



SUOMI-FINLAND

(FI)

Patentti- ja rekisterihallitus  
Patent- och registerstyrelsen

C (15) Patentti myönnetty  
Patent meddelat 25 08 1988

(51) Kv.1k.5 - Int.cl.5

G 01N 24/08

(21) Patentihakemus - Patentansökning	843380
(22) Hakemispäivä - Ansökningsdag	27.08.84
(24) Alkupäivä - Löpdag	27.08.84
(41) Tullut julkiseksi - Blivit offentlig	15.05.85
(44) Nähtävöksiannon ja kuul.julkaisun pvm. - Ansökan utlagd och utl.skriften publicerad	15.12.92
(32) (33) (31) Etuoikeus - Prioritet	
14.11.83 US 551626 P	

(71) Hakija - Sökande

1. General Electric Company, 570 Lexington Avenue, New York, N.Y. 10022, USA, (US)

(72) Keksijä - Uppfinnare

1. Jaskolski, Patrick Lee, 11805 West Potter Road, Wauwatosa, Wis. 53226, USA, (US)  
2. Sierocuk, Thomas John, Apartment 210, 2525 South Calhoun Road, New Berlin, Wis. 53151, USA, (US)

(74) Asiamies - Ombud: Oy Heinänen Ab

(54) Keksinnön nimitys - Uppfinningens benämning

NMR RF-kela  
NMR RF-spole

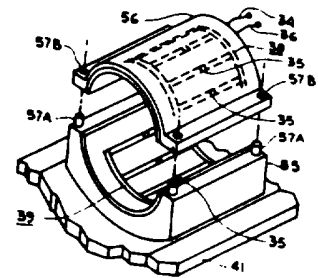
(56) Viitejulkaisut - Anförda publikationer

FI A 65365, EP B 84946 (G 01N 24/06), GB B 2094482 (G 01N 24/08)

(57) Tiivistelmä - Sammandrag

NMR-radio-jaksoluku (RF)-kela on tehty, suositussa toteutuksessa, ylemmästä ja alemmasta kelayksiköstä. Kumpikin kelayksikkö sisältää viritetyn piirin. Toiminnassa magnetoidaan vain yhtä viritettyä piiriä, kun taas toinen on keskinäisesti induktiivisesti kytketty siten, että ne resonovat yhdessä yhtenä piirinä oleellisesti samalla jaksoluvulla. Ensimmäinen sarja lukkoja on asennettu kiinnittämään alempi kelayksikkö potilasalustaan. Toista sarjaa lukkoja käytetään kiinnittämään ylempi kelayksikkö alempaan sallien suhteellisen pitkittämisen liikkeen kahden yksikön välillä. Toisessa toteutuksessa, jossa ei käytetä keskinäistä induktiota, kummankin yksikön viritetyt piirit on sähköisesti yhdistetty muodostamaan täydellisen kelan, esimerkiksi sähköisillä jakki- ja tulppalaitteilla.

En NMR-radiofrekvens (RF)-spole är i en förmånlig utföringsform gjord av en övre och en nedre spolenhet. Båda spolenheterna innehåller en avstämmd krets. I bruk magnetiseras endast en avstämmd krets, när igen den andra är ömsesidigt induktivt kopplad till den, och de är i resonans tillsammans som en krets på väsentligen samma frekvens. En första serie av lås är monterad för att fästa den nedre spolenheten vid patientunderlaget. En andra serie lås används för att fästa den övre spolenheten vid den nedre tillåtande en längsriktad relativ rörelse mellan de båda enheterna. I en annan utföringsform, där ömsesidig induktion inte används, är båda enheternas avstämmda kretsar elektriskt kombinerade för att bilda en fullständig spole, t.ex. med elektriska jack- och proppanordningar.



## NMR RF-KELA - NMR RF-SPOLE

Keksinnön tausta

Tämä keksintö kohdistuu ydinmagneettiresonanssi (NMR) RF-keleihin ja laitteistoon vaatimuksien 1 ja 11 johdantojen mukaisesti. Tällainen NMR-laitteisto on esitetty patenttijulkaisussa EP-A-0 136 324, jätetty 1.8.1984, jossa on etuoikeuspäivä 12.8.1983.

Viime aikoina NMR-ilmiötä on käytetty hyväksi rakennekemistien taholla tutkittaessa elävässä kudoksessa orgaanisten molekyylien molekulaarista rakennetta. Tyypillisesti NMR-spektrometrit, joita käytettiin hyväksi tätä tarkoitusta varten olivat suunnitellut käsittämään suhteellisen pienet kohteet tutkittavasta aineesta. Äskettäin kuitenkin NMR on kehitetty kuvausmodaliteettiin, jota käytetään hyväksi hankkimaan kuvia anatomisista elävistä ihmiselimistä, esimerkiksi. Tällaisilla kuvilla, jotka esittävät parametreja, jotka liittyvät ydinspiineihin (tyypillisesti vetyprotonit yhtyneinä veteen kudoksessa), voi olla lääketieteellistä diagnostista arvoa määrittäessä kudoksen terveystilaa tutkittavassa alueessa. NMR-tekniikat ovat myös laajentuneet sellaisten elementtien kuin fosforin ja hiilen spektroskopiaan elävässä elimistössä, esimerkiksi, tuottaen tutkijoilla työkalut, ennen kaikkea kemiallisten prosessien tutkimiseksi elävässä organismissa. NMR:n käyttäminen tuottamaan kuvia ja spektroskooppisia tutkimuksia ihmiskehosta on tehnyt tarpeelliseksi erikoisesti muotoiltujen systeemikomponenttien käyttämisen, kuten magneettien, gradientin ja RF-kelejen.

Taustaan nähden ydinmagneettinen resonanssi-ilmiö esiintyy atomiytimillä, joilla on epätasainen määrä protoneja ja/tai neutroneja. Protonien ja neutronien spinien vuoksi jokaisella tällaisella ytimellä on magneettinen momentti, kuten että, jos tällaisista ytimistä muodostettu kohde on sijoitettu staattiseen, homogeeniseen magneettikenttään  $B_0$ , suurempi määrä ydinmagneettisia momenteja tulee kentän suuntaisiksi tuottamaan

jäännös makroskooppisen magnetoinnin  $M$  kentän suunnassa. Magneettisen kentän  $B_0$  vaikuttaessa, myös suosittu magneetivana kenttänä, magneettimomentit kiertävät kentän keskiviivan ympäri jaksoluvulla, joka riippuu syötetyn magneettikentän voimakkuudesta ja ytimien ominaiskäyristä. Kulmakiertojaksoluku,  $\omega$ , myös nimitetty Larmor-jaksoluvuksi, on annettu yhtälöllä  $\omega = \gamma B$ , jossa  $\gamma$  on gyromaattinen suhde (joka on vakio jokaiselle NMR-isotoopille) ja jossa  $B$  on magneettikenttä  $B_0$  plus muut kentät, jotka vaikuttavat ydinspineihin. Täten lienee ilmeistä, että resonanssijaksoluku riippuu sen magneettikentän voimakkuudesta, jossa näyte on sijoitettuna.

Magnetoinnin  $M$  suuntautumista, joka normaalisti on suunnattu pitkin magneettikenttää  $B_0$ , voi häiritä magneettikenttien syöttäminen, jotka oskilloivat Larmor-jaksoluvulla tai lähellä sitä. Tyypillisesti tällaiset  $B_1$ :llä merkityt magneettikentät on syötetty kohtisuoraan magnetoinnin  $M$  suuntaa vastaan, jonka tuottavat radiojaksolukupulssit keloilla, jotka on yhdistetty radio-jaksoluku-lähetyslaitteisiin. Magnetointi  $M$  kiertää  $B_1$ -kentän suunnan ympäri. NMR:ssä on tyypillisesti haluttu syöttää riittävän kokoiset ja kestoiset RF-pulssit kiertämään magnetointiä  $M$  tasoon, joka on kohtisuorassa  $B_0$ -kentän suuntaa vastaan. Tätä tasoa on yleisesti nimitetty poikittaistasoksi. Lopettamalla RF-magnetointi, poikittaistasoon kiertyneet ydinmomentit alkavat tulla  $B_0$ -kentän suuntaisiksi erilaisilla fysikaalisilla prosesseilla. Tämän uudelleensuuntautumisprosessin aikana ydinmomentit lähettävät radiojaksolukusignaaleja, joita nimitetään NMR-signaaleiksi, jotka ovat luonteenomaisia magneettikentälle ja erikoisesti kemialliselle ympäristölle, jossa ytimet sijaitsevat. Samaa tai toista RF-kelaa voidaan käyttää vastaanottamaan ytimien lähettämät signaalit. NMR-kuvausta käytettäessä NMR-signaalit havaitaan magneettikenttägradienttien läsnäollessa, joita käytetään hyväksi koodaamaan avaruustieto NMR-signaaliksi. Tätä informaatiota käytetään myöhemmin rekonstruoimaan kuvat kohteesta, jota on tutkittu ammattimiesten hyvin tuntemalla tavalla.

Solenoidaalisen geometrian käyttö on huomattu edulliseksi magneettien muotoilussa  $B_0$ -magneettikentän tuottamiseksi. Tämän geometrian käyttö, kuitenkin, määrää kaksi pakkoa RF-

kelojen muotoilulle. Yksi näistä pakoista on että RF-kelan tuottaman radiojaksolukukentän  $B_1$  täytyy olla kohtisuorassa symmetrian solenoidikeskiviivaan nähden, joka on samansuuntainen kentän  $B_0$  keskiviivan kanssa. Toinen pakko on se, että RF-kela on rakennettava sylinterin pinnalla aikaansaamaan vapaan pääsyn pitkin solenoidiakselia tutkittavan potilaan vastaanottamiseksi. Konventionaaliset RF-kelat on tyypillisesti rakennettu sylinterimäiselle muotille, jossa resonanssi-piiri on asennettu ulkopinnalle.

Käytännössä sylinterimäisen RF-kelamuodon käyttäminen vaatii, että potilas on sijoitettava kelan aktiiviselle alueelle. Yksi tapa, jossa tämä voidaan saavuttaa, on potilaan sijoittaminen kuljetusmekanismialustalle ja siirtää potilas pitkittäissuunnassa kelan sisään, joka voi olla asennettu samankeskisesti magneetin aukon kanssa. Toinen tapa, jossa tämä voidaan toteuttaa, kuten NMR-pään tutkimustapauksessa, on sijoitettu kela pään ympärille ja sitten sijoittaa molemmat  $B_0$ -magneetikenttään. Konventionaaliseen kelamuotoon liittyy monia haittoja. Esimerkiksi, pään tutkimisen tapauksessa, yksiosainen sylinterimäinen rakenne rajoittaa käyttäjän näkymää potilaasta. Tämä voi tehdä käyttäjälle vaikeaksi tarkkailla potilaan tilaa. Tällainen rakenne voi myös tehdä vaikeammaksi sijoittaa potilas kelan sisään optimituloksen saavuttamiseksi. Muutamissa tapauksissa on toivottavaa aikaansaada sekä pään että kehon kuvat käyttäen erillisiä RF-keloja kummallekin. Tiedon keräysajan minimoimiseksi on nopeuttavaa jättää pään kela paikalleen kun vain kehon kela magneetoidaan. Tämä kuitenkin synnyttää ongelman siinä, että kelojen välillä on ei-toivottu kytkentä, mikä voi huonontaa kuvan laatua. Tämän vuoksi tämän keksinnön pääkohde on aikaansaada parannettu NMR-RF-kelan rakenne, joka poistaa edellämainitut haitat.

#### Yhteenveto keksinnöstä

Tämän keksinnön mukaisesti on aikaansaatu NMR-laitteisto, jossa on laitteet polaroivan magneetikentän tuottamiseksi ja laitteet ainakin tutkittavan kohteen osan sijoittamiseksi polaroituun kenttään. RF-kelalaitteissa, jotka on tehty kahdesta yksiköstä, on kummallakin erillinen kelapiiri ollen kyt-

kettävissä toimintaan muodostamaan aukon niiden välille vastaanottamaan tutkittavan kohteen osan. Kelapiirit kytketään yhteen kun kelayksiköt on yhdistetty ja ovat kykeneviä toimimaan yhtenä resonanssipiirinä pääasiassa samalla resonanssijaksoluvulla, kun ainakin yhtä kelapiiriä magnetoidaan.

#### Lyhyt selostus piirustuksista

Keksinnön luonteenomaiset piirteet, joiden uskotaan olevan uusia, on esitetty yksityiskohtaisesti oheisissa patenttivaatimuksissa. Keksintö itse on kuitenkin sekä organisaatioltaan että toimintamenetelmiltään, yhdessä sen muiden kohteiden ja etujen kanssa, parhaiten ymmärrettävissä viittaamalla seuraavaan selostukseen, joka on tehty yhdessä liitteenä olevien piirustusten kanssa, jotka esittävät:

Kuva 1a konventionaalinen rinnankytketty, kaksikierrös NMR-RF-kela, jota käytetään koko kehon tutkimisessa;

Kuva 1b kuvan 1a kela asennettuna sylinterimäiselle muotille;

Kuva 1c esittää kaaviollisessa piirimuodossa kuvan 1a RF-kelaa erotettuna kahdeksi kelapiiriksi keksinnön mukaisesti;

kuva 2a esittää toista konventionaalista kaksikierröksistä sarjaan kytkettyä NMR-RF-kelaa, jota käytetään pään tutkimuksissa, esimerkiksi;

kuva 2b esittää kuvan 2a kelaa asennettuna sylinterimäiselle muotille;

kuva 2c esittää kaaviollisesti kuvan 2a piirimuotoa;

kuva 3a esittää vielä toista RF-kelaa, joka on käyttökelpoinen keksinnön kanssa;

kuva 3b esittää kaaviollisessa piirimuodossa kelaa, joka on esitetty kuvassa 3a ja joka on erotettu kahdeksi kelapiiriksi;

kuva 4 esittää konventionaalista potilaan kannatinta sisältäen pään pitimen ja RF-kelan rakennettuna sylinterimäiseen muotoon;

kuva 5 esittää kaksiosaista NMR-RF-kelaa rakennettuna keksinnön mukaisesti:

kuva 6 esittää suosittua toteutusta kaksiosaisesta NMR-RF-kelasta rakennettuna keksinnön mukaisesti; ja

kuva 7 esittää yksinkertaistetussa kaaviomuodossa NMR-järjestelmää sisältäen potilaan kannatuslaitteen ja esittää tapaa jolla keksinnön mukainen RF-kela on sijoitettu potilaan kannattimelle ja siirtojärjestelmään.

#### Yksityiskohtainen selostus keksinnöstä

Viitaten ensiksi kuviin 1a ja 1b, missä selostetaan konventionaalista NMR-RF-kelamuotoa, joka on käyttökelpoinen modifioidussa muodossa tämän keksinnön kanssa, kuten jäljempänä selostetaan. Kela on tehty yksittäisistä kierroksista 1 ja 3 rinnan ja syötetty pisteissä 7 ja 9 poikki virituskondensaattorin 2. Kondensaattori on esitetty olevan kiinteäarvoinen mutta voi olla säädettävä, jos säätöä halutaan. Tällainen kela on tyyppillisesti muodostettu kupariputkesta 5, joka on asennettu epäjohtavalle (korkeasti eristävä) sylinterimäiselle muotille 11, kuten kuvasta 1b nähdään. Jokainen kelakierros on mitoitettu peittämään  $120^\circ$  sylinterin kehästä. Kela-alue, jossa liittimet 7 ja 9 ovat, on mitoitettu peittämään suunnilleen  $60^\circ$  kehästä. Maksimi RF-kentän yhdenmukaisuudelle kelan sivun, joka on samansuuntainen sylinterin pitkittäiskeskiviivan kanssa, tulee olla yhtä suuri kuin kaksi sylinterin halkaisijaa (D). Kuitenkin kela, jonka sivun pituus on kaksi halkaisijaa, on epäkäytännöllinen, koska RF-energia on sijoitettu potilaan alueille, jotka eivät ole kiinnostuksen kohteena. Siksi, käytännössä, kelan sivun pituus on pienennetty noin yhteen sylinterin halkaisijaan.

Toista toteutusta konventionaalaisesta RF-kelasta, joka on samanlainen kuin kuvassa 1a esitetty, selostetaan nyt viitaten kuviin 2a ja 2b. Tässä muodossa kelakierrokset 15 ja 17 on yhdistetty sarjaan ja kelaa syötetään pisteissä 19 ja 20 poikki virituskondensaattorin 18. Kuten edellä, virituskondensaattori 18 voi olla säädettävä jos halutaan resonanssijaksoluvun säätöä. Kuvissa 2a ja 2b esitettyä kelaa käytetään tyypillisesti pään NMR-tutkimuksissa.

NMR-RF-kelan suosittua toteutusta käytettäväksi keksinnön kanssa selostetaan nyt viitaten kuvaan 3a. Kela käsittää lukuisia sähköä johtavia segmenttejä 30 yhdistettyinä tasaisin välein olevissa pisteissä (suositussa toteutuksessa) ylempään ja alemman sähköä johtavan silmukan 31 ja 32 ympärillä. Jokaiseen segmenttiin sisältyy ainakin yksi kapasitiivinen elementti 35. Kelaa voidaan syöttää virtalähteestä (ei esitetty), joka on yhdistetty liittimien 34 ja 36 väliin poikki yhden kapasitiivisen elementin 35.  $B_1$ -kentän, jonka RF-kela tuottaa, homogeenisuus lisääntyy kun johtavien segmenttien lukumäärä kasvaa. Tämä johtuu siitä tosiasiasta, että kun segmenttien lukumäärä on kasvanut, resultanttikenttä tuotetaan monilla suorituksilla niin, että jokaisen johtavan segmentin vaikutus on pienentynyt.

Segmenttien lukumäärää ei voida rajoituksetta lisätä, koska viereisten segmenttien välillä tarvitaan avoimet välit sallimaan magneettivuolle, virrankulun seurauksena, uloskulku tie. On rakennettu keloja, joissa on 4, 8, 16 ja 32 segmenttiä. Kelan toiminta ja rakenne on julkaistu ja patenttivaatimukset esitetty julkaisussa 15-DV-2286, kirjannut Cecil Hayes ja annettu tehtäväksi samalle valtuutetulle kuin tämä keksintö, ja joka on yhdistetty tähän laustamateriaaliviitteensä.

Tapaa, jolla RF-kelaa käytetään saamaan, esimerkiksi NMR tietoja potilaan päästä siirtojärjestelmän yhteydessä, selostetaan nyt viitaten kuvaan 4. Kuva 4 esittää potilaan siirtojärjestelmän käyttöä konventionaalisen NMR-RF-kelamuodon yhteydessä, johon nähden tämän keksinnön edut voidaan parhaiten arvioida. Potilaan siirtolaitteisto, joka yleensä on merkitty 40:llä, käsittää potilaan kannatusalustan 41, joka sopii pit-

kittäissiirtoon vastakkaisessa suunnassa kuten nuolilla 42A ja 42B on merkitty. Alustalle on muotoiltu kovera yläpinta 43, joka sopii vastaavasti muotoillulle alemmalle pään pituisen kannattajan 45 kuperalle pinnalle 4. Pään pituinen kannattaja on aikaansaatu sen yhteen päähän poikittaiskappaleella 46, joka kannattaa ulkonevan palkin muotoista pääasiassa U-muotoista päänpidintä 48. Päänpidin ulottuu yli päänpitimen kannattajan ja on kiinnitetty poikittaiskappaleeseen pitkin aluetta 49 ulokepalkin muodossa aikaansaamaan välin 50 päänpitimen alemman pinnan ja päänpitimen kannattimen yläpinnan välille. Tällä tavalla sylinterimäinen muotti 51, joka kannattaa kela 52 (esim. edellä selostettu kela viitatun kuviin 1a ja 1b), on vapaa liikkumaan pitkittäissuunnassa suunnassa, jotka on merkitty nuolilla 53A ja 53B, ympäröiden, toimimassa, päänpidintä 48. NMR-tiedon keräämiseksi kannatin 41, päänpidin, ja kela, jonka sisään potilas on sijoitettu, ovat sitten sijoitetut päämagneettikenttään, kuten jäljempänä selostetaan viittaamalla kuvaan 7.

Edellä on selostettu muutamia haittoja, jotka liittyvät konventionaaliseen kelamuotoon ja kannatinjärjestelmään. Huomioitava lisähaitta on se, että on vaikeaa aikaansaada riittävän vahva liitos alueella 49 (kuva 4) kannattamaan olennaista osaa potilaan painosta siinä tapauksessa, että potilas omaksuu asennon, jossa paino on jakautunut, esimerkiksi, jalkojen ja pään välille. Tyypillisesti halutaan päänpitimen pysyvän kannattamaan noin 300 lbs painoa. Vaikeudet syntyvät osaksi siitä tosiasiasta, että päänpitimen ja kannattimen rakenteessa käytetään ei-NMR-aktiivisia materiaaleja, jotka on valittu erilaisista rakennusmuovimateriaaleista, jotka täytyy liittää ilman metallisten kiinnittimien apua häiriöiden välttämiseksi NMR-tutkimusprosessissa. Toinen haitta syntyy siitä tosiasiasta, että sylinterillä 51, joka kannattaa RF-kelaa, on taipumus liikkua ja häiritä haluttuja suhteita, virtaakuljetavien johtimien synnyttämien voimien vuoksi kelassa, kun johtimet on alistettu pulssatuille magneettikenttägradienteille kuten NMR-tutkimuksissa on asianlaita.



Keksinnön mukaisesti edellä selostetut haitat voidaan välttää käyttämällä RF-kelaa, joka on tehty kahdesta erillisestä kelapiiristä, jotka toimivat yhtenä RF-kelana. Kumpikin kelapiiri toimii erillisenä virityspiirinä siten, että kun nämä kaksi on sijoitettu riittävän lähekkäin (yhdessä toteutuksessa) on olemassa keskinäinen induktanssi kelapiireille yhteisresonointia varten yhtenä resonanssiapiirinä suunnilleen samalla jakso-  
luvulla, jolla magnetoidaan. Täten esimerkiksi kuvassa 1a esitetty kaksikierroskela voidaan erottaa kahdeksi virityspiiriksi muodostamalla avoimet piirit pisteissä A ja B. Tuloksena olevat kaksi viritettyä piiriä on esitetty piirikaavion avulla kuvassa 1c. Ensimmäinen viritetty piiri on tehty induktanssista, joka on yhdistetty kelakierrokseen 1 ja kapasitanssista 4, joka on kytketty sen kanssa rinnan. Samoin toinen viritetty piiri on muodostettu induktanssista kytkettynä kelakierrokseen 3 ja rinnan kytketystä kapasitanssista 2. Toiminnassa käytetään RF-vahvistusta magnetoimaan yhden viritetyn piirin kun taas toinen viritetty piiri kytketään tiukasti läpi keskinäisen induktanssin M. Käytännössä voi olla tarpeellista kytkeä mukaan säädettävä kondensaattori 2A sarjaan viritetyn piirin kanssa aikaansaamaan laitteet viritetyn piirin sisäänmenoimpedanssin liittämiseksi RF-vahvistimen ulostuloimpedanssiin  $Z_s$ . Tavallisesti kondensaattorien 2 ja 4 kapasiteetti-arvot kuvassa 1c esitetylle kahdelle viritetylle piirille on valittu olemaan suunnilleen puolet kapasitanssiarvosta, joka tarvitaan kaksikierroksisen, rinnan kytketyn kelan resonanssiin, jota kelaa on selostettu kuvaan 1a viitaten.

Samalla tavalla suosittu toteutus RF-kelasta käytettäväksi tämän keksinnön kanssa, voidaan myös erottaa kahdeksi erilliseksi viritetyksi piiriksi. Tämä voidaan toteuttaa erottamalla avoimet piirit pisteissä E ja G ylemmässä johtavassa silmukassa 31 ja pisteissä F ja H alemmassa johtavassa silmukassa 32 muodostamaan kaksi erillistä kelapiiriä, tavallisesti merkittynä 38 ja 39. Nämä kaksi kelapiiriä on kuvattu kuvassa 3b ja piirikaaviolisessa muodossa. Kumpikin kelaosa 38 ja 39 on tehty toistetusta piiriyksiköistä, joista esimerkki on esitetty katkoviivayksikkönä 29 kuvassa 3b. Tavallisesti piiriyksikkö käsittää kaksi induktiivista elementtiä 37A ja 37B, jotka on yhdistetty toisista päistään sarjaan kytkettyyn

induktiivisen elementin 30A ja kondensaattorin 35 yhdistelmään. Induktiiviset elementit 37A kuvaavat induktansseja yhdistettyinä ylempiin ja alempiin silmukkaosiin 37 (kuva 3a) viereisten johtavien segmenttien 30 välillä. Induktiiviset elementit 30A vastaavat samoin induktansseja yhdistettyinä johtaviin osiin kondensaattorin 35 jommalle kummalle puolelle jokaisessa johtavassa segmentissä 30. Kela voidaan magnetoida kytkemällä RF-vahvistin (ei esitetty) liittimiin 34 ja 36 kelapiirissä 38. Tässä toteutuksessa impedanssin sovittaminen kelan ja RF-vahvistimen välillä voidaan aikaansaada jakamalla kapasitanssi 35 segmentissä, johon johtimet 34 ja 36 on kytketty, moniin sarjaan kytkettyihin kapasitiivisiin elementteihin, joiden kapasitiiviset arvot yhdessä ovat yhtä kuin yhden kondensaattorin 35 kapasitiivinen arvo. Impedanssin sovittaminen voidaan sitten aikaansaada kytkemällä RF-vahvistin poikki yhden tai useamman sarjaan kytketyn kapasitiivisen elementin.

Tapaa, jolla keksintö voidaan soveltaa käytäntöön pään ja kehon tutkimista varten, on esitetty kuvassa 5. On huomattava, että muita kelamuotoja voidaan käyttää keksinnön kanssa, vaikka kuvassa 5 esitettyä on käytetty kuvissa 3a ja 3b esitetyssä RF-kelassa. Edelleen kuvaan 5 viitaten siinä on esitetty potilaan kannatinalusta 41. Alempi kelan kannatinyksikkö 55 käsittää puolikkaan pituussuunnassa leikatusta sylinteristä, jonka sisään on asennettu yksi kelapiireistä 39 kuvassa 3a esitetyssä kelassa ja loput vastaavasti muotoillulla alustan 41 ylempällä pinnalla. Ylempi kelan kannatinyksikkö käsittää toisen puolikkaan sylinteristä, jonka sisään on asennettu toinen kelapiiri 38,

Käytettäessä, ylempää kelan kannatinyksikköä 56 siirretään, kun potilas on sijoitettu alemmalle yksikölle. Sopiva linjaus ylempään ja alemman kelayksikön välillä aikaansaadaan suuntauspinnalla 57A asennettuna alempaan kelayksikköön, jotka sopivat aukkoihin 57B ylempässä kelayksikössä. Kela voidaan magnetoida johtojen 34 ja 36 avulla, jotka suositussa toteutuksessa on kytketty kelapiiriin 38 asennettuna ylempään kelan kannattimelle. Kun johtoihin 34 ja 36 syötetään virtaa, kelapiiri 39 on kytketty kelassaan 38 keskinäisen induktanssin kautta ja

resonoi yhdessä sen kanssa pääasiassa samalla resonanssijaksoluvulla. Kokeet kuvassa 3a esitetyllä kelalla ovat osoittaneet, että resonanssijaksoluvun toistettavuus ylemmän kelayksikön 56 siirtämisen ja paikoilleen asettamisen jälkeen on 1 kHz:n sisällä. Tämä on totta, jopa kun 8 mm ohut täytelevy on sijoitettu ylemmän ja alemman kelayksikön väliin stimuloidaan pienen kelan suuntausvirheen. Tämä on resonanssijaksoluvussa vain noin 0,6 %:n muutos kuormitetun kelan nauhaleveydessä, jolla on laatutekijä (Q) suunnilleen 80 ja joka resonoi 13 MHz:llä. On myös huomattu, että kelan 89, joka on asennettu alempaan kelayksikköön 55, joka tyypillisesti pysyy kiinnitettynä alustaan 41, resonanssijaksoluku on 700 kHz korkeampi kuin se on jos ylempi kelayksikkö on paikallaan. Tämä on edullista tilanteissa, joissa kuvassa 5 esitettyä kelaa käytetään pääin NMR-tutkimuksissa, kun taas toista kehokelaa (ei esitetty) käytetään suorittamaan torson NMR-tutkimuksia. Tässä tapauksessa alempi pääin kelayksikkö voi tulla lähemmäksi kehokelan (kuten ylempää torsoa tutkittaessa) kuin kuvaan 4 viitaten selostettu tyypiltään yksiosainen pääkela voisi ilman mitään ei-toivottua kytkentää pääkelan ja kehokelan välillä. On myös mainittava, että mikäli ylempi kelayksikkö 56 on siirrettävä, helppous, jolla potilas saadaan RF-kelan sisään, paranee. Näissä tilanteissa, joissa potilaan täytyy jäädä NMR-laitteiston sisään pidennetyksi ajaksi, kuten kehon tutkimustapauksessa, ylempi kelayksikkö voidaan siirtää päästä pois parantamaan potilaan mukavuutta ja pienentämään kaikkia klaustrofobisia suljetun paikan tunteita. Muutamissa toteutuksissa alempi kelayksikkö voi olla kiinteästi asennettu potilaan alustaan 41.

Edellä kuvaan 5 viitaten selostettua kaksiosaista kelaa voidaan myös käyttää ja siihen liittyvät edut realisoida keloilla, joita ei ole kytketty keskinäisellä induktiolla. Esimerkkinä tällaisesta kelasta voi olla kaksikierroksinen, sarjaan kytketty kuvassa 2a esitetty kela ja joka on esitetty piirikaavion muodossa kuvassa 2c. Tässä tapauksessa kelakierrokset 15 ja 17 voivat olla erillisiä erottamalla avoin piiri pisteestä C. Erotetut kelakierrokset voidaan sitten asentaa ylemmälle ja alemmalle kelayksikölle. Käytännössä sarjasähköistä kosketusta kelapuolikkaiden välillä pisteessä C voidaan

sitten vahvistaa käyttämällä sähköistä jakki- ja tulppalaitteistoa. Esimerkiksi, yksi suuntapinna 57A (kuva 5) voi sisältää tulpan, joka on liitetty yhteen kelakierrokseen, kun taas jakki voi olla asennettu vastaavaan aukkoon 57B vastaanottamaan tulpan.

Toinen keksinnön toteutus, erikoisesti käyttökelpoinen pään NMR-tutkimuksissa, on kuvattu kuvassa 6. Tämä toteutus on samanlainen muutamissa suhteissa kuvaan 5 viitaten selostetun kanssa siten, että se on myös tehty samoin numeroiduista alemmasta ja ylempää kelayksiköstä 55 ja 56, jotka kannattavat kelapiirejä 39 ja 38, vastaavasti. Alemmalla kelayksiköllä 55 on tavallisesti puolisyylinterimäinen muoto potilaan pään vastaanottamiseksi. Pari pitkittäisiä laippoja 59 ja 60 ulottuu ulospäin yksikön alueesta lähinnä alustaa 41. Lukitusmekanismi on aikaansaatu yhdessä kummankin laipan 59 ja 60 kanssa, joilla alempi kelayksikkö voidaan kiinnittää alustaan. Esimerkki tällaisesta lukitusmekanismista on merkitty 61:llä ja joka on yhdistetty laippaan 59. Tällä tavalla alempi kelayksikkö 55 on pidetty paikalleen samalla välttämättä ei-toivottuja liikkeitä magneetti-kenttä-gradienttikelojan (ei esitetty) magnetoinnin vuoksi tai potilaan liikkeen vuoksi. On myös huomattava, että tämä muoto kykenee kannattamaan suuret painot ilman rakenteellisia rajoituksia, jotka liittyvät ulokepääkannattimeen 48 kuvassa 4. Lukitusmekanismi saa myös aikaan valmiit laitteet kelojen siirrolle ja vaihtamiselle. Ylempi kelayksikkö 56 on myös muotoiltu puolisyylinteriksi ja on mitoitettu omaamaan samat mitat kuin alemman kelayksikön 55 vastavilla. Tällä tavalla ylempi ja alempi yksikkö voidaan saattaa kosketukseen pitkin niiden pitkittäisiä reunoja muodostamaan kokonaisen sylinterin. Kumpikin alemman yksikön pitkittäinen reuna on varustettu laipoilla 62 ja 64, jotka ovat liukuvasti kiinnitetyt mekaanisilla lukkoilla, kuten lukko 64 pitämään ylempään yksikön 56 paikallaan kuitenkin sallien suhteelliset pitkittäiset liikkeet. Tällä tavalla on mahdollista liikuttaa ylempää kelayksikköä alemmaan nähden vastakkaisiin suuntiin, kuten nuolilla 65 on osoitettu, kun on tarpeen sijoittaa potilas alemmalle yksikölle, tai kun tulee välttämättömäksi säätää

potilaan asentoa tutkimuksen kuluessa. On myös mahdollista täysin irroittamalla lukot 64 kokonaan poistaa ylempi kelayksikkö 56.

Kuva 7 esittää yksinkertaistettua kaaviollista NMR-järjestelmän muotoa tunnusmerkiltään 70. Järjestelmä käsittää magneetin 72, jossa on pitkittäissuuntainen aukko 73 potilasalustan 41 vastaanottamiseksi toiminnan aikana. Keksinnön mukainen NMR-RF-kela, sisältäen kelayksiköt 55 ja 56, on sijoitettu alustalle (pitkin potilasta, kun on käytössä) ja siirretään magneetin aukkoon liikuttamalla potilaan siirtojärjestelmää 40 pyörien 71 avulla. Tutkimisen aikana potilaan siirtolaite 40 on pidetty tarkasti paikallaan telakoimismekanismin avulla, jota tavallisesti merkitään 74 ja 75. Yleensä on toivottavaa, että RF-kela on samankeskeisesti suunnattu magneettiaukon kanssa pitkin pitkittäistä keskiviivaa 58.

Tavallisesti keksinnön mukaan kelan kannatusyksiköt, potilaan alusta, ja niihin kuuluvat rakenteet, jotka on sijoitettava magneetin sisään, on rakennettu ei-NMR-aktiivisista materiaaleista estämään häiritsevät NMR-signaalit. Tyypillisesti sopivat materiaalit ovat epämagneettisia, epämetallisia, epähydroksooppisia, ja ei RF-imeviä. Kelan kannatusyksiköiden materiaaleilla täytyy myös olla korkeat eristysominaisuudet. Esimerkkeinä materiaaleista, joita voidaan käyttää, ovat polykarbonaattihartsit (esim. Lexan-hartsit), termoset hartsit (esim. Noryl-hartsit), ja akryylihartsit (esim. pleksilasihartsit). Lexan-hartsia suositellaan sen ei-NMR-aktiivisten ominaisuuksien ja sen korkean voimakkuuden vuoksi.

Vaikka tätä keksintöä on selostettu viitaten yksityiskohtaisiin toteutuksiin ja esimerkkeihin, muut muotoilut ja muunnellut voivat tulla mieleen edellä olevien opetusten asiantuntijoille. Siten on ymmärrettävää, että liitteenä olevien patenttivaatimusten puitteissa keksintöä voidaan toteuttaa toisinkin kuin yksityiskohtaisesti on selostettu.

## PATENTTIVAATIMUKSET

1. NMR RF-kela, joka on sylinterimäisesti muodostettu aukon muodostamiseksi kohteen osaa varten, t u n n e t t u siitä, että kela muodostuu ensimmäisestä (55) ja toisesta (56) erotettavasta kelayksiköstä, josta kumpikin tukee erillistä, itsenäistä kelapiiriä (38,39), jotka kelayksiköt ovat yhdistettävissä toiminnassa kohteen osan vastaanottavan aukon muodostamiseksi, jotka kelapiirit on kytketty yhdistämisen yhteydessä, jolloin ne yhdistettyinä toimivat yhtenä resonanssi-piirinä, kun ainakin yhteen kelapiireistä on syötetty energiaa.

2. Vaatimuksen 1 mukainen kela, t u n n e t t u siitä, että kelapiirit muodostuvat viritetyistä piireistä, ja että kumpikin kelayksikkö tukee yhtä viritetyistä piireistä, jotka viritetyt piirit on kytkettävissä keskinäisinduktanssien avulla.

3. Vaatimuksen 2 mukainen kela, t u n n e t t u siitä, että ensimmäinen ja toinen kelayksikkö muodostuvat vastaavasti ylemmästä (56) ja alemmasta (55) yksiköstä, jolla alemmalla kelayksiköllä on pitkittäiset, siitä ulkonevat laipat (59,60).

4. Vaatimuksen 3 mukainen kela, t u n n e t t u siitä, että laipat ulottuvat yhtä kauas laippojen asemointielinten (40) kanssa muodostaen komplementaarisesti muotoillun pinnan (43) asemointielinten pinnan kanssa siten, että asemointielimet kannattavat alempaa yksikköä.

5. Vaatimuksen 3 tai 4 mukainen kela, t u n n e t t u pitkitäisiin laippoihin kytkeytyvistä ensimmäisistä salpaelimistä (61).

6. Vaatimuksen 5 mukainen kela, t u n n e t t u siitä, että ensimmäiset salpaelimet myös kytkeytyvät asemointielimiin

siten, että alempi kelayksikkö kiinnitetään siihen irroitettavasti.

7. Vaatimuksen 5 mukainen kela, t u n n e t t u toisista salpaelimistä (64), jotka kiinnittävät liukuvasti ylempään kelayksikön alempaan kelayksikköön siten, että sallitaan niiden välinen suhteellinen pitkittäisliike.

8. Vaatimuksen 7 mukainen kela, t u n n e t t u siitä, että alempi kelayksikkö on varustettu laipoilla (62,63), jotka sijaitsevat lähinnä ylempää kelayksikköä olevissa osissa, ja jotka ovat kiinnitettävissä toisten salpaelimien avulla.

9. Vaatimuksen 1, 2 tai 3 mukainen kela, t u n n e t t u siitä, että kumpikin kelayksikkö on varustettu sähköisillä kytkentäelimillä (57A), jotka on kytketty niihin yhdistettäviin kelapiireihin, ja joilla on muodostettavissa sähköisesti johtava kytkentä kelapiirien välillä silloin, kun yksiköt on yhdistetty.

10. Vaatimuksen 3 mukainen kela, t u n n e t t u siitä, että alempi kelayksikkö on liitetty asemointielimiin ja muodostaa osan niistä.

11. Jonkin edellisen vaatimuksen mukainen NMR-laitteisto, joka käsittää elimet (72) polaroivan magneettikentän tuottamiseksi, elimet (40) ainakin tutkittavan kohteen osan sijoittamiseksi polaroivassa magneettikentässä ja sylinterimäisesti muodostetut RF-kelaelimet (51,52), jotka muodostavat aukon, johon tutkittava osa on sijoitettavissa, t u n n e t t u siitä, että se käsittää jotkut edellämainitut kelaelimet.

12. Vaatimuksen 11 mukainen NMR-laitteisto, t u n n e t t u siitä, että ensimmäinen yksikkö on kiinnitetty asemointielimiin, ja että toinen yksikkö on toiminnassa liukuvasti kiinnitettävissä ensimmäiseen yksikköön.

## PATENTKRAV

1. NMR RF-spole, som är cylindriskt bildad för att bilda en öppning för en del av ett objekt, k ä n n e t e c k n a d därav, att spolen består av en först (55) och andra (56) åtskiljbar spolenhet, varav båda stöder en separat, självständig spolkrets (38,39), vilka spolenheter kan kombineras i operation för att bilda en öppning, som tar emot en del av objektet, vilka spolkretsar har kopplats vid kombinerande, varvid de kombinerade fungerar som en resonanskrets, när till åtminstone en av spolkretsar har matats energi.

2. Spole enligt krav 1, k ä n n e t e c k n a d därav, att spolkretsar består av avstämde kretsar, och att båda spolenheter stöder en av de avstämde kretsarna, vilka avstämde kretsar kan kopplas med hjälp av ömsesidig induktion.

3. Spole enligt krav 2, k ä n n e t e c k n a d därav, att den första och andra spolenheten består av en övre (56) och nedre (55) enhet respektivt, vilken nedre enhet har longitudinala flansar (59,60), som skjuter fram från den nedre enheten.

4. Spole enligt krav 3, k ä n n e t e c k n a d därav, att flansarna sträcker sig lika långt som placeringsorgan (40) för flansar och bildar en komplementärt formad yta (43) med placeringsorganens yta, så att placeringsorganen stöder den nedre enheten.

5. Spole enligt krav 3 eller 4, k ä n n e t e c k n a d av till de longitudinala flansarna kopplande första spärrorgan (61).

6. Spole enligt krav 5, k ä n n e t e c k n a d därav, att de första spärrorganen också kopplas till placeringsorgan, så att den nedre spolenheten fästs löstagbart vid den.



7. Spole enligt krav 5, k ä n n e t e c k n a d av andra spärrorgan (64), vilka fäster glidbart den övre spolenheten vid den nedre spolenheten, så att en relativ longitudinal rörelse tillåtes mellan dem.

8. Spole enligt krav 7, k ä n n e t e c k n a d därav, att den nedre spolenheten är försedd med flansar (62,63), som är belägna i delar närmast den övre spolenheten, och som är fästbara med hjälp av de andra spärrorganen.

9. Spole enligt krav 1, 2 eller 3, k ä n n e t e c k n a d därav, att de båda spolenheterna är försedda med elektriska kopplingsorgan (57A), som är kopplade till spolkretsar, som kopplas till dem, och med vilka kan bildas en elektriskt ledande koppling mellan spolkretsar, då när enheterna är kopplade.

10. Spole enligt krav 3, k ä n n e t e c k n a d därav att den nedre spolenheten har kombinerats till placeringorganen och bildar en del av dem.

11. NMR-anordning enligt något av föregående krav, som innefattar organ (72) för producerande av ett polariserande magnetfält, organ (40) för placering av åtminstone en del av det undersökta objektet i det polariserande magnetfältet och cylindriskt bildade RF-spolorgan (51,52), vilka bildar en öppning, till vilken den undersökta delen kan placeras, k ä n n e t e c k n a d därav, att den innefattar somliga ovannämnda spolorgan.

12. NMR-anordning enligt krav 11, k ä n n e t e c k n a d därav, att den första enheten är fäst vid placeringsorgan, och att den andra enheten är i operation glidbart fästbar vid den första enheten.

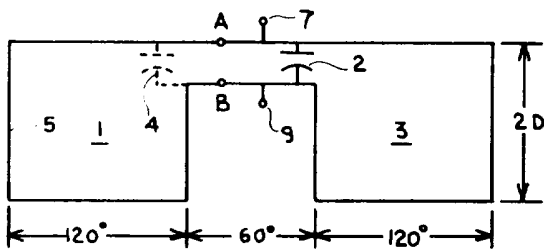


FIG. 1a

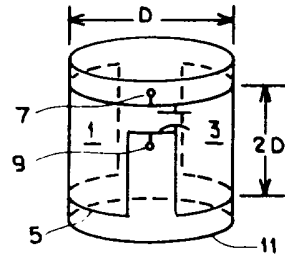


FIG. 1b

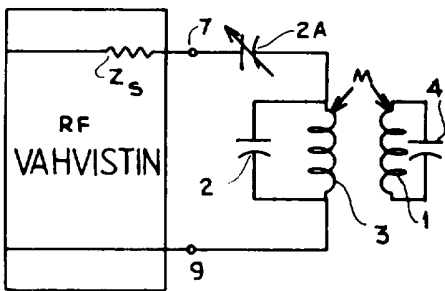


FIG. 1c

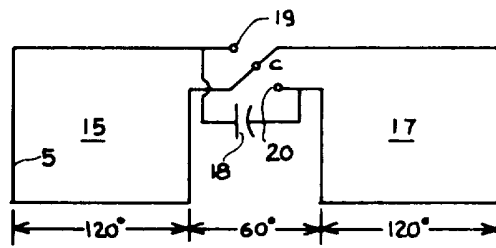


FIG. 2a

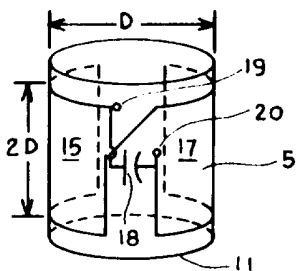


FIG. 2b

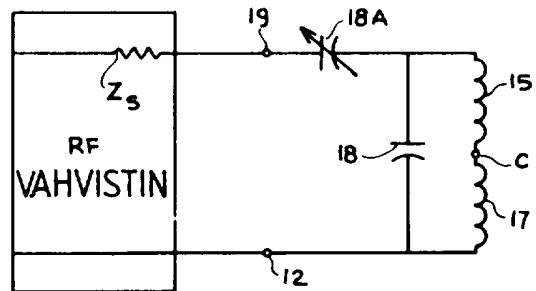


FIG. 2c

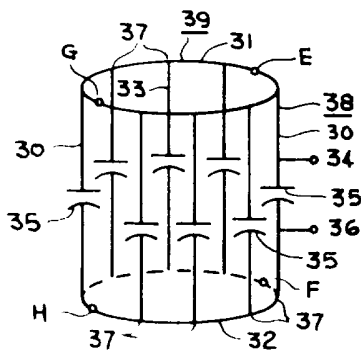


FIG. 3a

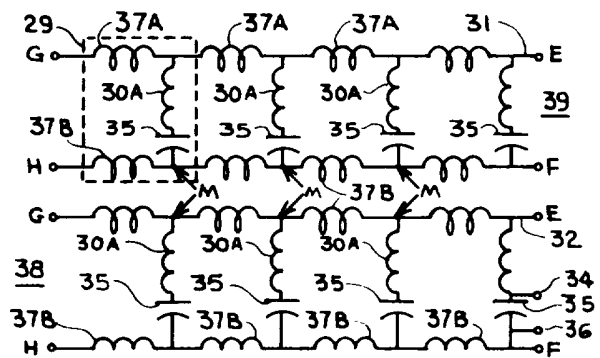


FIG. 3b

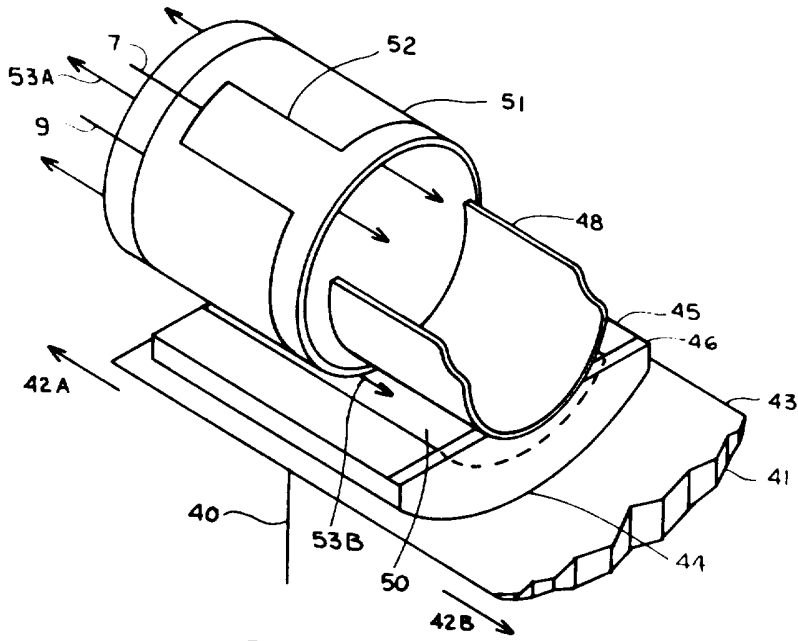


FIG. 4

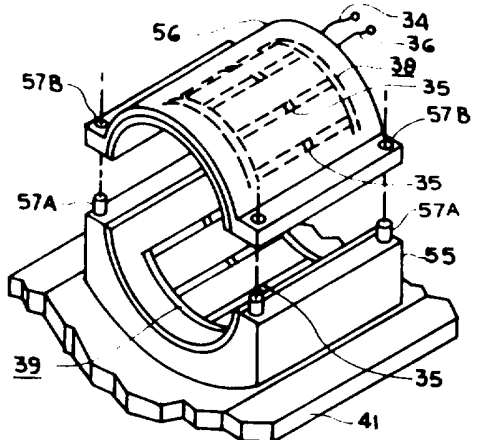


FIG. 5

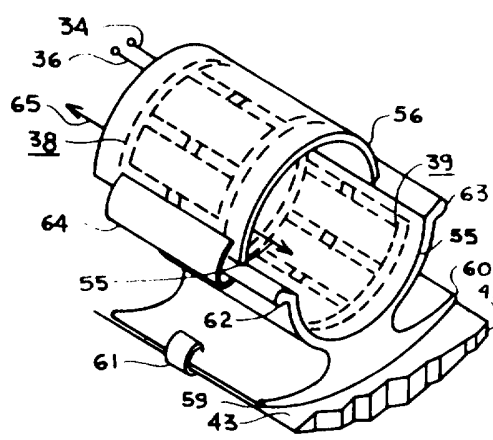


FIG. 6

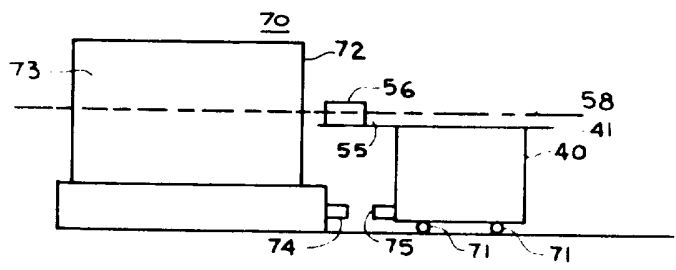


FIG. 7