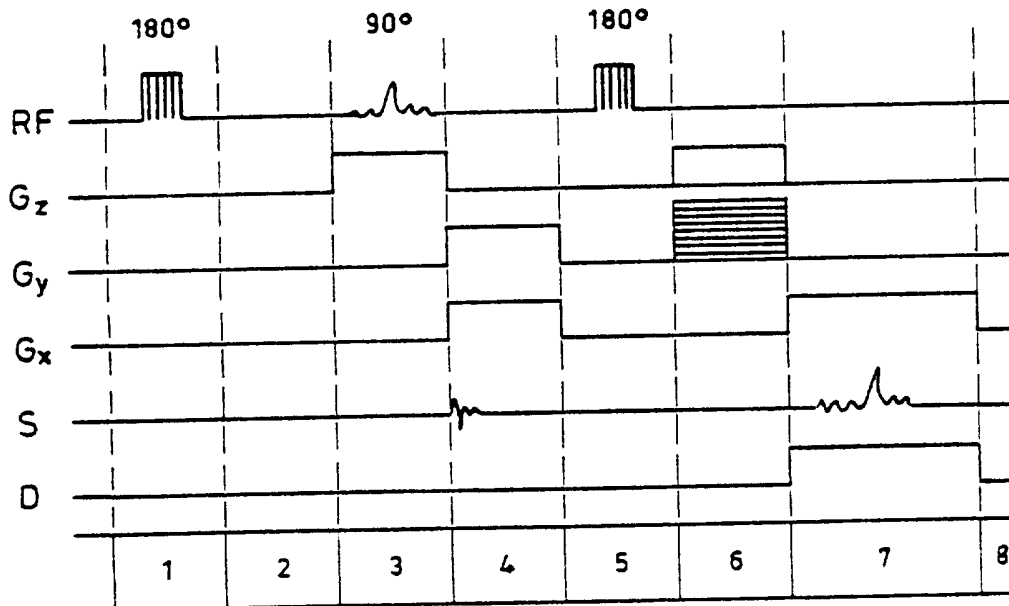


Fig. 5

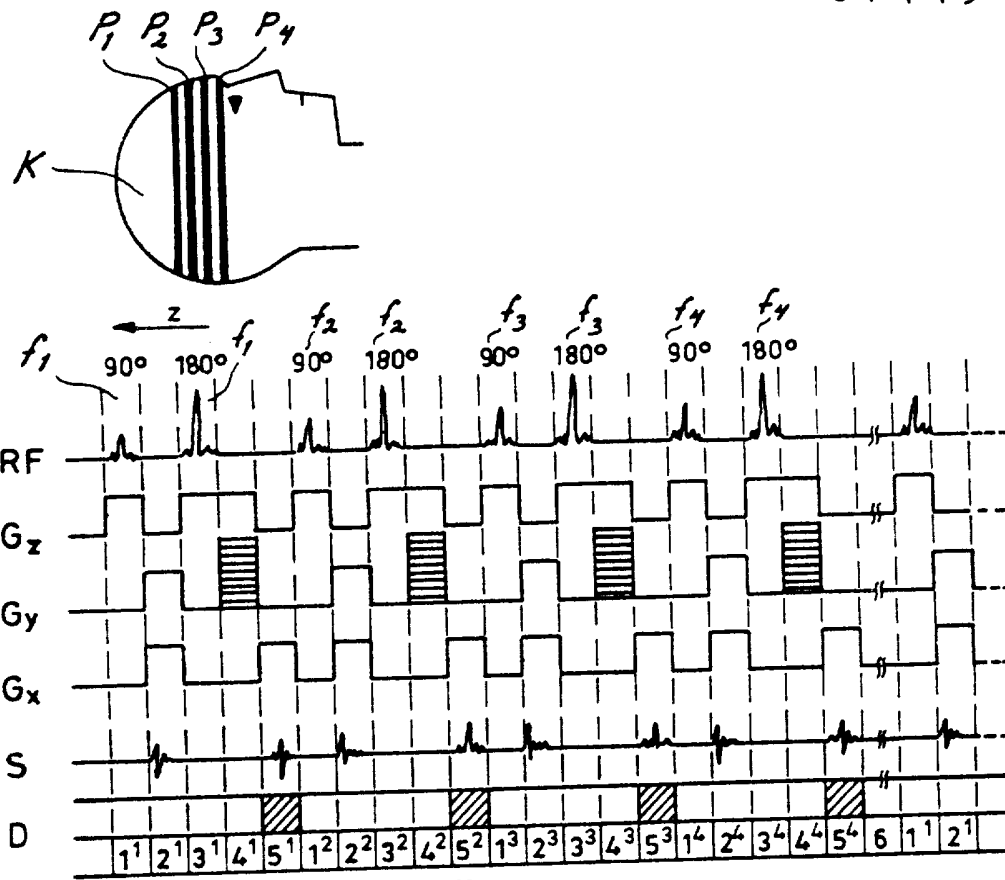


Fig. 6A

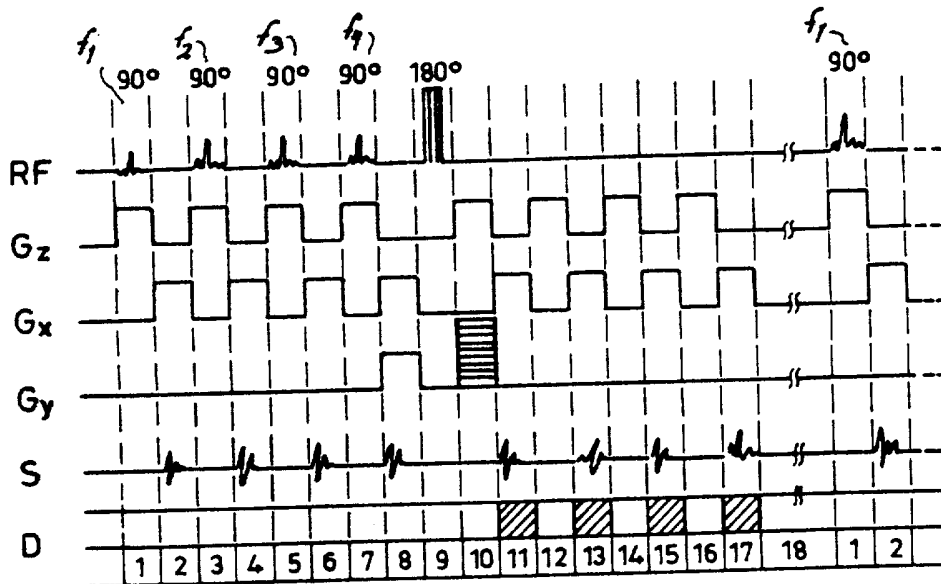


Fig. 6B

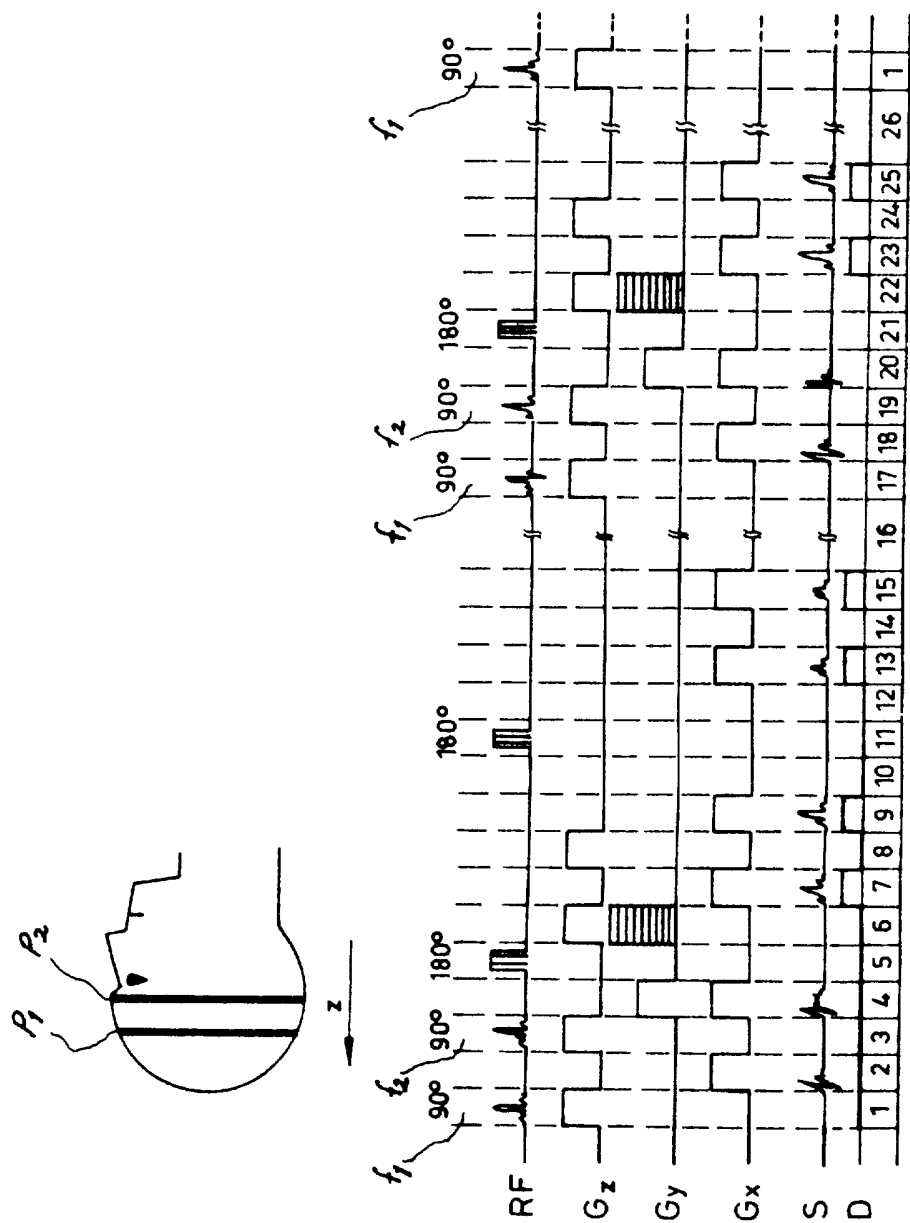


Fig. 7