

(19)



SUOMI - FINLAND

(FI)

PATENTTI- JA REKISTERIHALLITUS

PATENT- OCH REGISTERSTYRELSEN

FINNISH PATENT AND REGISTRATION OFFICE

(10) **FI 843066 A7**

(12) **JULKISEKSI TULLUT PATENTTIHAKEMUS
PATENTANSÖKAN SOM BLIVIT OFFENTLIG
PATENT APPLICATION MADE AVAILABLE TO THE
PUBLIC**

(21) Patentihakemus - Patentansökan - Patent application **843066**

(51) Kansainvälinen patenttiluokitus - Internationell patentklassifikation -
International patent classification
G01N

(22) Tekemispäivä - Ingivningsdag - Filing date **03.08.1984**

(23) Saapumispäivä - Ankomstdag - Reception date **03.08.1984**

(41) Tullut julkiseksi - Blivit offentlig - Available to the public **10.03.1985**

(43) Julkaisupäivä - Publiceringsdag - Publication date **12.06.2019**

(32) (33) (31) Etu oikeus - Prioritet - Priority

09.09.1983 US 530810

(71) Hakija - Sökande - Applicant

1 • General Electric Company, 570 Lexington Avenue, New York, NY 10022, AMERIKAN YHDYSVALLAT, (US)

(72) Keksijä - Uppfinnare - Inventor

1 • Edelstein, William Alan, USA, AMERIKAN YHDYSVALLAT, (US)

(74) Asiamies - Ombud - Agent

Heinänen Oy Patenttitoimisto, Airport Plaza, Äyritie 8 D, 01510 Vantaa

(54) Keksinnön nimitys - Uppfinningens benämning - Title of the invention

Menetelmä ydinmagneettisen resonanssi- kuvan muodostamiseksi käyttäen selektiivisen magnetoinnin ja vapaan presession yhdistelmän käsittäviä pulssisarjoja

Förfaringssätt för bildning av kärn- magnetisk resonansbild med tillhjälp av selektiv magnetisering och fri presession kombination omfattande pulsserier

MENETELMÄ YDINMAGNEETTISEN RESONANSSIKUVAN MUODOSTAMISEKSI KÄYTTÄEN SELEKTIIVISEN MAGNETOINNIN JA VAPAAN PRESESSION YHDISTELMÄN KÄSITÄVIÄ PULSSISARJOJA - FÖRFARINGSSÄTT FÖR BILDNING AV KÄRNMAGNETISK RESONANSBILD MED TILLHJÄLP AV SELEKTIV MAGNETISM OCH FRI PRESSION KOMBINATION OMFATTANDE PULSSERIER

Keksinnön tausta

I Keksinnön kenttä

Esillä oleva keksintö kohdistuu pääasiassa selektiivisen magnetoinnin käyttämiseen yhdessä ohjatun vapaan precession (DEP) kanssa muodostamaan ydinresonanssi (NMR) kuvia. Yksityiskohtaisesti, esillä oleva keksintö kohdistuu kahden edellämainitun NMR tekniikan yhdistelmään tasoleikkauksen valinnan aikaansaamiseksi, joka on myöhemmin rekonstruoitu monikulmaprojektioista tunnetuilla monikulmarekonstruointitekniikoilla, joita käytetään x-säde laske-
tussa tomografiassa. Vaihtoehtoisesti, tasoleikkaus voidaan rekonstruoida käyttämällä tunnettua spinkierre tai Fourier muunto zengmatografia, menetelmiä tuottamaan spintiheys kartan, tai yhdistelmän spintiheydestä ja relaksaatioajoista valitun tason materiaaleissa.

II. Aikaisemman tavan selostus

NMR kuvaus lääketieteellisen diagnostiikan työvälineenä tarjoaa lukuisia tärkeitä etuja muihin laitteisiin nähden, jotka ovat käyttökelpoisia ihmiskehon tutkimisessa. Merkittävin näistä eduista on teknologian täysin vaaraton luonne, ja kyky hankkia avaruuskoodattua näytetietoa korkea-asteisella tarkkuudella. Lisäksi, NMR:stä on vähän, jos lainkaan, vaaraa potilaille tai laitteiden käyttäjille; ja ehkä kaikkein tärkeintä, NMR kuvausintensiteettien on kasvavassa määrin huomattu olevan herkkiä erilaisille sairaustiloille. Suoritetut kliiniset tutkimukset ovat näyttäneet että pahanlaatuisten kudosten relaksaatioaika on yleensä pitempi kuin alkuperäisten kudosten. Tämä ominaisuus ei ole selvästi luonteenomainen syöpäkudokselle, vaan on mielummin osoitus muutok-
sista veden molekulaaritason rakenteessa yhdistyneenä määrättyihin

sairaustiloihin. Muut NMR kuvauksen patologiat käsittävät hydrogefaliksiä; kaulavaltimo aneurysman; edeman munuaissiirron yhteydessä; ja maksakirroosin.

Kiinnostuneelle lukijalle suositellaan uutta William A. Edelsteinin artikkelia nimeltään "Spin Warp NMR imaging and applications to human wholebody imaging", *Physics in Medicine and Biology*:ssä, 25, sivut 751-756 (1980); ja edelleen Paul A. Bottomleyn "Nuclear magnetic resonance: beyond physical imaging", *IEEE Spectrum*, Vol. 20, No. 2, sivut 32-38 (1983). Täydellisempiä NMR käsitteeseen pohjautuvia laitteistoja on esitetty uudessa Leon Kaufmanin tekstissä "Nuclear Magnetic Resonance Imaging and Medicine", Igaku-Shoin, New York and Tokyo (1981); ja myös aikaisemmassa Thomas C. Farrarin tekstissä "Pulse and Fourier Transform NMR, An Introduction to Theory and Methods", Academic Press, New York (1971).

Yleensä tunnetut NMR tekniikat kehokudoksen kuvausta varten suuntautuneet olemaan jonkin verran rajoitettuja kuvalaadultaan, avaruusresolutiltaan, ja ovat vaatineet verrattain pitkät potilaan valotusajat. Näiden teknisten ja lääketieteellisten merkitysten kannalta on selvästi tärkeää parantaa NMR kuvaus teknologiaa kaikilla käytettävissä olevilla laitteilla. Erikoisesti signaali/kohina suhteita tulee suurentaa, kuvausaikoja tarvitsee lyhentää, avaruusresolutiota tarvitsee lisätä, ja poikittais- ja/tai pitkitäisrelaksaatioaikoja tarvitsee monipuolistaa. Monet näistä tekijöistä eivät ole keskenään pois suljettavissa. Tuloksena on ollut tendenssi kaupata yhden tekijän parantamista joka on haitaksi toisille. Nämä onnistuneet kauppaamiset eivät aina ole terveellisiä, ne enemmänkin korostavat tarvetta perusparannuksilla NMR menetelmissä ja laitteissa.

Mainittua termiä Zeugmatografia on viimeaikoina käytetty peittämään NMR tekniikoiden kasvavan alueen, jossa staattiset magneettikentät (tuottamaan ydinten säteilyttämisen) on kombinoitu kenttägradienttien kanssa (avaruuskoodaamaan kiinnostuksen kohtaan tilan) ja RF kenttien kanssa (avaruudessa uudelleen orientoimaan säteilytettyt ytimet) aikaansaamaan laajan alueen kohteita, sisältäen

kuvauksen. Viime aikoina tekninen ja patenttikirjallisuus on kasvavasti reportoinut peräkkäisistä menestyksistä näillä alueilla. Kun alue on edistynyt jatkuvasti, eräät olennaiset takaiskut ovat tähän saakka estäneet NMR korkearesolutiokuvauksen lääketieteessä. Tärkeimmät näiden joukossa ovat suhteellisen hitaat relaksaatioajat ihmiskudoksessa, ja kehon liike sekä luontaisten liikkeiden vuoksi kehon sisällä että vaikeuden vuoksi pitää keho liikkumatta pitkiä ajanjaksoja.

Biologisella kudoksella on tunnetusti pitkittäiset (tai spin-hila) relaksaatioajat T_1 , ja poikittaiset (tai spin-spin) relaksaatioajat T_2 , alueella 0,04-3 sekuntia. Molemmat nämä aikavakiot ovat erikoisen pitkiä verrattuna nykyisin käytettävissä olevan instrumentoinnin nopeuteen tuottaa NMR signaaleja. Myöskin, korkea resoluutiokuvaus vaatii suuren määrän juovia, joista jokainen voi olla tulos täydellisestä NMR pulssiprojektioista, jossa nämä pitkät aikavakiot ovat ainakin vaikuttaneet elleivät rajoittaneet jokaisesta NMR projektioita.

Yksi päärajoituksista koko ihmiskehon NMR kuvauksessa on suhteellisen alhainen signaali/kohina suhde kehonkudoksista tulevissa NMR signaaleissa. DFP on hyvä tapa maksimi informaatioasteen saamiseksi NMR kokeesta, ja siten on houkutteleva kuvaustarkoituksiin.

Tähän saakka FDP on käytetty tekemään tomografiatyylisiä poikkeileikkauskuvia käyttämällä sinimuotoista oskilloivaa gradienttia kohtisuorassa valittua mielenkiinnon kohteen viipaletta vastaan. (katso, esimerkiksi, H.R. Brooker ja W.S. Hinshaw, J. Mag. Res. 30, 129-131). Kuten on selostettu, DFP signaalille lasketaan keskiarvo ajan suhteen, ja etäällä nollassa olevien spinien tuottama signaali (oskilloiva gradientti) tehdään keskiarvoltaan nolaksi. Tällä tekniikalla on joukko haittapuolia, ollen ensimmäinen, että tarkoituksella saada haluttu tason paksuus ja signaali/kohina suhde, on olemassa minimiaika jolle keskiarvo on otettava tarkoituksella minimoida signaalit valitun tason ulkopuolelta. Myös missä tahansa sijaitsevan tason paksuus riippuu pitkittäis-/poikittais relaksaatioaikojen suhteesta (T_2/T_1) kohteessa; ja määrättyissä olosuhteissa on merkittävä erä spinejä kiinnostuksen kohdeviipaleen ulkopuolella. Näiden ei haluttujen signaalien vaiku-

tus voi olla suuri ja on rajoitettu vain kohteen rajallisella koolla ja käytettyjen radiojaksolukukenttein rajallisella avaruus-ulottuvuudella. Lisäksi, näissä aikaisemmissa menetelmissä ei ole hyvää tapaa määrittämään laajennettu alue kohtisuorassa valittua viipaletta vastaan, tai hankkimaan avaruustieto viipaleen paksuussuunnassa.

Selektiivistä magnetointia on käytetty valitsemaan taso kuvausta varten. Kuitenkin aikaisemmat suunnitelmat, joissa käytetään selektiivistä magnetointia, ovat vaatineet aikaviiveen, joka on suunnilleen yhtä suuri (tai suurempi kuin) pitkittäinen relaksaatioaika T_1 , joka tavallisesti huonontaa signaali/kohina suhdetta koko NMR tiedon hankintaprosessissa.

Ei tunneta mitään aikaisempaa suunnitelmaa, joka yhdistää DFP:n ja selektiivisen magnetoinnin ja tuottaa kuvauspulssisarjat.

Esillä oleva keksintö opettaa uusien NMR kuvaussarjojen käytön jotka perustuvat edullisesti erikoisella tavalla yhdistettyihin tunnettuihin sarjoihin, ja on erikoisesti suunnattu tuottamaan olennaisen parannuksen tähän saakka käytettävissä olleeseen kuvan signaali/kohina suhteeseen maksimoimalla informaation keräysaste NMR pulssisarjasta; ja/tai tuottamaan 2D tai 3D kuvan, herkkiä sekä spin tiheydelle että pitkittäiselle relaksaatioajalle T_1 tutkittavassa kohteessa.

Yhteenveto keksinnöstä

Esillä olevan keksinnön pääkohde on siksi aikaansaada parannetut menetelmät NMR kuvaukselle käyttämällä ohjattua vapaata presessiota yhdessä selektiivisen magnetoinnin kanssa.

Toinen esillä olevan keksinnön kohde on aikaansaada parannetut menetelmät kaksi- tai kolmiulotteisessa NMR kuvauksessa käyttäen yllä mainittuja NMR tekniikoita ja käyttäen spinkierto tai Fourier muunto zeugmatografiamenetelmiä kuvan rekonstruoinnissa.

Esillä olevan keksinnön vielä toinen kohde on aikaansaada suurempi

tiedonkeräysaste NMR pulssisarjasta samalla parantaen signaali/kohina suhdetta tuotetuissa kuvissa.

Vielä on esillä olevan keksinnön lisäkohteena lisätä tiedon keräysastetta NMR pulssisarjoista pienentämään vaadittavaa aikaa kartan tuottamiseksi spin tiheydestä tai spin tiheys- ja relaksaatioaikojen yhdistelmästä tutkittavassa materiaalissa.

Esillä oleva keksintö esittää parannettua NMR kuvausmenetelmää, joka käyttää vaihtelevaa kulmaselektiivistä magnetointia yhdessä ohjatun vapaan prosessin kanssa muodostamaan kaksi- tai kolmiulotteisia kuvia, joilla on suurempi tiedon keräysaste kuvaa kohti. Näiden NMR tekniikoiden yhdistämisellä erilaisilla tavoilla tehdään mahdolliseksi tasoleikkaus, joka on valittu ja olennaisesti rekonstruoitu monista kulmaprojektioista tunnetuilla monikulmarekonstruktiointitekniikoilla kuten kaari käytettynä X-säde laskeutussa tomografiassa. Vaihtoehtoisesti tasoleikkaus voidaan rekonstruoida käyttämällä tunnettuja spinkierto tai Fourier muunto zengmatografisia menetelmiä. Nämä kuvat tuottavat kartan materiaalin spin tiheydestä, tai valitun tason materiaalin spin tiheyden ja relaksaation aikojen yhdistelmästä. Parannettu kuvaustekniikka on erikoisen käyttökelpoinen suunnattuna biologisen kudoksen erilaisten sairaustilojen ilmaisemiseen ja paikallistamiseen.

Lyhyt selostus piirustuksista

Pääasia, joka on tarkoitettu keksinnöksi on yksityiskohtaisesti osoitettu ja tunnusomaisesti vaadittu erittelyn loppuosassa. Kuitenkin keksintö voidaan parhaiten ymmärtää, sekä organisaatioltaan että käytännön menetelmältään, yhdessä niiden lisäkohteiden ja etujen kanssa, viittaamalla seuraavaan selostukseen yhdessä liitteessä olevien piirustusten kanssa, joissa:

Kuva 1 esittää kohdemateriaalia, joka sijaitsee staattisessa magneettikentässä ja jolla on ohut tasotila määritettynä siinä selektiivisellä magnetoinnilla;

Kuva 2 esittää konventionaalisen NMR pulssisarjan, jota käytetään

monikulmaprojektion rekonstruointikuvausmenetelmissä;

Kuva 3 esittää konventionaalisen NMR pulssisarjan, jota käytetään spinkierto kuvausmenetelmissä;

Kuva 4a esittää kaaviollisesti spinpatsasta asetettuna y suuntaan kuvan 1 tasotilassa;

Kuva 4B esittää kaaviollisesti vaihemuutoksia kuvan 4 sovituksessa johtuen vaihekoodausgradientin syöttämisestä pitkin Y-akselia;

Kuva 5A esittää suosittua NMR pulssisarjaa sisältäen FDP:n ja selektiivisen magnetoinnin muodostamaan NMR kuvat esillä olevan keksinnön mukaisesti;

Kuva 5B esittää kordinaattijärjestelmää, joka sopii käytettäväksi kuvan 5A pulssisarjoille;

Kuva 6 esittää vakaa-asentoista magnetoointia seurauksena selektiivinen magnetointi/FDP pulssisarjasta, joka käyttää positiivisia ja negatiivisia $39,8^\circ$ pulsseja muodoltaan $\sin(Ct)/Ct$, jossa C on vakio;

Kuva 7 esittää vakaa-asentoista magnetoointia tuloksena selektiivinen magnetointi/FDP pulssisarjasta, joka käyttää positiivisia ja negatiivisia $39,8^\circ$ pulsseja muodoltaan $\exp(-Ct^2)$, jossa C on vakio; ja

Kuva 8 on yksinkertaistettu blokkikaavio esittäen NMR kuvauslaitteiden suurempia komponentteja, jotka sopivat esillä olevan keksinnön mukaisten pulssisarjojen ja tietojenkäsittelytarpeiden toimeenpanemista varten.

Yksityiskohtainen selostus suosituista toteutuksista

Parannettujen NMR kuvausmenetelmien selostuksen aluksi, joita käytetään esillä olevan keksinnön toteuttamiseksi, on valaisevaa tar-

kastella kuvausprosessin eri asteita. Neljä päävaihetta ovat: kohteen magnetointi; avaruuserottaminen; signaalin vastaanotto ja käsittely; ja kuvan rekonstruointi. Paino on tällöin pantu kahdelle ensimmäiselle näistä vaiheista, joiden aikana useimmat esillä olevan keksinnön uudet luonteenomaiset piirteet tulevat käyttöön. On myös tarpeen tässä vaiheessa antaa sangen lyhyt yleiskatsaus selektiivisen magnetoinnin, monikulmaprojektion, ja spinkierto kuvauksen perus NMR tekniikoista, joiden modifioituja versioita on menestyksellä käytetty esillä olevan keksinnön suosituissa toteutuksissa.

Peruspulssisarjoja monikulmaprojektio rekonstruointimenetelmillä suoritettavalle NMR kuvaukselle on selostettu kuviin 1 ja 2 viittaamalla. Koska nämä on suhteutettu tasomenetelmiksi, on siksi vaadittu, että NMR tiedon keräysprosessi on paikallistettu ohueen tasoviipaleeseen paksuudeltaan ΔZ , nimeltään kuvaustaso. Spiniin ohut tasoviipale on määritetty hyvin tunnetulla selektiivisellä magnetointimenetelmällä. Lyhyesti, kapea jaksolukunauha, 90° selektiivinen RF pulssi on syötetty aikavälin q_1 kuluessa positiivisen gradientin G_z läsnäollessa. RF pulssi voisi, esimerkiksi, olla Gaussin amplitudimoduloidun RF kantoaallon muotoinen, kuten esitetty, jossa tapauksessa kuvan 1 ohuella tasoalueella ΔZ voisi olla Gaussin profiili. RF pulssi voisi myös ottaa kantoaallon muodon moduloituna $\sin(Ct)/Ct$ muotoisella verhokäyrällä, jossa t on aika ja C on vakio. Jälkimmäisessä tapauksessa valitun viipaleen paksuusprofiili voi olla oleellisesti suorakulmainen. Aikavälillä q_2 on syötetty negatiivinen G_z lohko uudelleen vaiheistamaan aikavälillä q_1 magnetoidut spinit. Myös aikavälillä q_2 syötetään negatiiviset vaihesiirtogradientit G_x ja G_y koordinaattien x ja y suunnissa vastaavasti. NMR tieto kerätään havaitsemalla spinkaun muoto aikavälillä q_3 kuten on esitetty, samanaikaisesti syötettyjen kuvausgradienttien G_x ja G_y läsnäollessa, jotka ovat x ja y akselien suuntaisia, vastaavasti. Vaihesiirtogradienttien poissaollessa vapaan induktiovaimennuksen (FID) signaali on läsnä (ideaalisesti) alkaen välittömästi q_2 :n lopussa kuten katkoviivoilla on esitetty. Kuvausgradienttien G_x ja G_y amplitudit ovat vakioita jokaisella aikavälillä q_3 , mutta vaihtelevat kuten $g\cos y$ ja $g\sin \phi$ vastaavasti peräkkäisten projektiosarjojen välillä.

Viittaamme nyt kuviin 3, 4A ja 4B, jotka esittävät spinkierto NMR pulssisarjaa, jota myös voidaan edullisesti käyttää tämän keksinnön parannettujen kuvausmenetelmien kanssa. Kuten edellä, ohut tasoviipale spinejä kohtisuorassa Z-akselia vastaan on sallittu edellä selostetulla 90° selektiivisellä magnetointikaavalla, ja spinrit on vipattu poikittaiseen tasoon. 90° RF pulssin jälkeen syötetään negatiivinen G_z gradientti uudelleen vaiheistamaan spinrit kuten edellä. Ajan q_2 kuluessa voidaan syöttää negatiivinen G_x vaihesiirtogradientti, joka myös viivästyyttää NMR signaalin esiintymistä.

Vaihesiirto ohjelvoitavaa amplitudigradianttia G_y käytetään Y-akselin suunnassa aikavälin q_2 kuluessa vaihesiirtämään informaation panemalla alkuun kierteen spineissä pitkin Y-akselin suuntaa. Kuva 4A esittää Y-akselin spinien profiilia ennen vaihesiirtogradientin syöttämistä. Ensimmäisen G_y gradientin syöttämisen jälkeen spinrit kierretään yhden kierteen verran kuten kuvassa 4 on esitetty. Eri vaiheisten spinien koodaama avaruustieto luetaan syöttämällä, aikavälin q_3 kuluessa, G_x gradientti, joka saa eri x asennoissa olevat spinrit kiertämään eri jaksoluvuilla, tehden mahdolliseksi X-akselin suunnassa olevien signaalien erottamisen. Tämä on olennaisesti spin tiedon projektio X-akselille. Koko pulssisarja toistetaan jokaiselle projektiolle erilaisilla ennalta määrätyillä G_y :n arvoilla, jotka kiertävät spinejä erilaisiksi monikierrekierteiksi. Jokainen projektiio sisältää erilaisen tiedon, koska käytetään erilaisia G_y vaihekoodaus gradientteja. Tämän G_y pulssiampitudin muutos projektiota kohti on esitetty kuvassa 3 katkoviivoin kuvatuilla eri G_y koodausgradienttien peräkkäin syöttämisillä peräkkäisiä projektioita varten. Saattamalla loppuun täysi sarja projektioita (esimerkiksi, noin 128) koko tasokuva on rekonstruoitu kaksiulotteisella Fourieer muunto-algoritmilla operoiden koko NMR tiedolla projektioissa. Kuten edellä selostetussa monikulmaprojektioirekonstruointi kuvausmenetelmässä, erilaiset uudelleen vaiheistus ja vaihessiirtolohkot eivät käänne vastakkaisiksi ydinspinien vaihesiirtoa luontaisten magneettikentän epähomogeenisuuksien vuoksi, jotka johtuvat mahdollisesti NMR signaalivoimakkuuden vähistämättömistä häivöistä johtuen poikittaisen relaksaatioajan T_2 vaikutuksesta. Vaikka magneettikenttägradientit on kuvattu eri aikaväleinä sinikäyrän positiivisina puo-

likkaina, ne voivat olla minkä muotoisia tahansa, kun vaan määrättyt hyvin tunnetut amplitudisuhteet on tyydytetty. Esimerkiksi gradienttilohkoilla voi olla joko Gaussin tai suunnilleen nelikulmainen muoto.

Viittaamme nyt kuvaan 5A, jossa on esitetty suosittu NMR pulssisarja sisältäen DFP:n ja selektiivisen magnetoinnin muodostamaan tämän keksinnön mukaiset tasoleikkauskuvat. Kuva 5B esittää sopivaa koordinaattijärjestelmää tälle pulssisarjalle. Kuvan 5B järjestelmä on sama kuin kuvassa 1 sillä poikkeuksella, että paikallinen pystysuunta on muutettu (vain selostuksen helpottamiseksi) olemaan pitkin y suuntaa. Kuten edellä, staattisen magneettikenttä B_0 on suunnattu pitkin z suuntaan, ja käytetään normaalia kiertävää x-y-z ristikköä.

Kuvan 5A ensimmäisellä aikavälillä syötetään kapea jaksolukunauhainen RF pulssi, +0 kuten on esitetty pitkin RF akselia positiiviseen z-gradienttilohkon G_z läsnäollessa. RF pulssi on, kuvannollisesti, olla Gaussin moduloidun RF kantoaallon muotoinen, jossa tapauksessa viipaleen paksuudella voi olla Gaussin profiili. Toinen vaihtoehto on, että RF pulssin amplitudi on suhteellinen $\sin(Ct)/Ct$:een (kuten kuvassa 2 on esitetty), jossa C on ennalta määrätty vakio. Tässä tapauksessa, viipaleen paksuudella voisi olla suunnilleen suorakulmion profiili. On edullista tehdä aikaväli 1 niin lyhyeksi kuin mahdollista koska mitään tarpeellista signaalia ei tuoteta tämän ajan kuluessa. Ottaen huomioon tyypilliset laiterajoitukset, minimiaika aikavälille 1 on nimellisesti 0,1 millisekunnin luokkaa.

Tämä RF pulssi voidaan pitää analogisena konventionaalisen 90° selektiivisen magnetointi pulssin kanssa siinä, että se vipppaa ytimet kohteen yksityisen viipaleen sisällä; mutta jäännösmagnetointi viipaleen sisällä on vipattu kulmaan 0 joka on muu kuin 90° . Vipppauskulma 0 voi olla rajoitta $0^\circ-90^\circ$.

Toisella aikavälillä syötetään joukko pulssattuja magneettikenttä-gradientteja, joiden jäännöstehot ovat itsenäisiä ja additiivisia ikäänkuin ne olisi syötetty peräkkäin. Negatiivinen G_z lohko syö-

tetään uudelleen vaiheistamaan aikavälillä 1 stimuloitua spinit. Positiivinen z-gradienttilohko G_z ja negatiivinen uudelleenvaiheistuslohko G_z on säädetty siten, että

$$\int_2 G_z dt = -1/2 \int_1 G_z dt \quad (1)$$

jossa alempi integrointirajasyntoli integraalille merkitsee yhdistettyä aikaväliä.

Ohjelmoitava amplitudinen vaihekoodaus G_z gradientti on syötetty tekemään mahdolliseksi avaruusinformatio hankkimisen y suunnassa. Esitetyt neljä lohkoa (yksi jatkuva ja kolme katkoviivaista) kuvaavat jotakin vaihekoodausgradientin monista arvoista, joita on käytetty kuvaustiedon hankkimisen aikana. Tämän aaltomuotojen perheen täytyy seurata sääntöä, että $\int G_y dt = 2k\pi$, jossa k on kokonaisluku. Jos halutaan jakaa pystyakseli (pitkin y-akselia tässä koordinaatistossa) N osaan, silloin k:lle sopivat sarjat voisivat olla

$$k = -\frac{n}{2}, -\frac{n}{2}+1, \dots -1, 0, 1, \dots \frac{n}{2}-1 \quad (2)$$

Positiivinen G_x lohko syötetään vaihesiirtämään spinit niin, että maksimi signaali esiintyy aikavälin 3 keskellä, eikä aikavälin 3 alussa.

Tämä G_x lohko sitten siirtyy vakio x-akselin kuvausgradienttiarvon aikaväliä 3 ja seuraavia varten, kuten on esitetty. Gradientti-signaali G_x on kuitenkin käännetty 180° (se on, π) pulssien syötön aikana.

Kuten edellä, gradienttilohkot on kuvattu sinikäyrän osina, mutta niillä voi olla muita muotoja. Edelleen, kolmiulotteinen kuvaustieto voi olla hankittu lisäämällä uudelleen vaiheistus G_z lohkon ohjelmoitavan amplitudin omaavan vaihekoodaus G_z :n aallonmuoto, joka tekee mahdolliseksi analysoida avaruusinformatio viipaleen paksuussuunnan läpi, kohtisuorassa viipaleen tasoa vastaan. On toivottavaa pitää aikaväli 2 niin lyhyenä kuin mahdollista kos-

ka mitään tarpeellista signaalia ei tuoteta tämän ajan kuluessa. Kokonaisaikaa aikaväleille 1 ja 2 on merkitty T_1 :llä.

Aikavälin 2 lopussa ja aikavälin 3 alussa syötetään lyhyt, terävä, epäselektiivinen 180° RF pulssi tuottamaan ensimmäisen spinkaiku-signaalin aikavälin 3 kuluessa. Tämä RF pulssi on ensimmäinen Carr-Purcell-Meiboom-Gill (CPMG) sarja muodostuen vaihtelevista vaihe 180° pulsseista erotettuna sisäpulsseivälillä T_2 . Kuten kuvassa 5A on esitetty, vakio kuvausgradientti G_x^1 on ylläpidetty sen jälkeen tarkoituksella tuottaa magnetoinnin kokonaisprojektio magnetoidussa viipaleessa x-akselille. Lyhyiden 180° pulssien sarja syötetään jokaisen peräkkäisen aikavälin (3, 4, ...) lopussa kääntämään magnetoinnin ja tuottamaan vastaavan spinkaikon seuraavan aikavälin kuluessa. Jokainen peräkkäinen aikaväli 3-6 on kestoltaan T_2 , vastaten 180° välipulssejaikoja. Peräkkäiset spinkaiku-signaalit on merkitty olevaksi niitä vastaavien aikavälien keskeillä, kuvaten niiden yksinkertaistetut verhokäyrät niiden kantoaallon (Larmor jaksoluku) vaihemuutoksia.

Aikavälillä 7, tasaisen lukumäärän jälkeen 3-6 tyyppisiä aikavälejä, syötetään 180° pulssi seuranaan erilaisia gradienttilohkoja, joiden tarkoitus on kääntää spinit asentoon, jossa ne olivat aikavälin 2 alussa. Näiden gradienttilohkot $\vec{G}_x$, $\vec{G}_y$ (ja $\vec{G}_z$ mikäli käytettävissä) syötetään jolloin nuoli merkitä sisältää että esitetyt lohkot ovat negatiivisia versioita vastaavista aikavälillä -2 syötetyistä lohkoista.

Aikavälin 2 alukua vastaavien olosuhteiden saavuttamiseksi on valmistettu erityinen DFP/selektiivinen magnetointi sarja, ja sarja voidaan sitten toistaa vaihekoodausgradienttien G_y tai G_z eri arvoilla lisää NMR informaation saamiseksi, jota tarvitaan kuvan tuottamiseksi. Aikavälit 3-6 voivat olla, suunnilleen, kestoltaan 1-10 millisekuntia (ts. $1 \leq T_2 \leq 10$ ms). Aikaväleille 1-7 vaadittu aika täytyy olla lyhyt verrattuna kohteen poikittaiseen relaxaatioaikaan T_2 ; suunnilleen luokkaa 10-50 millisekuntia.

Aikaväli 8 esittää seuraavan kapeanauhaisen RF pulssin syöttämisen, - $\odot$, positiivisen z-gradienttilohkon G_z läsnäollessa, joka

aloittaa uudelleen selektiivisen DFP sarjan kuten on selostettu. Aikaväliä 8 voi sitten seurata aikaväli tyyppiä 2, ja sen jälkeen useita aikavälejä tyyppiltään kuten 3-6 edellä. Koska määrättyjä etuja voi olla saavutettavissa vaihtelemalla ϕ RF pulssin vaihetta, koko tietomäärän hyödyt täytyy tasapainottaa näitä vastaan. Siten, erillinen DFP/selektiivinen magnetointi sarja voi sisältää molemmat vaihtelevat vaihe- ϕ pulssit spin kierre vaihekoodaus pulssin yhdelle arvolle; tai vaihtelevat vaihe- ϕ pulssit peräkkäisille vaihekoodauspulsseille, tai ei-vaihtelevaiheiset ϕ pulssit peräkkäisille vaihekoodauspulsseille.

Kun edellä oleva sarja tuottaa NMR tiedon, joka on mukautuvainen rekonstruoitavaksi 2D kuvaksi spin tiheydestä valitun viipaleen sisällä, muut edut ovat myös luontaisia. Ajan pituudet 180° käyttöpulssien välillä voidaan vaihdella tekemään kuvia, jotka ovat herkkiä relaksaatio vaikutuksille. Erikoisesti, vaihdeltaessa T_2 :a, rezultoivat kuvat voidaan tehdä herkiksi yksityiselle sarjalle pitkittäisiä relaksaatioaikoja T_1 , joiden tiedetään tai epäillä olevan yhteydessä biologisen kudoksen erityisten tautitilojen kanssa.

Tietokonesimulointi on määrittänyt NMR tekniikoiden, jotka on jaettu erilaisiin koeparametreihin, yhdistelmien tehokkuudet. Viitaten kuviin 6 ja 7 siellä on esitelty vakaa-tila magnetoinnin arvot tuloksena selektiivinen magnetointi/DFP pulssisarjoista komponentit M_x , M_y ja M_z käyttäen positiivisia ja negatiivisia 39.8° ϕ pulsseja muodoltaan $\sin(Ct)/(Ct)$ DFP sarjassa. Erikoisen mielenkiintoisia ovat M_y :n ja M_z :n pääasiassa suorakulmaiset profiilit. Vippauskulma on valittu olemaan optimi T_2/T_1 suhteella 0,25. Tämän profiilin on nähty olevan käyttökelpoinen kolmiulotteiselle kuvaukselle. Täten tällä keksinnöllä on myös sovelutuvuusetu 3D kuvausmenetelmälle, joka käyttää DFP tekniikoita, erotettuina tunnetuista aikaisemmista menetelmistä, jotka eivät esitä tätä tehokkuutta.

Kuva 4 esittää magnetoinnin M_x , M_y ja M_z komponentit käyttäen positiivisia ja negatiivisia 39.8° RF pulsseja muodoltaan $\exp(-Ct^2)$ DFP sarjassa. Mielenkiintoinen on M_y komponentin pääasiassa suo-

rakulmainen profiili, huolimatta Gaussin aallonmuodosta. M_x :n vaihemuutokset on huomioitu viipaleen profiililla. Siten, Gaussin RF pulssi on sopiva yksinkertaiselle viipalekuvaukselle, mutta ei voi olla ideaalinen kolmiulotteiselle kuvaukselle.

On etu käyttää spinkierre menetelmää DFP:n kanssa mieluummin kuin monikulmaprojektio rekonstruointia, jota tehdään nykyisin. Monikulmaprojektio järjestelmässä, kaarevat projektiolinjat (jotka ovat melkein väistämättömiä magnettikentän epähomogeenisuuksien vuoksi) voivat aiheuttaa suttuisuutta kuvausinformaatiossa ja siitä johtuvia häviöitä avaruusjakautumassa. Spin kierre menetelmässä kaikki projektiot ovat pitkin samoja projektiolinjoja. Siten käyristys voi pahimmillaan aiheuttaa lopullisen kuvan geometristä vääntymistä mutta ei kuvausinformation suttuisuutta.

Kuva 8 on yksinkertaistettu blokkikaavio esittäen NMR kuvauslaitteiden suurempia komponentteja, jotka sopivat tämän keksinnön selektiivinen magnetointi/DFP pulssisarjojen ja tiedon käsittelylaitteiden täytöntöön panemiseksi. Koko järjestelmä, yleismerkintä 400, on tehty yleistarkoituksiin tehdystä minitietokoneesta 401, joka on toiminnallisesti kytketty kiekkomuistiyksikköön 403, ja kytkentäyksikköön 405. RF lähetin 402, signaalin keskiarvolaskin 404, ja gradienttien voimansyöttäjät 406, 408 ja 410 on kytketty tietokoneeseen 401 kytkentäyksikön 405 kautta. Kolmea gradienttien voimansyöttäjää käytetään energian syöttäjinä, vastaavasti, X, Y ja Z gradienttien keloille 416, 418 ja 420.

RF lähetin 402 saa pulssiverhokäyrät tietokoneesta 401 synnyttämään RF pulssit, joilla on haluttu modulaatio magnetoimaan resonanssi kuvattavana olevassa kohteessa. RF pulssit on vahvistettu RF voimavahvistimesta 412 tasoille, jotka vaihtelevat 100 watista useihin kilowatteihin, riippuen kuvausmenetelmästä, ja on syötetty lähetinkelaan 424. Korkeita voimatasoja tarvitaan suurilla kohdetiloja varten kuten sattuu koko kehon kuvauksessa, ja missä vaaditaan lyhytaikaisia pulsseja magnetoimaan NMR jaksoluku nauha-
leveydet.

Resultoiva NMR signaali on ilmaistu vastaanotin kelalla 426, vah-

vistettu matalakohinaisella esivahvistimella 422, ja sen jälkeen johdettu vastaanottoimeen 414 edelleen vahvistusta, ilmaisu, ja suodatusta varten. Tämä hoidettu NMR signaali on sitten digitaalikooodattu ja keskiarvo laskettu signaalin keskiarvolaskimella 404, ja johdettu tietokoneeseen edelleen käsittelyä varten. Käsittellyt signaalit on johdettu tietokoneesta 401 kytkentäyksikköön 405 kautta näyttötarkistusyksikköön 430 jossa ne varastoidaan, korjataan ja syötetään näyttöyksikköön 432. Näyttöyksikkö 432 voi sisältää erilaisia teidon esittämislaitteita, kuten CRT-tyyppiset näytöt, samoinkuin kovakopiointilaitteet. CRT näytöt voivat käsitellä suoraan näyttävän varastoputken (DVST) tyyppiä ja konventionaalaisia musta-valkoisia tai väri-TV-mäisiä CRT:itä. Nämä näyttölaitteet voivat käsitellä suoraan tarkasteltavat kalibrointimerkit tai vastaavat. Kovakopiointi tulostuslaitteet voivat käsitellä kirjoittimet kuten viivakirjoittimet, TTY päätteet, ja valokuvan tuottajat.

Esivahvistin 422 ja vastaanotin 414 on suojattu RF pulsseilta lähetetyksen aikana aktiivisella tehottomaksi tekevällä porttitoiminnalla ja/tai passiivisella suodatuksella. Tietokone 401 tuottaa porttitoiminnan ja verhoikäyrä modulation NMR pulsseille, sammutuksen esivahvistimelle ja RF voimansiirtovahvistimelle, ja jännitteen aallonmuodot gradienttien voimansyötöille. Tietokone 401 suorittaa tiedon käsittelyn kuten Fourier muuntamisen, kuvarekonstruoinnin, tiedon suodatuksen, kuvan näytön, ja varastotoiminnot, jotka kaikki ovat hyvin tunnettuja eivätkä muodosta tämän keksinnön olennaista osaa.

Lähetin- ja vastaanotin RF kelat voidaan muotoilla yhdeksi kelaksi. Vaihtoehtoisesti, voidaan käyttää kahta erillistä kelaa, jotka on sähköisesti kytketty kohtisuoraan toisiaan vastaan. Jälkimmäisen rakenteen etuna on pienempi RF pulssien läpipääsy vastaanottoimeen pulssin lähetetyksen aikana. Molemmissa tapauksissa kelat ovat kohtisuorassa staattisen magneettikentän B_0 , joka on tuotettu magneetilla 428, suuntaa vastaan. Kelat on eristetty järjestelmän muusta osasta sulkemalla RF suojattuun häkkiin. Kolme tyyppillistä RF kelamuotoa on kuvattu vielä ratkaisemattomassa hakemuksessa, jonka on ilmoittanut sama valtuutettu kuin tämänkin keksinnön,

ja jolla on Serial No. 345 444 kirjattu 3. helmikuuta 1982, ja nimeltään "Method of NMR Imaging which overcomes T_2^x effects in an inhomogeneous static magnetic field". ("NMR kuvausmenetelmä, joka voittaa T_2^x :n vaikutukset epähomogeenisessa staattisessa magneettikentässä.") Kaikki siinä kuvatut kelat kuten kuvissa 11A, 11B ja 11C tuottavat RF magneettikentät x suunnassa, ja kuvissa 11B ja 11C kuvatut kelamuodot ovat sopivia magneettigeometrioille, joille kohdetilan keskiviiva on samansuuntainen pääkentän B_0 kanssa kuten tämän keksinnön kuvassa 2 on esitetty. Kuvassa 11A oleva kelamuoto on käyttökelpoinen geometrioille, joille kohdetilan keskiviiva on kohtisuorassa pääkenttää B_0 vastaan.

Magneettikenttägradienttikeloja 416, 418 ja 420 tarvitaan aikaansaamaan G_x , G_y ja G_z gradientit, vastaavasti. Monikulmaprojektio rekonstruointi ja spin kierre menetelmissä, joita on selostettu edellä, gradienttien tulisi olla monotoonisia ja lineaarisia yli koko kohdetilan. Moni-arvo gradienttikentät aiheuttavat heikentymisen NMR signaalitiedossa, tunnettu nimellä aliasing, joka voi johtaa erilaisiin kuvavirheisiin. Epälineaariset gradientit aiheuttavat kuviin geometrisiä vääristymiä. Gradienttikelojen muoto, joka sopii magneettigeometrioille, joilla kohdetilan keskiviiva on samansuuntainen pääkentän B_0 kanssa on kuvattu kuvissa 12A ja 12 (edellämainitussa hakemuksessa Serial No. 345 444). Jokainen gradientti G_x ja G_y on tuotettu kelasarjalla kuten sarja 300 ja 302 kuvassa 12A. Kuvassa 12A kuvatut kelasarjat tuottavat gradientin G_x . Kelasarjat gradientin G_y tuottamista varten on käännetty 90° kohdetilan sylinterimäisen akselin (akseli 104 kuvassa 1) ympäri verrattuna kelaan, joka tuottaa gradientin G_x . Z gradientti on synnytetty kelaparilla kuten kelat 400 ja 402 edellämainitussa kuvassa 12B.

Samalla kun keksintöä on tässä selostettu yksityiskohtaisesti määrittäytyjen suositettujen toteutusten mukaan, asiantuntijat voivat saada siinä aikaan monia muunnoksia ja muutoksia. Niinpä oheisilla patenttivaatimuksilla on tarkoitus peittää kaikki sellaiset muunnokset ja muutokset, jotka kuluvat keksinnön hengen ja tarkoituksen piiriin.

PATENTTIVAATIMUKSET

1. Menetelmä NMR kuvaustiedon tuottamiseksi käyttämällä ohjattua vapaata presessiota ja selektiivistä magnetointia tuottamaan kuvia, joilla on suurempi tietoaste, sisältäen:

(a) tasoviipaleen selektiivinen magnetointi kohteen sisällä vipauskulmassa, joka optimoi NMR signaalin jollekin poikittaisuhteelle pitkäaikaisrelaksaatioaikoihin nähden mainitussa kohteessa;

(b) ohjelmoitava amplitudisen kuvausgradientin injektointi pitkin ensimmäistä akselia mainitussa viipaleessa ja vaihesiirtogradientin injektointi pitkin toista akselia mainitussa viipaleessa ja kohtisuorassa mainittua ensimmäistä akselia vastaan;

(c) vaihtelevasti vaiheistettujen 180° epäselektiivisten pulssien sarjojen syöttämisen mainittuun kohteeseen ennalta määrätyn aikavälein tuottamaan vastaavat spin kaikusignaalit aikaväleillä mainittujen pulssien välillä, ollen mainitut aikavälit merkittävästi lyhempiä kuin poikittainen relaksaatioaika mainitussa kohteessa;

(d) injektointi vahvistavasti kuvaus- ja uudelleenvaiheistusgradientteja, ollen mainitut gradientit injektoitu pitkin vastaavia akseleja, ja muotoiltu olemaan negatiivisia versioita kohdan (b) gradientteille; ja

(e) ollen mainittujen vaihdeisen (a) selektiivinen magnetointi, (b) injektointi, (c) syöttäminen, ja (d) vahvistavasti injektointi tehty jokaiselle projektioiden sarjalle, ollen mainittu ohjelmoitava kuvausgradientti erillinen jokaiselle mainitulle projektioidun sarjalle ja mainituille aikaväleille sisältäen ennalta määrätyn kuvausgradientin pitkin toista akselia mainitun viipaleen sisällä ja kohtisuorassa mainittua ensimmäistä akselia vastaan, joka on olennaisesti vakio kaikille mainituille projektioiden sarjoille.

2. Patenttivaatimuksen 1 mukainen menetelmä sisältäen edelleen jokaisen mainituista spin kaiku signaalien peräkkäisistä sarjoista muuttamisvaiheet arvojen aikasarjoiksi ja mainittujen arvojen aikasarjojen muuntamisen jaksolukualatiedoksi ja mainitun jaksoluku-

alatiedon muuttaminen muunnetuksi tiedoksi sen helpompaa esittämistä varten kaksiulotteisina kuvina.

3. Patenttivaatimuksen 2 mukainen menetelmä, jossa mainittu injektointivaihe edelleen käsittää injektioimisvaiheet toiselle ohjelmoitavalle kuvausgradientille pitkin akselia, joka on kohtisuorassa mainittua tasoviipaletta vastaan, ja mainittu vahvistava injektointivaihe edelleen käsittää mainitun toisen ohjelmoitavan kuvausgradientin negatiivisen version injektioonin, ja mainittu muuntovaihe sisältää lisämuuntamisen täten helpottaen mainittujen muunnettujen tietojen esittämistä kolmiulotteisena tietona.

4. Patenttivaatimuksen 1 mukainen menetelmä, jossa keskimääräisen poikittaisen ja keskimääräisen pitkittäisen relaksaatioajan suhde mainitun kohteen sisällä on arvojen 1:2 ja 1:10 välillä ja vip-pauskulma on alueella 30° - 50° .

5. Patenttivaatimuksen 4 mukainen menetelmä, jossa mainittu kohde muodostuu biologisesta kudoksesta jonka poikittaisen ja pitkittäisen relaksaatioajan keskimääräinen suhde on noin 1:4 ja mainittu vastaava vip-pauskulma on noin 40° .

6. Menetelmä NMR moniulotteisen kuvaustiedon tuottamiseksi käyttäen ohjattua vapaata presessiota ja vaihteleva vip-pauskulmaista selektiivistä magnetointia tuottamaan kuvia, sisältäen:

(a) tasoviipaleen selektiivinen magnetointi kohteen sisällä vip-pauksen vaihdeltuna optimoimaan signaali jollekin poikittaisen ja keskimääräisen pitkittäisen relaksaatioajan suhteelle mainitun kohteen sisällä:

(b) uudelleenvaiheistus gradientin injektointi pitkin akselia kohtisuorassa mainittua tasoviipaletta vastaan ja ainakin yhden vaihesiirtogradientin injektointi pitkin ainakin yhtä kahdesta kohtisuorasta akselistä jotka sijaitsevat kokonaan mainitun viipaleen sisällä;

(c) 180° epäselektiivisten pulssien vaihtelevasti vaiheistettujen sarjojen syöttäminen mainittuun kohteeseen ennalta määrätyn aikavälein, jotka ovat lyhempiä kuin mainittu keskimääräinen poikittainen relaksaatioaika, tuottamaan vastaavat sarjat spin-kaiku-

signaaleja mainittujen pulssien välissä olevilla aikaväleillä;

(d) mainittu selektiivinen magnetointi-, syöttämis-, ja injektioimisvaiheet on tehtävä jokaiselle projektoiden sarjalle ja mainitut aikavälit sisältävät erilliset kuvausgradientit jokaiselle projektoiden mainitulle sarjalle; ja

(e) vahvistava injektointi samalle määrälle gradientteja kuin on injektoitu vaiheessa (b), mainitut vahvistavasti injektoidut gradientit injektoitu pitkin kutakin vastaavaa akselia, ja muotoiltu vaiheen (b) gradienttien negatiivisiksi versioiksi.

7. Patenttivaatimuksen 6 mukainen menetelmä käsittäen edelleen vaiheet spinkaikusignaalien jokaisen mainitunperäkkäisen sarjan muuntamiseksi arvojen aikasarjoiksi ja muuntaen mainitut arvojen aikasarjat jaksolukualatiedoksi ja muuttaen mainittu jaksolukualatieto modifioidaan tiedoksi helpottamaan sen esittämistä kaksiulotteisina kuvina.

8. Patenttivaatimuksen 6 mukainen menetelmä, jossa mainittu kohde käsittää biologisen kudoksen jolla on poikittainen ja pitkittäinen relaksaatioajan keskimääräinen suhde noin 1:4 ja mainittu vastaava vippauskulma on noin 40° .

9. Menetelmä NMR kuvaustiedon tuottamiseksi käyttäen ohjattua vapaata presessiota ja selektiivistä magnetointia tuottamaan kuvia, joilla on suurempi tietoaste, käsittäen:

(a) tasoviipaleen selektiivinen magnetointi kohteen sisällä ensimmäisellä vippauksella joka optimoi NMR signaalin poikittaisen ja pitkittäisen relaksaatioajan jollekin suhteelle mainitun kohteen sisällä;

(b) ohjelmoitava amplitudisen kuvausgradientin injektointi pitkin ensimmäistä akselia mainitun viipaleen sisällä ja vaihesiirtogradientin injektointi pitkin toista akselia mainitun viipaleen sisällä ja kohtisuorassa mainittuun ensimmäiseen akseliin nähden;

(c) vaihtelevavaiheisten 180° epäselektiivisten pulssien sarjojen syöttäminen mainittuun kohteeseen ennalta määrätyillä aikaväleillä tuottamaan vastaavat spinkaikusignaalien sarjat mainittujen pulssien välisillä aikaväleillä, ollen mainitut aikavälit välit merkittävästi lyhempiä kuin keskimääräinen poikittainen re-

laksaatioaika mainitussa kohteessa;

(d) kuvaus- ja uudelleenvaiheisuusgradienttien vahvistava injektointi, ollen mainitut vahvistetut gradientit injektoitu pitkin kutakin vastaavaa akselia, ja muotoiltu olemaan vaiheen (b) gradienttien negatiivisia versioita;

(e) saman tasoviipaleen selektiivinen magnetointi toista kertaa toisella vipppauskulmalla joka on vastakkaismerkkinen ensimmäisen vipppauskulmaan nähden; ja

(f) vaiheiden (b), (c), (d) ja (e) toistaminen jokaiselle projektoiden sarjaparille, ollen mainittu ohjelmoitava kuvausgradientti erillinen mainitun sarjan jokaiselle parille, ja sisältäen mainitut aikavälit ennalta määrätyn kuvausgradientin pitkin toista akselia kokonaan mainitun viipaleen sisällä ja kohtisuorassa mainittuun ensimmäiseen akseliin nähden, joka on olennaisesti vakio kaikille mainituille projektoiden sarjoille.

10. Patenttivaatimuksen 9 mukainen menetelmä käsittäen edelleen spinkaikusignaalien peräkkäisten sarjojen mainittujen parien muuntovaiheet arvojen aikasarjoiksi ja mainittujen arvojen aikasarjojen muuntamisen jaksolukualatiedoksi ja mainitun jaksolukualatiedon uudelleen muotoilu modifioiduksi tiedoksi helpottamaan sen esittämistä kaksi-ulotteisina kuvina.

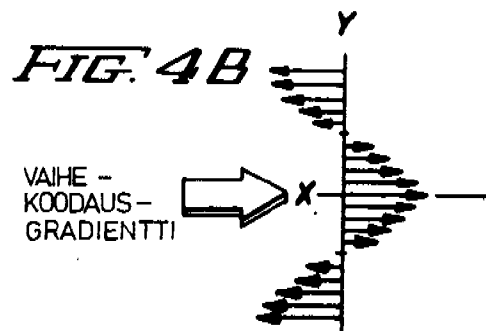
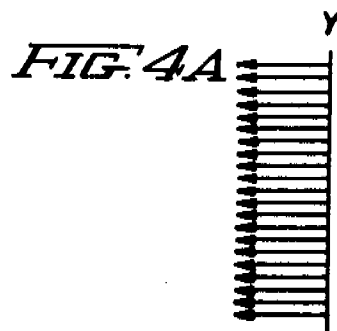
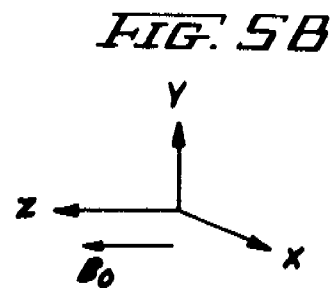
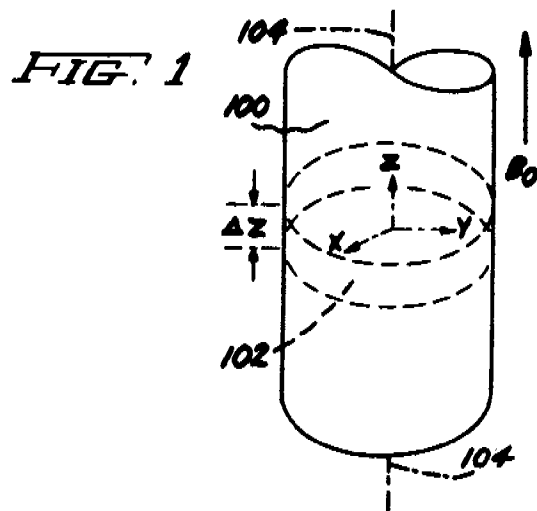


FIG. 6

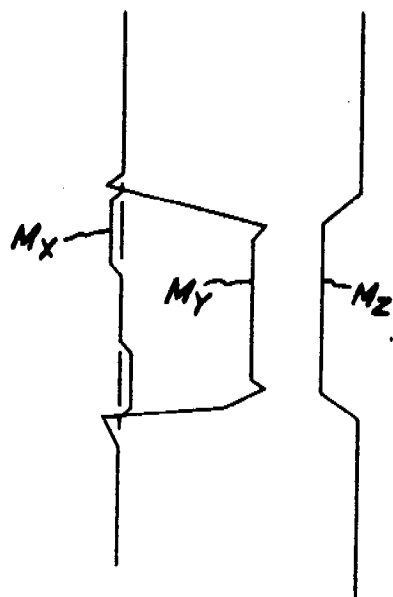


FIG. 7

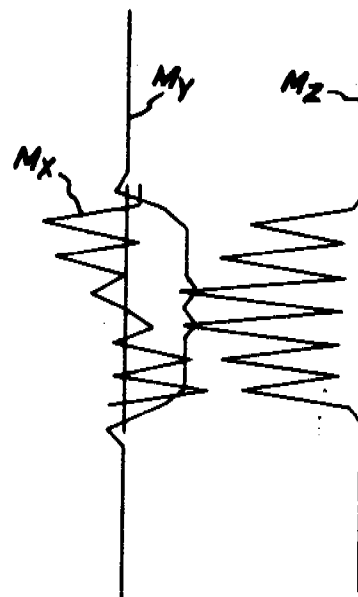


FIG. 2

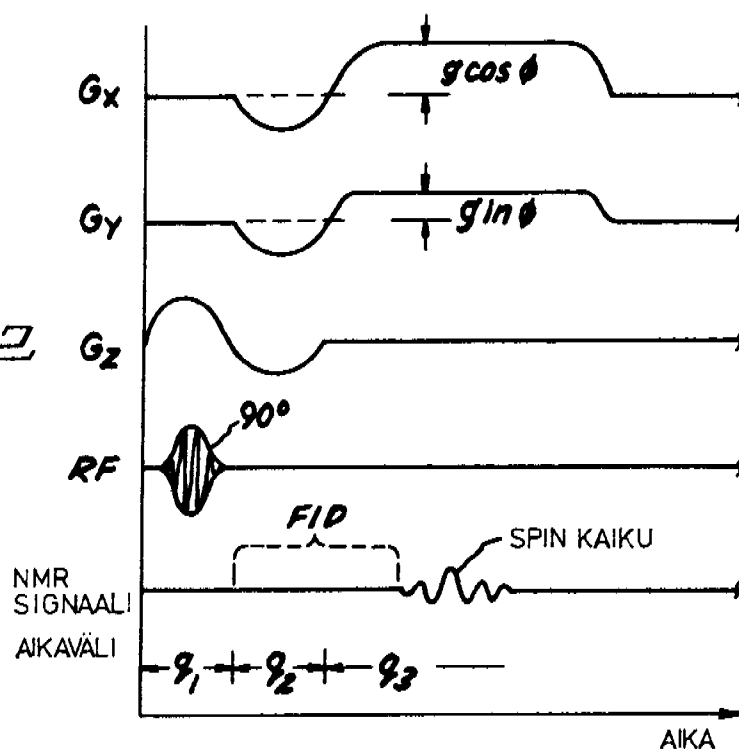


FIG. 3

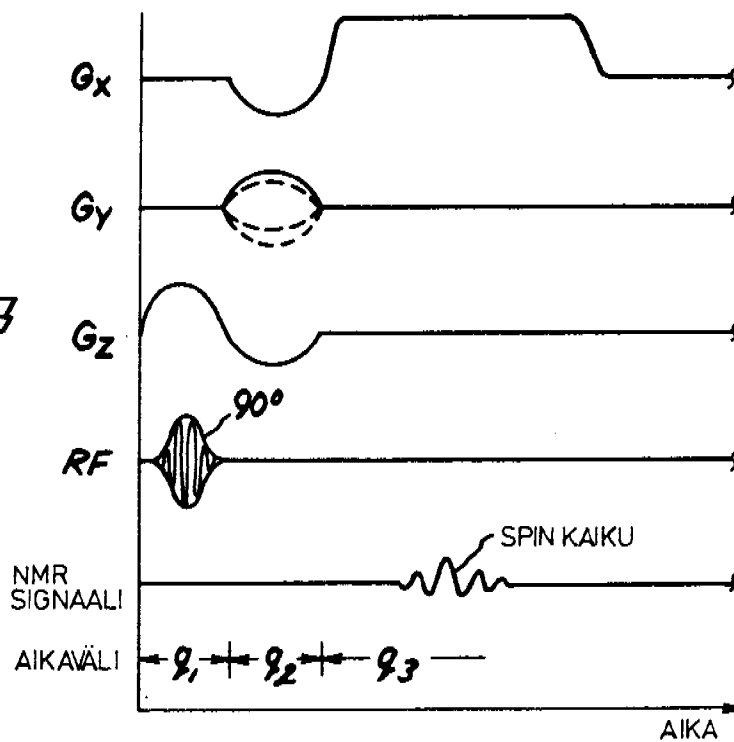


FIG. 5A

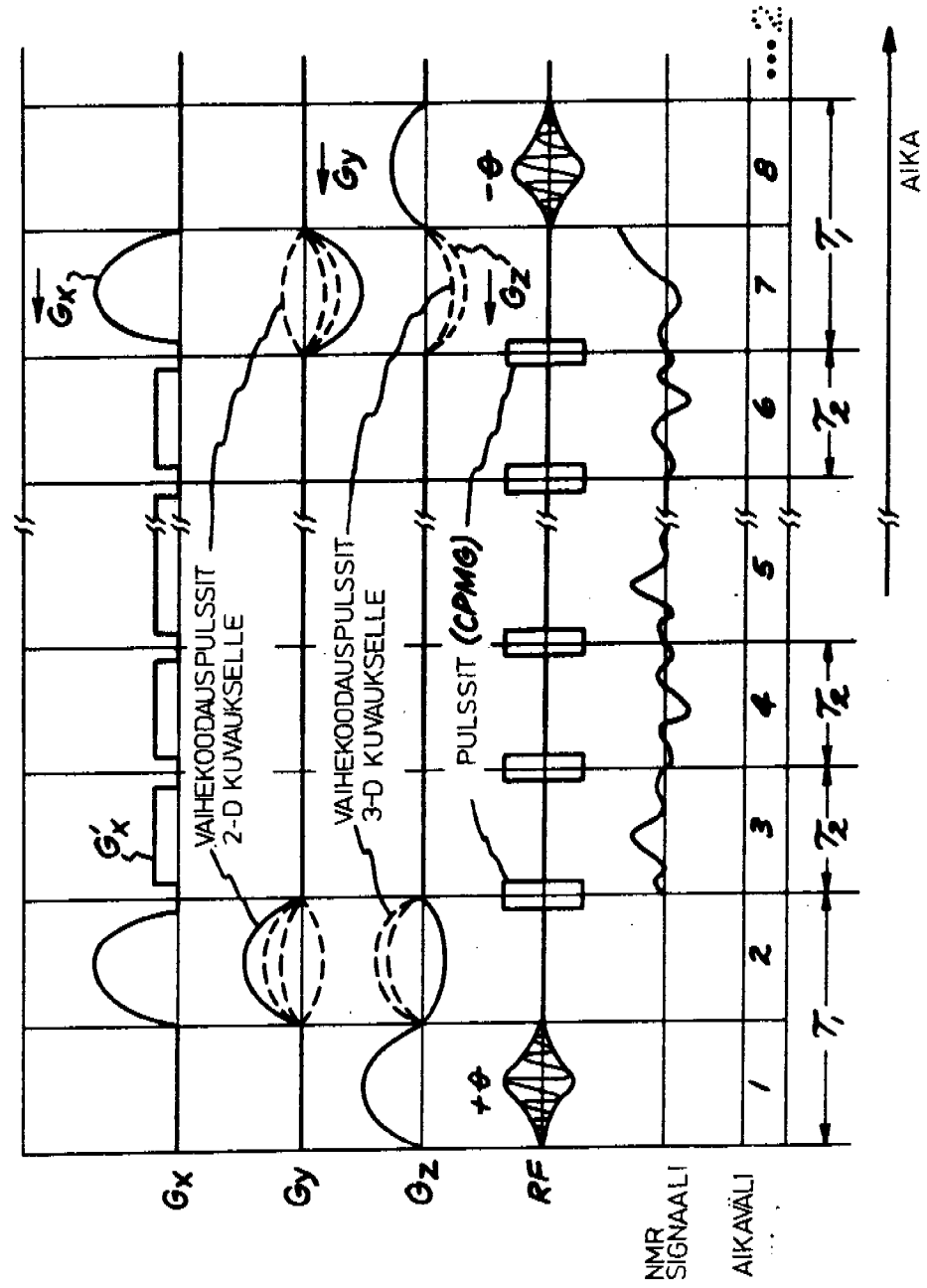
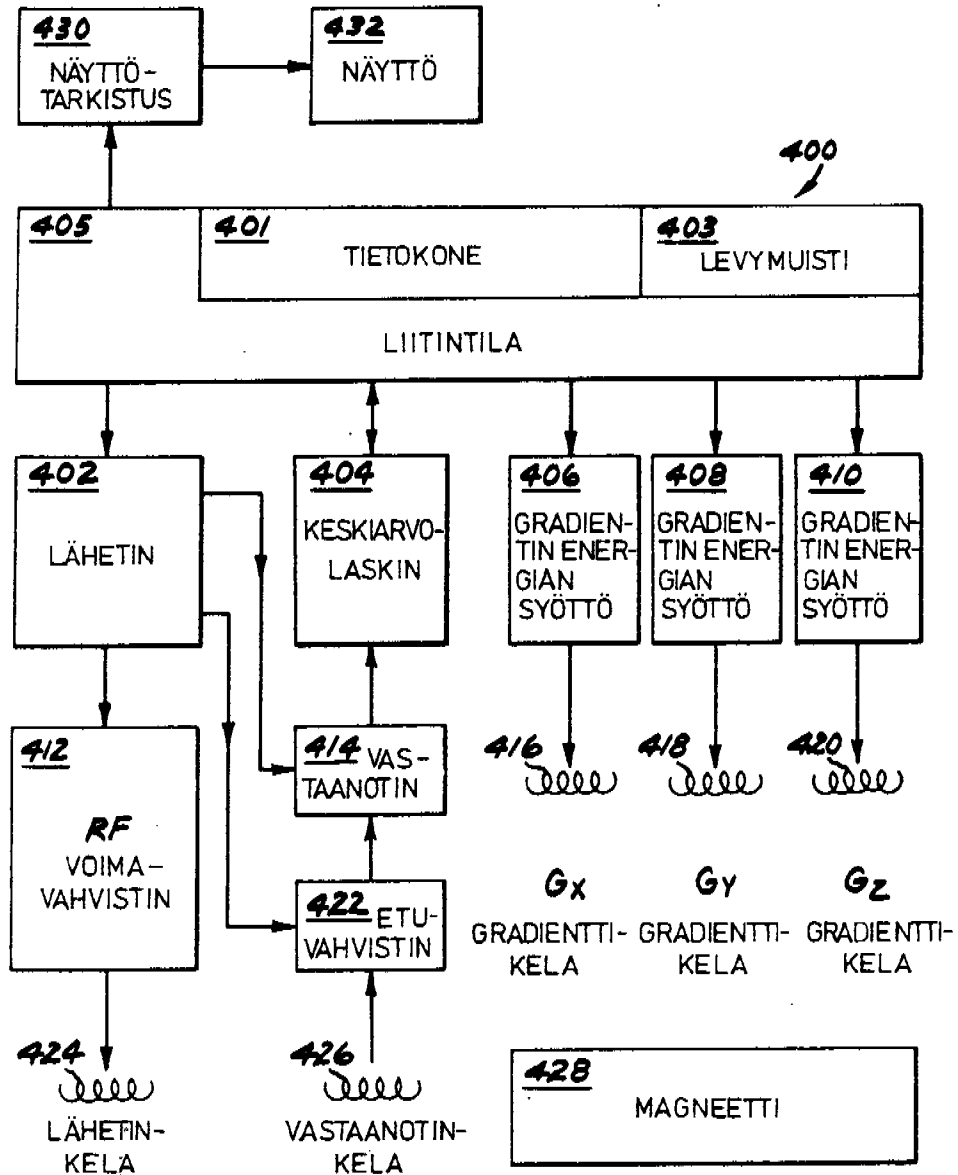


FIG. 6



Viitejulkaisuja - Anförda publikationer

Julkisia suomalaisia patenttihakemuksia: - Offentliga finska patentansökningar:

Hakemus-, kuulutus- ja patenttijulkaisuja: - Ansökningspublikationer, utläggnings- och patentskrifter:

FI

CH

DE

DK

FR

GB

NO

SE

US

Merkitse hakemusjulkaisun (esim. saksal. Offenlegungsschrift) numeron eteen H ja vastaavasti kuulutus- ja patenttijulkaisun numeron eteen K ja P.

EP _____

WO _____

Muita julkaisuja: - Andra publikationer:

Henri Visapää

Allekirjoitus