

**IMAGISTICA PRIN REZONANȚĂ  
MAGNETICĂ NUCLEARĂ  
APLICAȚII ÎN STUDIUL SCLEROZEI  
MULTIPLE ȘI A VALVULOPATIILOR  
COLAGENOZICE**

1. Geneza semnalului RMN .....	4
1.1. Nucleii .....	8
1.2. Câmpul magnetic .....	9
1.3. "Precesia" nucleilor.....	9
1.4. Timpii fizici de relaxare (T, și T2).....	11
1.5. Substratul biologic al timpilor de relaxare.....	12
1.6. Semnalul RMN. Trăsături, semnificație.....	15
2. Producerea imaginii.....	16
2.1. Gradienții magnetici .....	16
2.2. Excitația selectivă .....	17
2.3. Codificarea spațială a informației .....	17
3. Echipamentul IRM.....	19
3.1. Magnetul.....	19
3.2. Bobinele de radiofrecvență .....	19
3.3. Gradienții de câmp magnetic.....	19
3.4. Calculatorul (computerul).....	
4. Noțiuni elementare de semiologie.....	20
4.1. Investigarea creierului și structurilor nervoase. Scleroza multiplă.....	21
4.2. Investigarea cordului și circulației. Valvulopatiile colagenice .....	33
4.3. Investigarea altor regiuni anatomice.....	47
Bibliografie.....	47

## CUPRINS

## INTRODUCERE

Imagistica medicală a prezentat un real progres odată cu introducerea RMN-ului ca tehnică imagistică de diagnostic. Neinvazivitatea și calitatea mare a imaginii sunt două din principalele caracteristici ale acestei tehnici.

Lucrarea de față prezintă succint pentru început principalele cunoștințe fizice și tehnice ce stau la baza obținerii imaginii RMN. Apoi sunt redate principalele aplicații ale RMN-ului în medicină, particularizând pentru domeniul neurologiei și al cardiologiei.

Scleroza multiplă, boală neurologică demielinizantă, este un exemplu relevantor de aplicație a RMN-ului în studiul sistemului nervos central.

În ceea ce privește cordul, aplicarea RMN-ului a fost limitată de imposibilitatea „înghețării” imaginii obținute prin RMN. Sincronizarea cu ECK-ul a făcut posibil studiul RMN al cordului, în această lucrare fiind prezentat aportul RMN-ului în valvulopatiile colagenozice.

## **1. GENEZA SEMNALULUI RMN**

Metoda imagistică bazată pe fenomenul fizic al rezonanței magnetice nucleare se înscrie printre procedurile de investigare relativ recent introduse în practica medicală. În esență, o imagine obținută pe această cale traduce în semnale optice intensitatea semnalelor de radiofrecvență (RF) emise în anumite condiții de nucleii atomici ce aparțin structurilor anatomice examinate.

În principiu, metoda exploatează proprietatea anumitor nucleii atomici, în mod particular a celor de hidrogen (respectiv protonilor) de a fi animați de o mișcare de rotație în jurul propriului ax, adică de a poseda un moment cinetic propriu, spinul nuclear. Așa cum am mai arătat, rotația unei particule încărcate electric, cum este protonul, determină și apariția unui câmp magnetic propriu, orientat în sens contrar câmpului electric; aceasta transformă fiecare nucleu într-un veritabil dipol magnetic, un magnet microscopic (fig.1).

În condiții obișnuite, orientarea micromagneților reprezentați de nucleele ce aparțin structurilor anatomice este întâmplătoare (fig.2,a); câmpurile magnetice individuale se neutralizează reciproc, astfel că manifestările lor nu sînt decelabile.

### Etapele obținerii imaginii prin rezonanță magnetică (IRM)

Obținerea imaginii prin utilizarea fenomenului de rezonanță magnetică este un proces deosebit de complex, care cuprinde câteva momente sau trepte distincte.

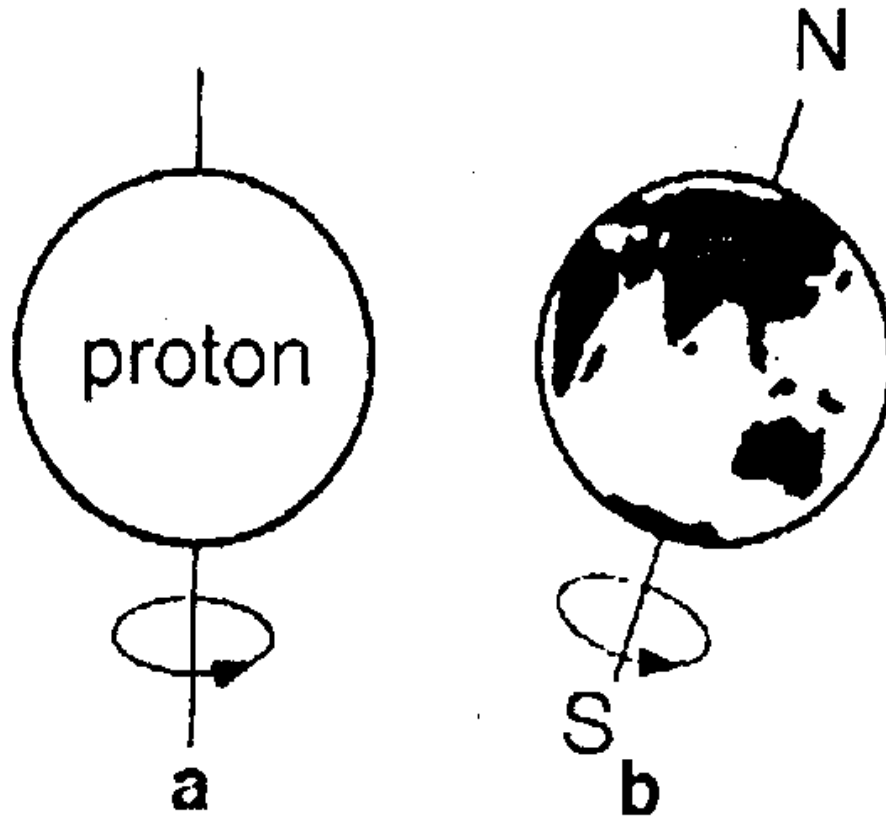


Fig. 1. Mișcarea de "spin" a protonului (a) determină, de o manieră comparabilă cu cazul magnetismului terestru (b)

a. "Specimenul" examinat, adică corpul uman, este supus unui câmp magnetic exterior foarte puternic, care rămâne constant în tot intervalul investigației și care produce "alinieră" în aceeași direcție a dipolilor magnetici nucleari (fig.2,b).

b. Specimenului i se aplică apoi un câmp magnetic oscilant din zona de radiofrecvență a spectrului electromagnetic, adică a unei unde de radiofrecvență (RF), ceea ce determină rezonanța nucleilor.

Rezonanța este fenomenul de oscilație a unui sistem fizic, determinat de energia primită din exterior, de la un alt sistem, cu care se află în legătură directă sau prin intermediul undelor și care oscilează cu o frecvență egală (sau apropiată) cu una din frecvențele cu care primul sistem este capabil să oscileze (fig.2,c).

Cu cât frecvența celui de al doilea sistem (furnizor de energie) este mai apropiată de frecvența posibilă a primului, amplitudinea oscilației acestuia devine mai mare.

c. Radiația electromagnetică (unda de RF) este apoi suprimată; nucleii continuă însă să oscileze, emițând ei înșiși (ca particule cu sarcină electrică) o undă de RF, care poate fi detectată ca semnal rezonant magnetic al nucleilor (fig.2,d).

Recepția semnalului este posibilă prin faptul că unda respectivă induce un curent electric într-o bobină construită în acest scop.

d. Acest semnal este transmis unui computer, care îl transformă, prin prelucrare digitală, în semnale optice elementare (pixeli). Pe calea unei matrice, suma acestor semnale, transcrise într-o anumită ordine, compune imaginea sintetică finală.

e. Valoarea sau intensitatea pixelului (adică treapta de gri atribuită pe scara de nuanțe între alb și negru) este proporțională cu intensitatea semnalului ce provine din nucleii rezonanți aparținând unui volum bine determinat, voxelul.

În afara numărului de nucleii din această categorie (de fapt, așa cum vom vedea, în afara densității protonilor în voxelul respectiv), această valoare mai depinde de doi determinanți temporali, etichetați  $T_1$  și  $T_2$  a căror semnificație va fi prezentată în continuare.

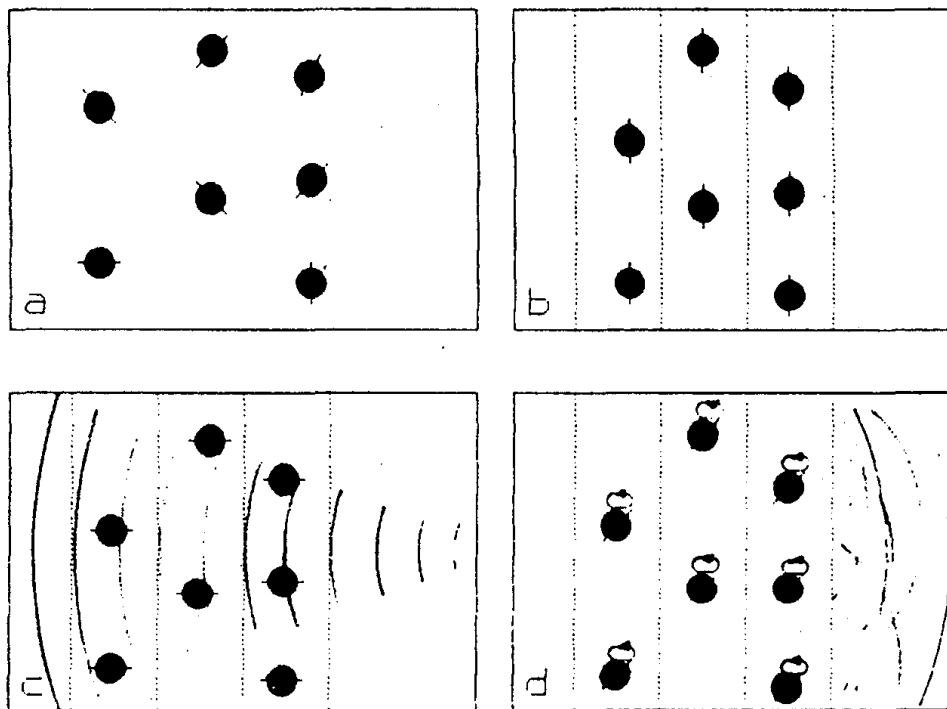


Fig.58. Treptele genezei semnalului RMN. a. In mediul examinat, nucleii de hidrogen (protonii) au o orientare întâmplătoare. b. Aplicarea unui câmp magnetic exterior foarte puternic produce "alinierea" lor în direcția acestuia. c. Un impuls scurt RF determină intrarea în rezonanță a nucleilor. d. După suprimarea impulsului, nucleii își continuă oscilația, emițând o undă de radiofrecvență decelabilă.

Din această foarte schematică prezentare a metodei, rezultă unele diferențe fundamentale față de alte proceduri imagistice:

1. Dacă în acestea structurile examinate interacționează cu un factor fizic exterior (radiația X, ultrasunetele), atenuându-1 sau reflectându-1, în IRM structurile respective sînt "stimulate" pentru a produce ele însele semnale utilizabile în producerea unei imagini.
2. Formarea imaginii implică participarea nucleilor atomici din mediul investigat și nu a straturilor electronice ale atomilor (ca în cazul tehnicii radiodiagnostic). Ca și ultrasonoafia, IRM recurge la un factor fizic neionizant, deci lipsit de nocivitate, înscriindu-se în categoria metodelor de explorare "neinvazive".

## ***1.1. Nucleii***

La formarea imaginii RM nu participă toți nucleii atomici ai mediului examinat; pentru a-și aduce contribuția la aceasta, este necesar ca nucleii să posedă proprietatea de spin (mișcarea de rotație în jurul propriei axe) și ca ei să cuprindă un număr impar de protoni și neutroni, ceea ce le permite să intre în rezonanță în urma "excitării" prin unda RF. Numai asemenea nucleii se comportă fizic ca dipoli magnetici și devin surse de semnale.

Este denumită "sensibilitate RM a unui nucleu" mărimea semnalului care se obține de la un număr de nucleii din speța respectivă, la aceeași intensitate a câmpului magnetic, în raport cu semnalul obținut de la același număr de nucleii de hidrogen.

Sensibilitatea nucleilor de H, în speța a protonilor, este de câteva ori mai mare decât a celorlalți. Ținând seama și de numărul absolut, covârșitor mai mare, al acestor nucleii în structurile anatomice, devine absolut evident că imaginea RM este produsă în esență de nucleii hidrogenului, de unde și denumirea de "IRM proton" care este atribuită acestei tehnici.

## ***1.2. Câmpul magnetic***

"Alinierea" nucleilor este determinată de un câmp magnetic exterior, care este de regulă notat cu  $H_0$ .

Întrucât descrierea unui câmp magnetic implica folosirea a trei coordonate spațiale, se consideră de obicei, în mod arbitrar, că  $H_0$  se aplică în direcția coordonatei z (axa verticală) (fig.2,a); în consecință, rezultă că toți nucleii se orientează paralel în direcția z.

Unitățile de măsură a mărimii câmpului magnetic sunt reprezentate de Gauss (G) și Tesla (T); 1 Tesla = 10.000 Gauss.

În instalațiile IRM folosite în scopuri medicale, magneții au mărimi de 0,2 - 5 T.

(Este, poate, interesant de reamintit că intensitatea câmpului magnetic terestru măsoară 0,5 G, adică 0,05 mT).

### 1.3. "Precesia" nucleilor

Să urmărim, în continuare, comportamentul unui nucleu (respectiv proton), "aliniat" în direcția coordonatei spațiale, pe parcursul manevrelor tehnice ulterioare.

Dacă un câmp magnetic oscilant (undă RF) este acum aplicat în plan orizontal (de exemplu, pe coordonata  $r$ ), la o anumită frecvență a acestui câmp nucleul va intra în rezonanță, adică va începe să oscileze el însuși cu aceeași frecvență. Oscilația rezonantă capătă forma de *precesie* față de starea inițială de echilibru (fig.2,b).

Termenul "precesie" trebuie înțeles considerând săgeata verticală ce reprezintă nucleul în fig.2,a: baza ei rămâne fixă, în timp ce vârful descrie un cerc cu raza din ce în ce mai mare, astfel că săgeata formează un unghi  $\omega$  de mărime crescândă în raport cu verticala (fig.2,b).

Frecvența undei RF aplicată în plan orizontal, care determina rezonanța (precesia) este denumită *frecvența Larmor* și rezulta din ecuația:

$$\omega = \gamma H_0$$

unde  $\omega$  este frecvența Larmor,  $\gamma$  constanta giromagnetică caracteristică pentru o anumită specie de nucleu, iar  $H_0$  valoarea câmpului magnetic extern.

Frecvența Larmor este de ordinul megahertz-ilor (MHz).

Se înțelege că frecvența mișcării de precesie a nucleului este și ea aceeași frecvență Larmor. Cum durata aplicării câmpului electromagnetic oscilant este extrem de scurtă, această aplicare este denumită și *puls RF*. Amplitudinea și durata pulsului vor determina mărimea unghiului de precesie (fig.2,b), proporțională cu mărimea lor. Pulsul ca atare este definit de valoarea pe care o impune acestui unghi.

În practica IRM, pulsul este astfel "calibrat" încât aduce axul nucleilor la un unghi de 90° sau de 180° față de poziția inițială (de echilibru).

În momentul în care unghiul  $\omega$  ales a fost atins, pulsul RF este întrerupt; nucleul revine la poziția de echilibru printr-o mișcare de precesie liberă, caracterizată prin aceeași frecvență Larmor. Componenta orizontală a momentului magnetic, care se rotează perpendicular pe direcția lui  $H_0$  (vezi fig.2,c), va induce un curent electric într-o bobină



receptoare plasată în jurul specimenului; acest curent va fi detectat, căpătând semnificația de semnal RMN.

Trebuie bine înțelese faptul că un semnal provenit de la un singur nucleu este prea slab pentru a fi detectabil. Condiția recepției semnalului este desfășurarea simultană a mișcărilor de precesie ale unui număr considerabil de nuclee aflați într-o "fază", adică într-o poziție față de coordonatele spațiale, identică sau aproape identică. Această "coerență de fază" a nucleilor în mișcare de precesie liberă spre poziția inițială este, împreună cu numărul lor, determinantă pentru intensitatea semnalului RMN înregistrat.

#### **1.4. Timpii fizici de relaxare ( $T_1$ și $T_2$ )**

Durata oscilației libere a nucleilor, după suspendarea pulsului RF exterior, adică durata semnalului RMN, este impusă de două procese fizice, care acționează în sens limitativ:

a. Revenirea nucleilor oscilanți la poziția lor inițială; aceasta se însoțește de scăderea exponențială în timp a amplitudinii semnalului și are ca substrat transferul de energie de la nucleele în precesie către moleculele mari ale vecinătății, care nu sînt antrenate în rezonanță.

Aceste molecule formează în jurul nucleilor rezonanți o veritabilă "rețea", căreia îi este cedată energia dobîndită de nucleele respective prin pulsul RF.

Durata semnalului restrînsă prin interacția nucleilor rezonanți (posesori de spin) cu rețeaua structurilor moleculare înconjurătoare este denumită timp de *relaxare spin-rețea* sau *constantă de scădere exponențială*  $T_1$ .

Un alt termen folosit în exprimarea acestui timp este "timpul de relaxare longitudinală".

Procesul de revenire la poziția inițială se desfășoară simultan cu refacerea, de asemenea exponențială în timp, de către componenta pe coordonata z a câmpului magnetic nuclear a valorii premergătoare pulsului.

b. Pierderea coerenței de fază a nucleilor în precesie; aceasta este de asemenea exponențială în timp, se datorează interacției dintre nucleele respective (dar în foarte mare

măsură și variațiilor câmpului magnetic extern  $H_0$ ) și conduce la scăderea până la dispariție a semnalului RMN, înainte ca nucleii să ajungă în poziția lor inițială.

Constanta temporală exponențială care descrie acest proces este denumită *timp de relaxare spin-spin* sau  $T_2$ , (o expresie sinonimă este și aceea de "timp de relaxare transversală").

În afara coeficienților temporali  $T_1$  și  $T_2$ , a căror semnificație teoretică a fost expusă, mai trebuie luat în considerare un  $T_2$  real, determinat prin măsurare directă. Acesta este întotdeauna mai scurt, reliefând imperfecțiunea tehnică a instalației, respectiv un anumit grad de neomogenitate a câmpului magnetic exterior  $H_0$ , care contribuie substanțial la pierderea coerenței de fază.  $T_2$  real este marcat prin  $T_2^*$ .

Următoarea relație între mărimile menționate este întotdeauna valabilă:

$$T_2^* \ll T_2 \leq T_1$$

### ***1.5. Substratul biologic al timpilor de relaxare***

Semnalele detectate prin tehnica IRM provin, cum am văzut, de la protonii (nucleii de hidrogen) specimenului examinat; nu toți aceștia participă însă la producerea lor. Nucleii implicați în apariția semnalelor sînt mai ales cei din apa celulară, care constituie de departe cea mai mare proporție a protonilor din corpul uman, și cei din lipide; protonii din macromolecule ca proteinele sau ADN, ca și cei din structurile solide (os), rămân de regulă în afara acestui proces.

Cum majoritatea semnalelor RMN provine din apa tisulară, este de așteptat ca starea acesteia să determine, pe lîngă intensitatea semnalelor respective, și valorile  $T_1$  și  $T_2$ . Condițiile biologice care influențează timpii de relaxare nu sînt total clarificate; în general, se acceptă așa-numitul "concept al apei libere și legate", care, cel puțin pentru  $T_1$ , poate constitui o explicație satisfăcătoare, deși, probabil, excesiv simplificată.

În celule și țesuturi, o proporție din apă este "legată" la suprafața proteinelor; în consecință, mișcarea de precesie a nucleilor de hidrogen va fi rapid încetinită datorită vecinătății moleculelor mari, ceea ce va avea ca rezultat un  $T_1$  scurt. O altă proporție, nelegată de proteine, se consideră a fi "liberă" și, ca urmare, va produce un  $T_1$  mai lung. Pentru exemplificare,  $T_1$  al apei pure (echivalent al apei libere tisulare) este de ordinul a

3 secunde la o intensitate a câmpului magnetic  $H_0$  de 0,1 Tesla. În țesuturi,  $T_1$ , este mult mai scăzut, în funcție de proporția apă liberă/apă legată.

Trebuie amintit că încă de la începuturile utilizării RMN în investigația medicală, a fost sesizat faptul că țesuturile tumorale posedă un  $T_1$  mai lung decât echivalentele lor normale. Explicația ar putea consta din eliberarea în aceste țesuturi a unei anumite proporții din apa în mod normal legată.

Pentru a putea atribui o semnificație reală mărimii timpilor de relaxare, notificarea intensității câmpului magnetic  $H_0$  și implicit a frecvenței de rezonanță este întotdeauna necesară.

Atunci când frecvența crește, crește și  $T_1$ , ceea ce face imposibilă cotarea lui valorică pentru un țesut particular fără a menționa frecvența la care a fost obținut. Amploarea variației lui  $T_1$  în funcție de frecvență poate fi dedusă din tabelul 1. Atunci când frecvența rezonanței crește, se produce nu numai o creștere a mărimilor  $T_1$  tisulare, ci și o reducere treptată a diferenței dintre ele, cu tendința de apropiere de valoarea proprie apei pure.

Intensitatea câmpului magnetic (T)	0,04	0,08	0,15	1,5
Ficat	140-170	172-208	210-270	
Splină	250-290	371-439	440-580	
Substanță cenușie(creier)	250-275	392-438	340-610	871
Substanță albă	225-250	265-292	220-350	515
Lichid cefalo-rahidian	350-1000	900-2000	1900	
Grăsime	120-140	131-147		

Tab.1 Valori ale  $T_1$  ( în ms) pentru câteva țesuturi umane măsurate in vivo, la diferite intensități ale câmpului magnetic  $H_0$  (exprimate în Tesla).

Comparativ cu variația largă a lui  $T_1$  în funcție de frecvență se observă una mult mai redusă a lui  $T_2$  produsă de variația acesteia.  $T_2$  este și el mai lung în apa liberă decât

în apa legată; majoritatea structurilor biologice umane au o valoare T2 de ordinul a 50-150 ms.

### ***1.6. Semnalul RMN. Trăsături, semnificație.***

Un semnal RMN care, așa cum am văzut, provine din mișcarea liberă de precesie a nucleilor mediului, indusă de pulsul RF, poate fi descris în termenii a patru componente definitorii:

1. Amplitudinea (A);
2. Frecvența (f);
3. Faza (F);
4. Durata (corespunzătoare lui  $T_2^*$ ).

Dacă un semnal RMN individual reflectă prin amplitudinea lui numărul de nucleii rezonanți (respectiv densitatea protonilor) din mediul examinat, el nu oferă însă informații cu privire la timpii de relaxare  $T_1$  și  $T_2$  care au o anumită semnificație pe plan biologic.

Cum am mai spus,  $T_2^*$ , adică durata reală a rezonanței, care se înscrie printre componentele semnalului, este puternic marcat de lipsa de omogenitate a câmpului magnetic  $H_0$  și trebuie privit mai curând ca o măsură a acesteia.

De aceea, nu este posibil să se măsoare, cu alte cuvinte să fie introduși explicit în imaginea RM, acești timpi, folosind un singur semnal. Pentru evaluarea lor, este necesar ca semnalul să fie repetat sau "regenerat", prin aplicarea mai multor pulsuri RF, într-o anumită succesiune.

## 2. PRODUCEREA IMAGINII

### 2.1. Gradienții magnetici

Imaginea RM rezultă prin alăturarea unui număr variabil de pixeli, a căror valoare (intensitate) este determinată de amplitudinea fiecăruia din semnalele cu originea într-o unitate de volum (voxel). Aceste volume elementare se găsesc dispuse într-un plan de secțiune prin corpul uman, astfel încât, ca și în cazul CT, imaginea RM este de fapt o imagine tomografică realizată în planul respectiv. Pentru ca ea să capete semnificația dorită, nu este suficient ca semnalele RMN provenite din fiecare volum elementar examinat să fie recepționate; aceste semnale trebuie să cuprindă și informații cu privire la poziția exactă în spațiu a volumelor respective. Cu alte cuvinte, poziția pixelilor în matrice trebuie să realizeze în ansamblu o veritabilă hartă a secțiunii anatomice.

Acest deziderat creează în cazul IRM probleme tehnice deosebit de complexe. În principiu, rezolvarea acestora implică utilizarea unor câmpuri magnetice adiționale, de valori mult mai mici decât cele ale magnetului principal ( $H_0$ ), care pot fi rapid puse și scoase din funcțiune. Aceste câmpuri poartă denumirea de *gradienți magnetici* și se aplică pe una din coordonatele spațiale  $x$ ,  $y$  sau  $z$  (fig.59), de unde și denumirea de câmpuri de gradient liniar.

În cele ce urmează, va fi prezentată numai utilizarea unuia dintre gradienți, în vederea alegerii planului de secțiune, conform așa-numitului principiu al "excitației selective".

### 2.2. Excitația selectivă

La începutul examenului, corpul uman este plasat în câmpul magnetic exterior foarte puternic  $H$ . Pentru obținerea "excitației selective", se aplică în aceeași direcție spațială un câmp-gradient mult mai slab, care variază de-a lungul pacientului, astfel încât este mai redus la extremitatea lui superioară și mai intens la cea inferioară. Rezultă un câmp magnetic total, care crește și el în același sens. Frecvența Larmor a nucleilor rezonanți va cunoaște o variație corespunzătoare, de unde rezultă că pentru a produce rezonanța la diferite nivele ale corpului trebuie să fie aplicate frecvențe diferite ale

pulsului de RF. Dacă, de exemplu, se aplică un puls cu o anumită frecvență  $\omega$ , rezonanța va apare numai în nucleii dintr-o anumită secțiune transversală a corpului.

Practic, nu este posibil ca pulsul să conțină o singură frecvență; va exista întotdeauna o bandă de frecvențe, care, în combinație cu panta gradientului magnetic, determină lărgimea secțiunii. Aceasta poate fi variată, crescând sau reducând parametri respectivi.

În aproape toate instalațiile IRM, tehnica excitației selective este aplicată pentru a alege planul ce va fi reprezentat în imagine. În afara situației descrise mai înainte, poate fi aleasă o secțiune tomografică sagitală, utilizând un gradient dispus transversal, sau una frontală (coronală), cu un gradient orientat antero-posterior.

### ***2.3. Codificarea spațială a informației***

În afara gradientului prin care se obține excitația selectivă, alți gradienti, aplicați pe celelalte coordonate spațiale ale câmpului magnetic, realizează codificarea spațială a informației, adică determinarea poziției sursei semnalelor și implicit ordinea pixelilor corespunzători în imagine.

Tehnica, rezultată dintr-o operație matematică particulară (transformarea Fourier bidimensională), folosește componentele frecvență și fază ale semnalului RMN pentru a înmagazina informația cu privire la poziția sursei, în două dimensiuni. Complexitatea aspectelor tehnologice implicate în realizarea practică nu permite prezentarea lor în acest cadru.

### **3. ECHIPAMENTUL IRM**

#### ***3.1. Magnetul***

Este piesa centrală a instalației IRM; el trebuie, producă un câmp magnetic extern (H) cât mai uniform evitând pe cât posibil variațiile, ale căror efecte imaginii au fost discutate.

#### ***3.2. Bobinele de radiofrecvență***

Forma și dispoziția acestor bobine (care generează pulsul RF și care recepționează semnalele RMN) depind, substanțial de sistemul magnetic principal; de regulă, au o formă de șa sau una de solenoid.

Întrucât emisia pulsului și recepția semnalelor nu se face concomitent, aceste bobine servesc de obicei în ambele scopuri (ca "transductori").

#### ***3.3. Gradientii de câmp magnetic***

Se produc prin curenți electrici care circulă în spire din materiale conductante, cu geometrii variate; aceste geometrii, împreună cu direcția curentului, determină orientarea gradientului.

În general, în centrul unei bobine-gradient există un punct 0, câmpul produs fiind în aceeași direcție cu  $H_0$  de o parte și în direcție inversă de cealaltă parte a acestui punct. Câmpul magnetic la care este supus pacientul este  $H_0 +$  câmpul gradient.

### ***3.4. Calculatorul (computerul)***

Ca parte integrantă a instalației, computerul are în primul rând rolul de a controla parametrii fizici caracteristici cursului investigării (secvențele pulsului, mărimea timpilor acestora) aleși de operator.

Semnalul RMN se reîntoarce în computer sub formă analogică: un voltaj care variază în timp, traducând amplitudinea undei de RF emisă de nucleii rezonanți ai specimenului. Acesta este "secționat" în fragmente, la intervale fixe de timp și înmagazinat în forma digitală (ca date numerice). După transformarea Fourier, semnalele sînt ordonate într-o matrice cu 128 x 128, 256 x 256 sau 512x512 elemente (pixeli), formând imaginea ce poate fi afișată.



## 4. NOȚIUNI ELEMENTARE DE SEMIOLOGIE

### - Scleroza multiplă și valvulopatiile colgenice -

În general, imaginea RM poate fi comparată cu cea produsă de tomografia computerizată, căreia îi este sub unele aspecte superioară, din punctul de vedere al valorii "achiziției" pe plan informațional. Superioritatea rezultă în principiu din faptul că semnalul pe baza căruia se constituie imaginea depinde de trei parametri (densitatea protonilor,  $T_1$  și  $T_2$ ) și nu de unul singur (coeficientul de atenuare a radiației X, respectiv densitatea electronilor). Cum am văzut, secvențele individuale de puls pot fi modificate pentru a reliefa unul din acești parametri și a optimiza pe această cale imaginea, în funcție de problematica clinică.

Structurile anatomice reprezentate în imagine sînt în general ușor de recunoscut iar evaluarea stării lor și evidențierea unor eventuale anomalii nu întîmpină dificultăți notabile.

În cele ce urmează, vor fi scoase în evidență câteva din domeniile în care datele IRM sînt în mod particular revelatoare.

#### **4.1. Investigarea creierului și structurilor nervoase. Scleroza multiplă.**

IRM realizează un foarte bun contrast între substanța albă și cea cenușie, imposibil de obținut prin altă metodă imagistică, ceea ce permite sesizarea unor procese patologice subtile ce se produc la interfața acestora (de exemplu, anomaliile de mielinizare ale copilului, **scleroza multiplă** și alte afecțiuni demielinizante).

Acest contrast se datorează diferențelor dintre timpii de relaxare ai celor două structuri, produse de conținutul lor diferit în apă și lipide (sau în compoziția chimică a lipidelor) și poate fi accentuat prin utilizarea unor secvențe în plus apropiate, cum este de exemplu, regenerarea prin inversie.

Alte procese patologice pot fi, de asemenea, net reprezentate în imagine (edemul, infarctul, hemoragiile cerebrale). În cazul unor tumori cerebrale, diferențele între timpii

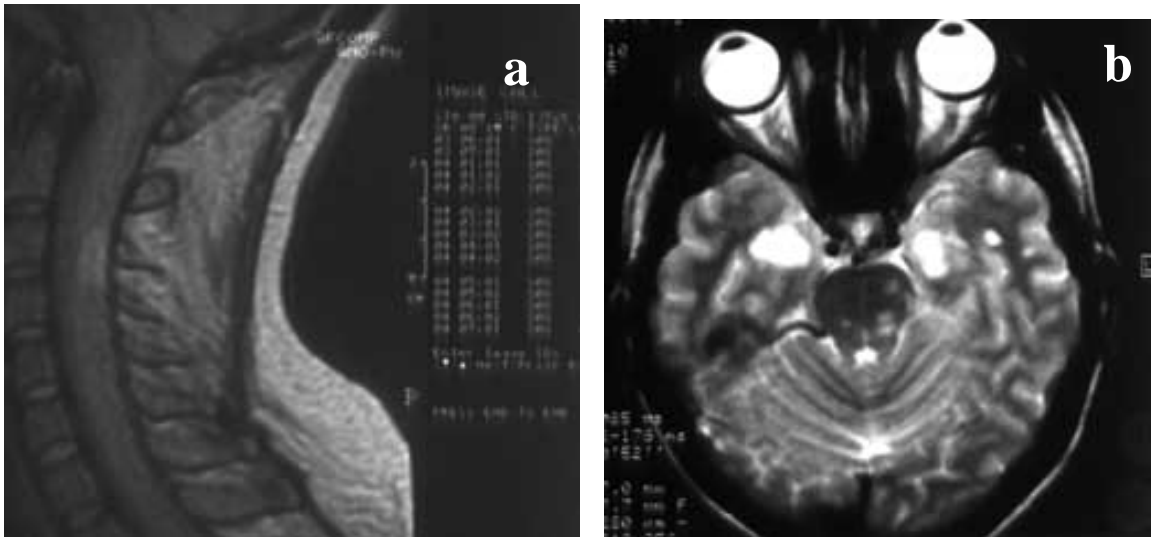
de relaxare pe care le crează anumite varia histologice (astrocitomul, meningiomul, metastazele) pot fi sugestive pentru natura acestora.

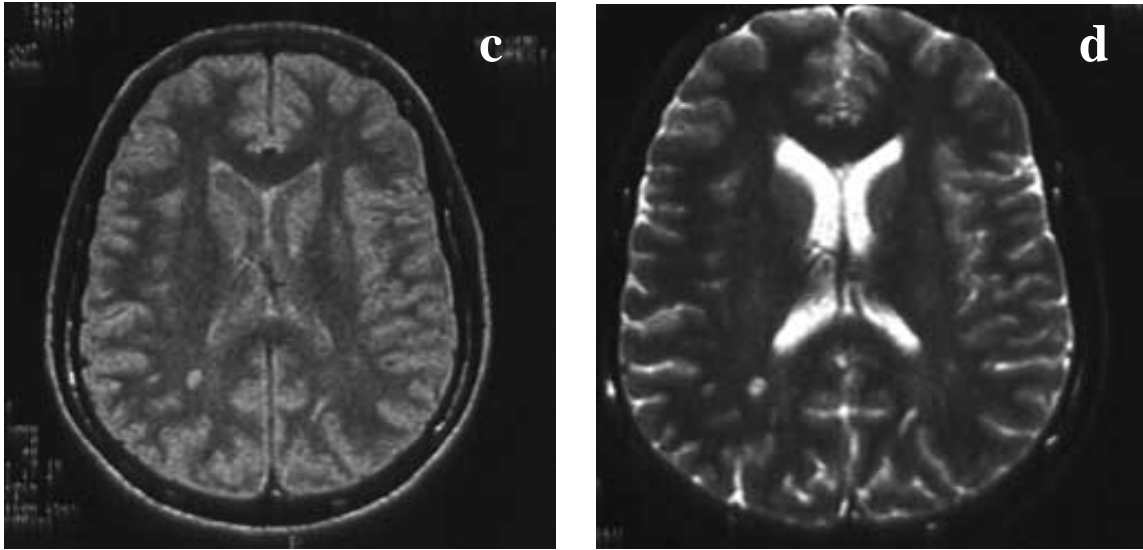
**Scleroza multiplă (SM)** este o entitate patologică neurologică invalidantă, frecventă în țările europene cu climă temperată.

În 1835, anatomopatologul Cruveilhier descrie într-o lucrare "plăci de scleroză în măduvă", în 1860 Charcot descrie clinic SM, datorată unor "plăci de demielinizare cu glioză", pentru ca un secol mai târziu, în 1981, Young și colaboratorii săi să arate sensibilitatea imagisticii prin rezonanță magnetică (IRM, MRI) în detecția plăcilor din SM "in vivo".

SM este o afecțiune inflamatorie ce implică sistemul imunitar, cu etiologie probabil virală, asociată unei susceptibilității genetice individuale.

Nu s-a descoperit încă un agent responsabil, nu s-a nominalizat un factor ereditar implicat, deși s-au efectuat numeroase studii genetice (s-au descris cazuri familiale, la gemeni, sistem HLA etc.).





(a) - secțiune sagitală cervicală în ponderatie densitate protoni: placă de demielinizare medulară posterioară, ovoidă (1,5 cm diametru), aspect pseudotumoral, contur neregulat; este în hipersemnal comparativ cu măduva cervicală; (b) - secțiune axială cerebrală, la nivelul fosei posterioare, ponderatie T2: multiple plăci în hipersemnal (hiperintense) localizate în trunchiul cerebral, predominant în stânga și în substanța albă a lobilor temporali; (c) - secțiune axială supratentorială în ponderatie densitate protoni, la nivelul ventriculilor laterali: placă de demielinizare (în hipersemnal, albă) situată în vecinătatea cornului occipital drept; (d) - aceeași secțiune cu 1c, în ponderatie T2: placa de demielinizare se vizualizează mai bine, este în hipersemnal comparativ cu restul parenchimului cerebral; ventriculii sunt în hipersemnal intens (lichidele, deci și LCR sunt în hipersemnal în ponderatie T2).

SM reprezintă afecțiunea demielinizantă clasică, alte cauze de demielinizare fiind reprezentate de ischemia cronică a substanței albe, factori toxici, infecțioși, metabolici etc.

Alte afecțiuni ale substanței albe sunt dismielinizante (anomalii în formarea mielinei); majoritatea sunt afecțiuni ereditare metabolice, enzimatice.

Substanța albă este formată 50-60% din mielină. Mielina are în compoziție 70% lipide și 30% proteine, care sunt hidrofobe.

Aceste caracteristici ale substanței albe explică aspectul imagistic IRM (imagistică prin rezonanță magnetică) al structurilor cerbero-medulare:

- pe imaginile ponderate în T1, substanța albă este albă (hiperintensă/hipersemnal), semnalul ei este superior substanței cenușii (semnal intermediar-gri); lichidul cefalorahidian este negru;

- pe imaginile în ponderație densitate de protoni substanța albă are un semnal inferior substanței cenușii, este gri;
- pe imaginile în ponderație T2, substanța albă este gri-cenușiu (închis), substanța cenușie este gri-deschis, lichidul cefalorahidian este negru;
- majoritatea leziunilor (tumori, edem, plăci de demielinizare, infecții etc.) sunt în hiposemnal în ponderație T1, în hipersemnal (albe) în ponderație T2.

Patologia demielinizantă și dismielinizantă produce anomalii ale mielinei, care pierde puterea hidrofobă, scade raportul concentrației lipide/proteine și crește concentrația apei libere în substanța albă.

Aspectul tuturor anomaliilor mielinei este univoc în IRM:

- hiposemnal în ponderație T1;
- hipersemnal în ponderație T2 și densitate de protoni.

Diagnosticul imagistic a impus IRM ca metodă de referință în patologia substanței albe - deci în depistarea plăcilor de demielinizare din SM - deoarece vizualizează cu un bun contrast (diferență de intensitate/semnal) substanța albă și cea cenușie, depășind performanțele diagnostice ale tomografiei computerizate (CT sau tomodensitometrie - TDM) în care substanța cenușie și cea albă au densități apropiate.

### ***Explorarea IRM a pacienților cu SM***

IRM constituie în ultimii 10 ani metoda imagistică cea mai performantă în explorarea SM. Investigația se poate realiza cu aparate de câmp magnetic mediu (0,28-0,5 Tesla) sau mare (peste 1,5 Tesla). Acestea permit realizarea unor secțiuni subțiri, de 3-5 mm, și explorarea medulară eficientă (combaterea artefactelor de flux date de curgerea lichidului cefalorahidian și achiziția imaginilor cu sincronizare cardiacă).

Reamintim ***contraindicațiile*** explorării IRM:

- pacienți claustrofobi, necooperanți (în timpul examenului, pacientul este imobilizat în decubit);
- pacienți care au stimuloare cardiace, proteze auditive, seringi automate (funcționarea acestora poate fi perturbată sau oprită);

- pacienți care au implanturi metalice feromagnetice (clipuri chirurgicale, proteze ortopedice, valve de derivație, proteze dentare etc.) sau corpuri străine metalice (alice, șpan etc.) care se pot încălzi, migra, sau genera artefacte.

Examenul durează în medie o jumătate de oră.

Protocolul de explorare variază în funcție de posibilitățile tehnice și experiența echipei radiologice:

- secvențe în ponderație T1 ecou de gradient (EG) sau ecou de spin (ES) în plan sagital, secțiuni de 7 mm spațiate la 8 mm (9-11 secțiuni);
- secvențe în ponderație densitate de protoni (DP) și ponderație T2 în plan axial, secțiuni de 7 mm, spațiate la 8-9 mm;
- în cazul puseelor evolutive, dacă se vizualizează leziuni cu aspect pseudotumoral se realizează 1-2 achiziții (în plan axial și/sau coronal) în ponderație T1 după administrare de contrast: 0,2 ml/kgcorp Gadolinium (Magnevist-Schering, Dotarem-Guerbet).

Secțiunile sagitale permit o evaluare a dimensiunilor corpului calos, vizualizează joncțiunea cerebro-medulară, excluzând o malformație Chiari (susceptibilă să simuleze simptome clinice de SM).

Secțiunile efectuate în densitate de protoni și ponderație T2 evidențiază bine focarele de demielinizare (zone de hipersemnal în substanța albă).

Secvențele în densitate de protoni (DP) sunt indispensabile pentru vizualizarea plăcilor situate în vecinătatea ventriculilor sau a unui șanț cortical.

În ponderație T2 semnalul hiperintens al plăcilor de demielinizare poate fi confundat cu semnalul lichidului cefalorahidian (hipersemnal, alb strălucitor).

O secvență bine ponderată în T1 (inversie-recuperare-IR) este mai eficace în vizualizarea demielinizărilor decât secvențele T1 clasice (ecou de spin ES sau ecou de gradient EG).

Sunt autori care efectuează secțiuni frontale (coronale) sau sagitale în ponderație T2 pentru a vizualiza plăci la nivelul unghiurilor ventriculilor laterali.

Unele echipe de neuroradiologi utilizează pentru studiul nervilor optici antene de suprafață și efectuează secvențe speciale (STIR), realizând secțiuni fine.

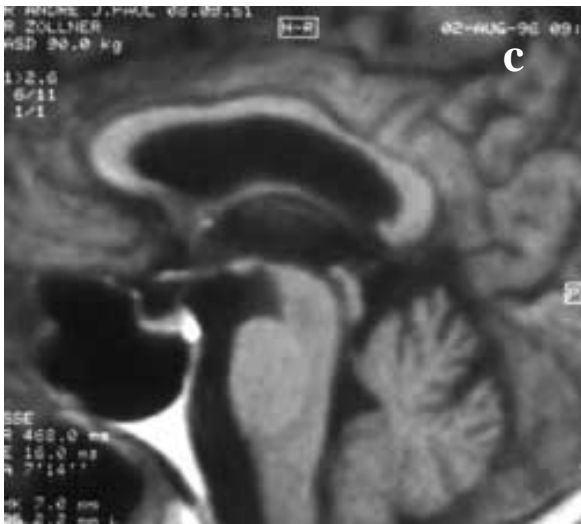
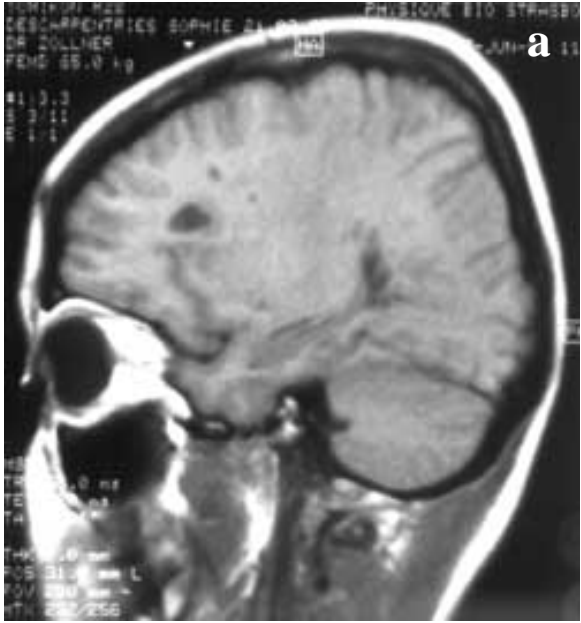
Autori care lucrează pe aparate IRM de câmp crescut (peste 1,5 Tesla) au descris anomalii de semnal la nivelul talamusului și al putamenului (hipersemmnal anormal datorat încărcării ferice).

### ***Semiologia IRM a SM***

Paty și colaboratorii săi (1988, citați de Ditemann) au stabilit criteriile de diagnostic IRM ale SM:

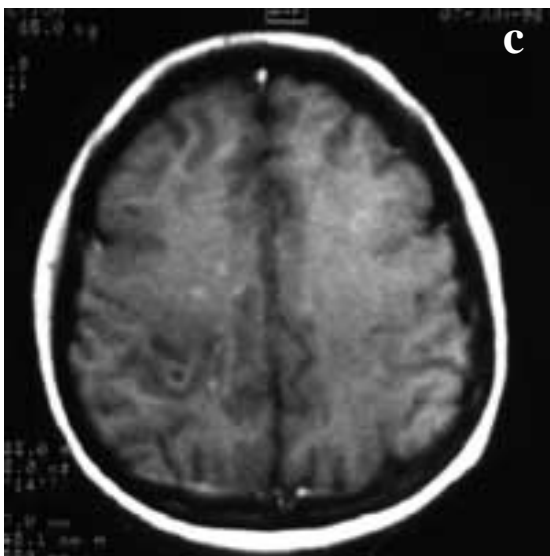
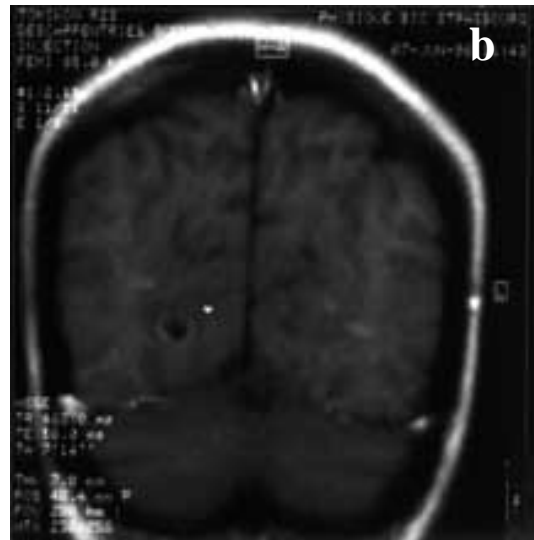
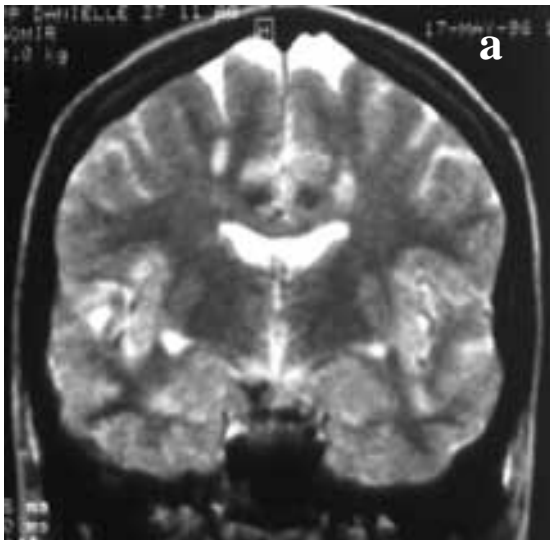
- aspectul este foarte sugestiv pentru SM dacă se vizualizează 3-4 leziuni demielinizante, dintre care una periventriculară;
- aspectul imagistic este sugestiv pentru SM când se găsesc 2-3 leziuni, din care una periventriculară;
- aspectul IRM orientează spre diagnosticul de SM dacă se observă 1-2 plăci, dintre care una localizată periventricular;
- absența anomaliilor imagistice nu exclude diagnosticul de SM.

Plăcile tinere au dimensiuni mai mari, sunt largi, cu contururi imprecise (flu), prezintă adesea tonalitate dublă, cu aspect "în cocardă" (semnal mai marcat în centrul leziunii comparativ cu periferia), atât în T1 (hiposemmnal), cât și în T2 (hipersemmnal-alb). După administrare de contrast intravenos (Gadolinium), semnalul leziunilor crește (priză de contrast datorită lezării barierei hematoencefalice).



(a) - secțiune sagitală paramediană stângă în ponderație T1: voluminoasă placă de demielinizare (diametru 2 cm) situată periventricular, frontal; are semnal hipointens apropiat de semnalul LCR (placă veche); alte plăci milimetrice se vizualizează posterior (hiposemnal mai scăzut, plăci recente)

(b) - secțiune sagitală mediană în ponderație T1, după injectare de Gadolinium: importantă atrofie a corpului calos, semnificativ imagistic pentru o evoluție îndelungată; meningele sunt în hipersemnal (aspect IRM normal); (c) - detaliu pe corpul calos (secțiune sagitală mediană în ponderație T1): atrofie a spleniumului și a corpului calos.



(a) - secțiune coronală în ponderatie T2-RARE: plăci de demielinizare infracentimetrice, periventriculare, fronto-parietal, în hipersemnal (hiperintense);

(b) - secțiune coronală posterioară în ponderatie T1 după injectare de Gadolinium: hipersemnal inelar periferic al unei plăci de demielinizare recentă, situată occipital dreapta, al cărei centru este hipointens (priză de contrast semnificând ruptura barierei hematoencefalice caracteristică plăcilor recente, active); (c) - secțiune axială în ponderatie T1 după injectare de Gadolinium: aceeași placă de demielinizare activă, priză de contrast pe-riferică; alte mici leziuni hiperintense milimetrice la nivelul centrului oval drept.

Priza de contrast este periferică, inelară, cu difuzie centripetă în plăcile voluminoase (pseudotumorale) și cu aspect nodular în cele de dimensiuni mici.



Plăcile pseudotumorale (dimensiuni peste un centimetru) prezintă efect de masă (edem perilezional asociat), necroză centrală și uneori hemoragie (focare hipointense în T2).

Plăcile acute se însoțesc de fenomene inflamatorii și vasculare periferice; în centrul leziunii se produc fenomene de demielinizare acută cu necroză.

Plăcile vechi sunt mici, cu contururi nete. Aceste leziuni nu sunt modificate prin administrare de contrast intravenos. Ele au semnal foarte marcat în T2 (hipersemmnal apropiat de semnalul lichidului cefalorahidian), sugerând evoluția spre necroză a plăcilor.

Plăcile vechi prezintă fenomene de glioză sau aspect chistic. Nu se asociază niciodată fenomene inflamatorii, edem sau lezări ale barierei hematoencefalice. În unele plăci vechi se poate observa o remielinizare parțială.

În formele de SM vechi și evoluat se poate observa: lărgirea șanțurilor corticale, a sistemului ventricular, atrofia corpului calos, o atrofie medulară difuză.

### ***Corelații clinico-imagistice***

Nu există o corelație certă între simptomatologia clinică și localizarea plăcilor de demielinizare din substanța albă periventriculară. Urmărirea longitudinală a unor grupuri de pacienți a demonstrat absența corelației între evoluția simptomelor clinice și aspectul IRM al plăcilor de demielinizare.

Dacă există semne clinice în legătură cu localizări la nivelul fosei posterioare, corelarea clinico-imagistică este mai bună (de exemplu, s-au demonstrat leziuni ale bandetei longitudinale posterioare în caz de oftalmoplegie intermediară).

Există însă o bună corelare între gravitatea afecțiunii și numărul plăcilor noi ce apar în timp scurt și mai ales numărul celor care și modifică aspectul după administrare de contrast (hipersemmnal).

Importanța atrofiei corpului calos este bine corelată cu severitatea și evoluția în timp a SM (atrofia corpului calos traduce degenerescența Walleriană secundară leziunilor axonale datorate demielinizării).

IRM poate fi util în evaluarea terapeutică, îndeosebi în aprecierea efectelor asupra anomaliilor barierei hematoencefalice.

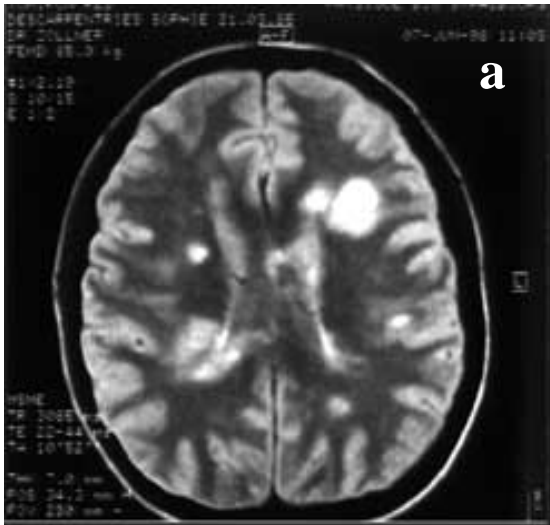
### ***Concluzie***

Utilitatea IRM în diagnosticul SM este indiscutabilă, dar examenul trebuie efectuat tehnic corect (secțiuni fine, în ponderație T2 și densitate de protoni, nu este obligatorie injectarea de contrast). Explorarea computer tomografică (CT) devine inutilă diagnostic, dacă investigația IRM este accesibilă.

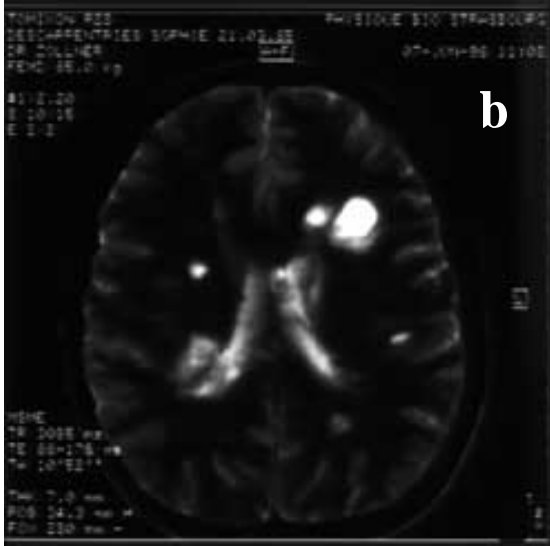
Diagnosticul CT este pozitiv în aproximativ 50% dintre cazurile clinice de SM, IRM crește sensibilitatea diagnostică la 75-100% dintre cazuri.

Leziunile care nu se vizualizează IRM au dimensiuni mici, sub limita rezoluției aparatului.

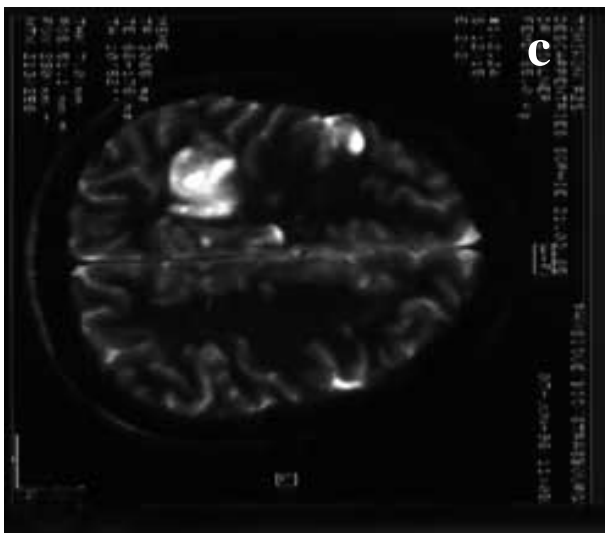
IRM este mai sensibilă diagnostic dacă se efectuează în puseu. IRM poate vizualiza și leziuni care nu au încă o simptomatologie neurologică obiectivată la examenul clinic.



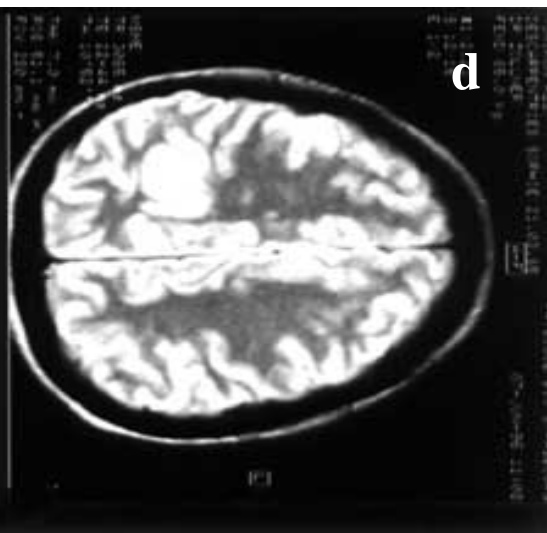
**a**



**b**



**c**



**d**

(a) - secțiune axială în ponderație densitate de protoni, la nivelul ventriculilor laterali: mai multe plăci de demielinizare periventriculară, cea mai voluminoasă frontal stânga, cu aspect pseudotumoral, exercitând efect de masă asupra cornului frontal stâng; (b) - aceeași secțiune ca (a), în ponderație T2: regăsim plăcile de demielinizare periventriculare, în hipersemnal intens (similar LCR), plăci vechi; (c) - secțiune axială realizată cranial de precedenta, la nivelul centrilor semiovali, secvență în ponderație protoni: voluminoasă placă de demielinizare parietală dreaptă (în hipersemnal), aspect pseudotumoral; (d) - aceeași secțiune ca 4c, în ponderație T2: placă de demielinizare cu aspect pseudotumoral, parietal dreaptă, exercitând efect de masă asupra șanțurilor intergirale din vecinătate (care sunt șterse); placa este în hipersemnal net, cu aspect heterogen, mai intens central.

IRM nu are valoare predictivă; topografia, volumul leziunilor sau priza de contrast lezională nu pot fi corelate cu evoluția bolii. SM suspicioasă clinic sau paraclinic, beneficiază de o explorare IRM în scop diagnostic.

În ultimul deceniu, IRM a devenit primul examen diagnostic topografic, etiologic, de supraveghere a evoluției și evaluare terapeutică a patologiei substanței albe, în particular a SM.

Examenul nu este invaziv, permite o explorare tridimensională cerebro-medulară, dar efectuarea investigației este limitată datorită costului ridicat și numărului redus de aparate disponibile în România. Dacă IRM oferă informații morfologice legate de procesul de mielinizare, tehnici noi experimentale (imagistica difuzie-perfuzie, spectroscopia-SRM, transferul de magnetizare) ameliorează detectabilitatea leziunilor, dând o dimensiune funcțională, fiziopatologică, oferind și informații complementare, biochimice, în legătură cu demielinizarea, evoluția în timp a leziunilor, răspunsul terapeutic, remielinizarea.

#### ***4.2. Investigarea cordului și circulației. Valvulopatiile colagenice.***

Pentru obținerea unei imagini cardiace nete, este necesară o tehnică de "înghețare" a mișcărilor, în care secvențele de puls sunt corelate printr-o EKG cu ciclul cardiac.

Prin alegerea corespunzătoare a parametrilor pulsului se poate crea un contrast evident între pericard, miocard și sângele intracardiac, de cel mai mare interes fiind, pe lângă evaluarea grosimii pereților ventriculari, evidențierea formelor ischemice.

Pentru reliefaarea acestor focare, se dovedește utilă folosirea unui agent fizic paramagnetic, gadoliniumul legat de o moleculă organică (DTPA), care reduce timpii de relaxare și poate deveni, în asociere cu o secvență de puls adecvată, o veritabilă "substanță de contrast". Trebuie menționat că acest artificiu tehnic își găsește aplicabilitatea și în alte domenii de utilizare (patologia cerebrală).

Prezența sângelui circulant în specimenul examinat creează aspecte particulare, întrucât reprezentarea lui în imaginea RM depinde esențial de viteza de circulație.

În secvențele cu TR scurt (în care protonii din țesuturile aflate în secțiunea examinată au numai o revenire parțială la echilibru, slăbindu-se intensitatea semnalului)

sângele din afara secțiunii pătrunde în aceasta și va produce un semnal mult mai puternic decât țesuturile înconjurătoare ("sânge alb").

În alte secvențe (ecou de spin), dacă fluxul lui este foarte rapid, sângele iese din secțiune în intervalul dintre excitație și detecția semnalului; în consecință, va fi marcat printr-o absență totală de semnal ("sânge negru").

"Efectul flux" poate fi deci modificat schimbând secvența pulsului; el devine util în separarea structurilor din unele regiuni anatomice (mediastin) sau în diferențierea formațiunilor canaliculare ale ficatului.

Examenul RMN a fost extrem de puțin utilizat până în prezent pentru studierea afectării cardiace la pacienții cu maladii ale țesutului conjunctiv. Cu toate acestea, imagistica RMN prezintă calități unice, care o fac, potențial, foarte utilă pentru explorarea complicațiilor cardiace apărute relativ frecvent la acești pacienți.

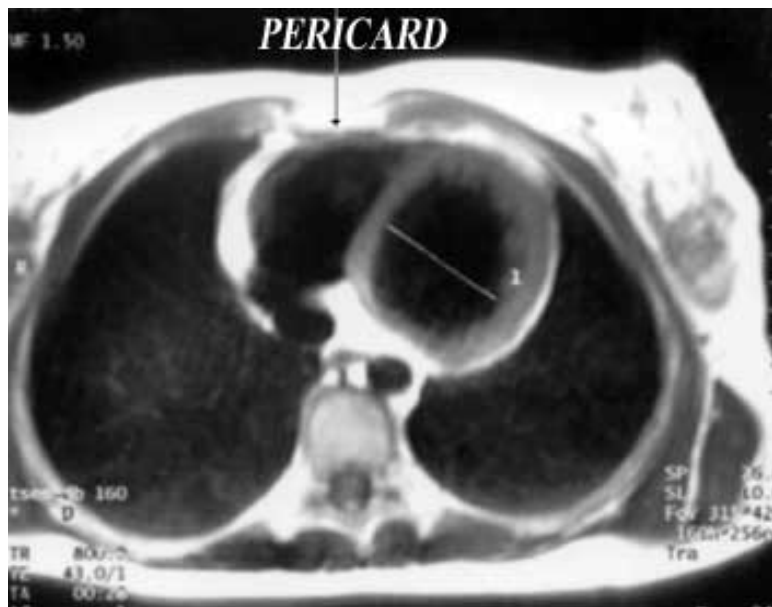


Fig. 3 Pericard normal (săgeata); secvența "ecou de spin".

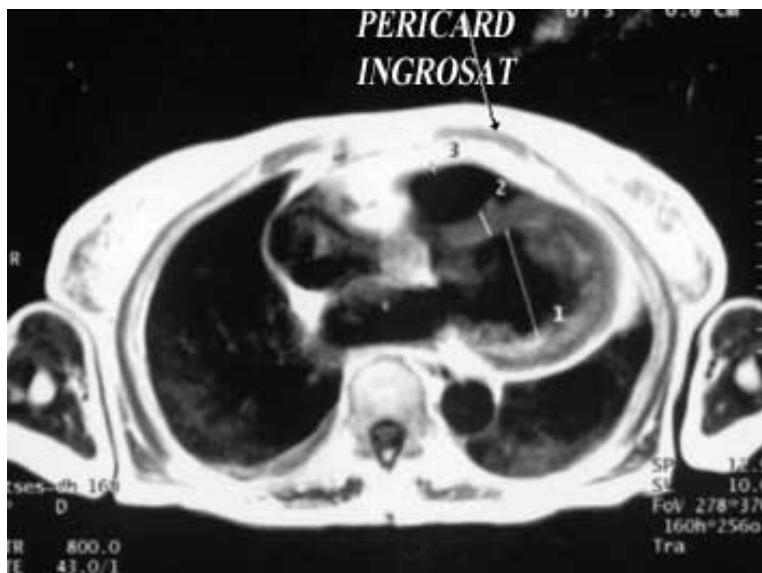


Fig. 4 Sclerodermie sistemică. Îngroșarea pericardului (săgeata); secvență SE, incidență anatomică în 4 cavități.

Diagnosticul convențional al afectării pericardului se bazează pe examenul clinic și pe radiografia toracică standard; ambele metode clinice sunt însă puțin sensibile și/sau implică folosirea radiațiilor. Ecografia a adus un progres remarcabil în evaluarea neinvazivă și supravegherea evoluției acestor afecțiuni, dar și ea prezintă limite legate de ecogenitate, câmp îngust de vizualizare și imprecizie în detectarea calcificărilor. În aceste ultime situații, tomografia (cea clasică, dar mai ales cea ultrarapidă) poate ameliora diagnosticul.

Utilitatea examenului RMN apare în principal în situații de discordanță a datelor clinice cu ecografia sau pentru diferențierea dintre insuficiența diastolică produsă de o restricție miocardică și cea dată de o constricție pericardică; în ambele situații clinice, RMN se impune prin neinvazivitate (nu utilizează radiații sau produși de contrast) și insensibilitate la ecranări gazoase sau osoase (cazul ecografiei). Descrierea anatomică prin rezonanță magnetică se face cel mai bine folosind secvențele "ecou de spin" (SE) ponderate în T1 și sincronizate cu ECG. Incidentele de elecție pentru vizualizarea pericardului sunt cele oblice: orizontal ax lung (cu 4 cavități) și ax scurt; imaginile sunt reconstituite plecând de la un număr mare de cicluri cardiace (și nu în timp real, ca în ecografie).

Timpul de repetitie (TR) este egal cu intervalul RR de pe ECG, iar timpul de ecou (TE) este de ordinul a 15-30 msec. Este important de reținut că rezoluția imaginilor depinde de calitatea sincronizării ECG, care poate fi alterată nu numai în cazul unor disritmii, ci și de microvoltajul apărut frecvent în patologia pericardică.

Pentru a aprecia natura leziunilor pericardului sunt utile secvențele SE ponderate în T2; acestea sunt obținute cu un TR lung și mai multe ecouri. Raportul semnal/zgomot este superior pentru primul ecou, permițând identificarea și analiza structurilor anatomice, în timp ce al doilea ecou permite abordarea caracterizării tisulare. Secvențele "ecou de gradient" (GE), care sunt foarte sensibile la fluxuri, permit un studiu funcțional-dinamic și devin extrem de utile în patologia pericardică pentru evaluarea repercusiunilor anumitor anomalii, cum ar fi tumorile, constricția sau epanșamentul lichidian.

Pericardul normal apare pe imaginile în "ecou de spin" ca o linie curbă (lizereu) ce înconjoară cavitățile cardiace, cu o intensitate scăzută a semnalului (aspect "întunecat") și care este situată între două straturi distincte: pe de o parte grăsimea epicardică (cu semnal foarte intens în T1), iar pe de altă parte grăsimea pericardică sau substernală (de asemenea cu semnal foarte intens în T1) – Fig. 3.

Acest lizereu, cu o grosime cuprinsă între 1,5 și 2 mm, se poate observa cel mai bine pe secțiunile oblice cu 4 cavități și mai ales în fata celor drepte (Fig. 1). Sensibilitatea vizualizării pericardului variază între 98-99% (în fata ventriculului drept) și numai 61% în zona peretelui posterolateral al ventriculului stâng (datorită absenței grăsimii la acest nivel).

În maladiile de colagen, pericardul apare de obicei îngroșat, cu o grosime egală sau mai mare de 4 mm, cel mai bine vizualizat anterior de cavitățile drepte (Fig. 4). În timp ce în ecografie diagnosticul unei îngroșări pericardice este de multe ori dificil din cauza câmpului îngust de vizualizare, examenul RMN este cea mai sensibilă metodă imagistică actuală pentru detectarea și aprecierea localizării difuze sau regionale a îngroșării pericardice.

Pe imaginile SE îngroșarea pericardului poate să apară similară unui epanșament lichidian, datorită semnalului de intensitate scăzută la primul ecou. Există însă câteva criterii care pot diferenția cele două patologii posibile:

- repartiția topografică a îngroșării nu este superpozabilă celei a lichidului pericardic (care este maximal în regiunea posterolaterală a VS);
- lărgire a recesului pericardic superior este semnificativă pentru epanșament;
- îngroșarea unui pericard patologic este constantă în tot cursul ciclului cardiac, în timp ce îngroșarea lizereului dat de un epanșament real crește în timpul sistolei (datorită redistribuitei lichidului).

Aspectul RMN al pericardului la pacienții cu colagenoze permite, pe lângă evaluarea cu fiabilitate crescută a îngroșării sale, și aprecierea unor elemente de caracterizare tisulară. Astfel, în cazul unei pericardite fibroase simple, lizereul pericardic apare cu semnal de intensitate scăzută la primul ecou în T1, în timp ce, în cazul unei îngroșări de natură inflamatorie, intensitatea acestuia crește. Așa se poate aprecia că în puseurile inflamatorii acute din colagenoze pericardul prezintă la examenul RMN un semnal crescut, în timp ce, în perioadele de remisie (cu stabilizare clinică și biologică), aspectul tisular al acestuia se apropie de semnalul scăzut observat la normal. Limita principală a rezonanței magnetice referitor la evaluarea pericardului este dată la ora actuală de dificultatea vizualizării calcificărilor, în aceste situații scannerul CT păstrându-și tot interesul.

Diagnosticul afectării pericardice din colagenozele cardiace include și depistarea unui epanșament lichidian, frecvent în acest tip de patologie. Sub acest aspect, RMN este un examen valoros, deoarece permite în primul rând evidențierea lichidului – chiar minim sau cu localizări dificile. Avantajul asupra ecografiei (care rămâne o metodă foarte sensibilă în acest tip de patologie)<sup>4</sup> este dat de evidențierea aspectelor fals negative în cazul unor epanșamente cloazionate sau dificil accesibile (de exemplu, posterior de atriul drept). În plus, rezonanța magnetică permite aprecierea conținutului lichidian, lucru dificil de realizat la ora actuală cu celelalte metode imagistice. În sfârșit, prin tehnica RMN tip "cinema" se poate aprecia impactul asupra funcției ventriculare al unei eventuale compresii lichidiene (cel mai frecvent asupra cavităților drepte).

Interesul esențial al RMN în patologia pericardică lichidiană referitor la colagenoze constă în precizarea topografiei și cuantificarea volumului de lichid, care sunt mai bine realizate cu RMN decât cu ecografia, datorită câmpului mai larg de vizualizare. Volumul epanșamentului poate fi estimat pe secțiunile oblice orizontale în 4 cavități: o



grosime a lizereului mai mare de 5 mm anterior de ventriculul drept corespunde unui epanșament moderat (100-500 ml). Imaginile "ecou de spin" ponderate în T1 permit abordarea diagnostică a conținutului lichidian, deoarece pe acest tip de imagini semnalul RMN dat de lichid variază în funcție de natura sa. Astfel:

- în cazul unui transsudat simplu, semnalul este de intensitate redusă și variază în funcție de natura sa la al doilea ecou: slab, în caz de insuficiență cardiacă, și variabil, în caz de uremie;
- în cazul unui epanșament inflamator (exsudat), intensitatea semnalului este crescută atât la primul ecou, cât și la al doilea în întreaga cavitate (sugerează prezența de resturi celulare);
- în caz de lichid hemoragic (hemopericard recent), intensitatea semnalului este foarte crescută la ambele ecouri, îmbrăcând un aspect foarte intens, caracteristic ("strălucitor"), care este mult mai puternic decât într-un exsudat simplu; în hemopericardul mai vechi, cu organizare trombotică, intensitatea semnalului începe să se diminueze.

Pericardita constrictivă (PC) poate să apară în cadrul colagenozelor prin îngroșare fibroasă adesea însoțită de calcificări, ce survine în urma unor inflamații repetate ale celor două foite. Instalarea sa este progresivă și antrenează o restricție la umplerea cavităților cardiace, cu creșterea secundară a presiunii venoase sistemice. Problema diagnostică esențială este diferențierea PC de o cardiomiopatie restrictivă – care poate îmbrăca un tablou clinic identic, dar care presupune un tratament medicamentos, în timp ce o PC impune cu necesitate sancțiunea chirurgicală. Criteriile ecografice de diagnostic ale constricției pericardice sunt numeroase, dar puțin discriminante în aceste situații; cateterismul cavităților drepte poate fi sugestiv prin aspectul caracteristic al curbelor de presiune ("dip-plateau"), dar rămâne un examen invaziv. Examenul CT este foarte performant în aceste situații, demonstrând prezența calcificărilor și îngroșarea pericardului.

Rezonanța magnetică este tot atât de performantă ca și CT pentru vizualizarea îngroșării lizereului pericardic (peste 5 mm într-o PC); semnalul este întotdeauna scăzut într-o pericardită fibroasă, spre deosebire de inflamațiile subacute, unde poate fi intens pe imaginile SE ponderate în T1. Răsunetul asupra cavităților cardiace este caracteristic: cei

doi ventriculi apar cu dimensiuni mici si cu o formă caracteristică "tubulară". Se poate asocia în plus o dilatare a atriului drept, a venei cave inferioare si a venelor suprahepatice. Limitele RMN în aceste situații se referă la detectarea calcificărilor pentru care scannerul CT este net superior.

Examenul cu rezonanță magnetică mai permite supravegherea evoluției unui epanșament lichidian simplu către o eventuală pericardită constrictivă. În aceste situații, semiologia RMN devine caracteristică prin îngroșarea lizereului pericardic si "tubulizarea" celor doi ventriculi. Utilitatea RMN apare si pentru evaluarea postoperatorie (indicată mai ales pentru a diferenția între un epanșament simplu si unul hemoragic), ca și după aplicarea unor tratamente medicamentoase.

Se poate afirma deci că, la ora actuală, în cadrul evaluării cardiace a pacienților cu afecțiuni de colagen, examenul cu rezonanță magnetică poate oferi informații complementare celor date de ecografie referitor la afectarea posibilă a pericardului; interesul său apare în special pentru a preciza topografia unui epanșament, pentru a putea aprecia mai bine grosimea pericardului (în cazul suspiciunii de constricție), ca si pentru a evoca natura unui epanșament lichidian.

### ***Evaluarea patologiei endocardic-valvulare din colagenoze***

În practica medicală actuală, metoda ecografică cuplată cu Doppler permite o analiză optimă atât anatomică, cât si funcțională a structurilor valvulare; în plus, asocierea ecografiei transesofagiene (TEE) realizează o analiză mai fină a mecanismelor de disfuncție valvulară. Limitele ecografiei în acest tip de patologie sunt date de ecogenitatea imperfectă si de variabilitatea inter-observator. Ele pot fi depășite actualmente prin utilizarea examenului RMN, care se impune ca o metodă bine adaptată cuantificării funcționale a valvulopatiilor si care, în plus, nu este dependentă de pacient sau de operator; examenul apare astfel promițător în cazul pacienților anecogeni, la purtătorii de proteze valvulare si în situații de discordanță între datele clinice si ecografice.

Imaginile RMN "ecou de spin" ponde-rate în T1 si T2 au o rezoluție spațială excelentă, datorită contrastului natural spontan dintre fluxul sanguin si pereții miocardici; de aceea, acest tip de imagini permite mai ales obiectivarea semnelor indirecte ale unei

valvulopatii, adică dilatarea și/sau hipertrofia cavitara. Posibilitatea de a practica planuri de secțiune oblice (conform axelor anatomice proprii ale pacientului) permite o măsurare mai precisă a volumelor ventriculare telediastolice și telesistolice, ceea ce obiectivează de asemenea consecințele valvulopatiilor asupra funcției cardiace. În schimb, examenul "ecou de spin" nu oferă actualmente decât o analiză cel mai adesea incompletă a valvei propriu-zise; valvele se vizualizează cel mai bine în poziție închisă (diastolă, pentru sigmoide, și sistolă, pentru cele atrioventriculare). Leziunile patologice fine și/sau mobile ale foitelor valvulare, cum ar fi de pildă vegetațiile sau îngroșările de cordaje, sunt inconstant identificate; în plus, examenul este limitat pentru vizualizarea calcificărilor.

Examenul tip "cinema" realizat cu secvențe "ecou de gradient" prezintă dublul avantaj al unei bune rezoluții temporale și al excelenței sensibilități la fluxuri, chiar în absența produșilor de contrast. Acest tip de secvențe utilizează ecoul de gradient cu unghi de basculă ("flip angle") redus și un timp de repetiție (TR) scurt. Fluxul laminar normal apare pe aceste imagini cu hipersemnal intens, în timp ce, în cazul unui flux turbulent cu viteză crescută (stenoze sau regurgități valvulare), se produce o defazare a spinilor și deci o pierdere de semnal. De aceea, fluxul respectiv apare în "negativ" sub forma unui "defect de semnal" ("signal void") ce contrastează puternic cu semnalul intens al fluxului normal. Acest fenomen hemodinamic specific imaginilor în "ecou de gradient" permite un studiu remarcabil al disfuncțiilor valvulare, mai ales regurgitarea, iar prin folosirea lui se poate realiza o analiză riguroasă a anomaliilor valvulare care pot să apară în diferitele tipuri de colagenoze cardiace.

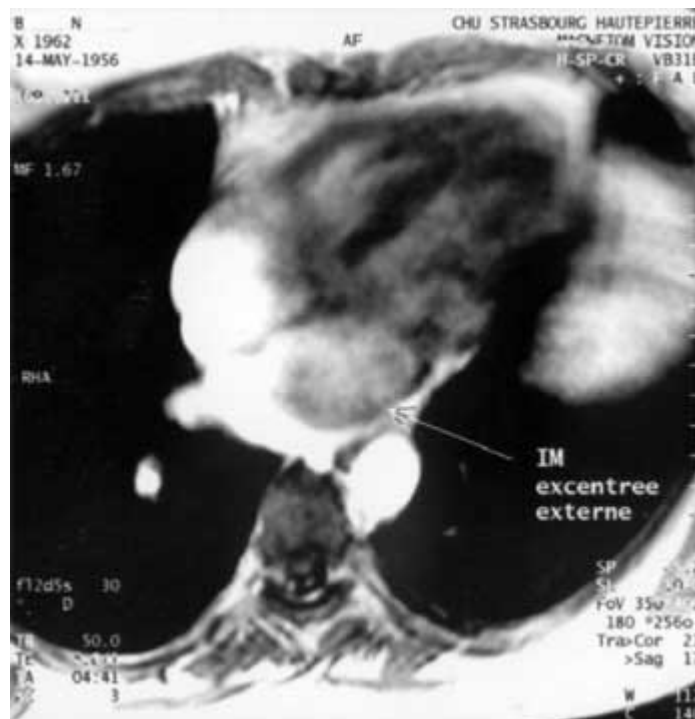


Fig. 5 LES cu sindromul anticorpilor antifosfolipidici. Insuficiență mitrală medie cu jet excentric; secvență "ecou de gradient", secțiune anatomică în 4 cavități.

După cum se poate observa din Fig. 5, regurgitarea mitrală apare sub aspectul "vidului de semnal" cu forma de "picătură" al cărei vârf este atras către punctul de coaptare al foitelor valvulare și care se întinde către partea posterioară a cavității receptoare. Fluxul transorifical are, de asemenea, o viteză mai crescută și prezintă turbulență în aval, ceea ce poate da un posibil defect de semnal în absența unei stenoze asociate.

Direcția și sensul de rotație a fluxului pot orienta în principiu și asupra mecanismului insuficienței (de exemplu, prolapsul unei foite valvulare). Durata jetului poate, de asemenea, să orienteze asupra severității regurgitării mitrale: scurtă, în cele ne semnificative hemodinamic (apare numai pe câteva secvențe cinema), sau prelungită, în formele severe (se vizualizează pe mai multe secvențe cinema).

La ora actuală, cuantificarea regurgitărilor valvulare se poate face cu RMN în două moduri:

- semicantitativ, prin metoda planimetrii, constând în măsurarea defectului de semnal sub valva incompetentă (întocmai ca în Doppler color);

- cantitativ, prin metoda volumetrică; aceasta din urmă are la bază măsurarea volumului și a fracției de regurgitare calculate ca diferența dintre debitul ejecțional stâng și cel drept.

Studiile de până acum au arătat o bună corelare între fracția de regurgitare calculată cu cine-RMN și cea calculată prin eco-Doppler; sensibilitatea și specificitatea metodei sunt raportate ca fiind excelente, adică 98%, respectiv 97%. Trebuie amintit însă că există și posibilitatea unor examene fals pozitive, adică prezenta unor defecte de semnal sub valva mitrală la subiecți normali, această pierdere de semnal fiziologică putând fi diferențiată de o regurgitare patologică prin durata scurtă protosistolice și caracterul subvalvular foarte limitat topografic.

În insuficiența tricuspidiană, semiologia RMN este comparabilă cu cea mitrală. Valva tricuspida se vizualizează optim în incidentele oblice perpendiculare pe planul valvular care permit analiza a două dintre cele 3 cuspe. Insuficiența propriu-zisă se vizualizează, ca și cea mitrală, sub forma unei absente de semnal subvalvular în timpul sistolei; sensibilitatea este mare și comparabilă cu examenul Doppler. Sunt posibile și examene fals pozitive, explicabile prin sensibilitatea superioară a RMN, ca și prin frecvența crescută a insuficientelor fiziologice; în cazurile sigure de insuficiență tricuspidiană, se poate evalua severitatea disfuncției prin planimetria jetului pe imaginile tip cinema.

În ceea ce privește insuficiența aortică, trebuie spus că analiza morfologică a valvei este dificilă cu RMN din cauza finetei cuspelor; mobilitatea și eventuala lor îngrosare pot fi mai ușor apreciate în incidentele oblice decât în cele ortogonale. În schimb, evidențierea unei insuficiențe valvulare la acest nivel este relativ simplă cu secvențele "ecou de gradient" și se caracterizează prin absența de semnal subvalvular cu debut în protodiastolă (Fig. 6, 7).

Această pierdere de semnal este foarte specifică pentru o regurgitare aortică, fiind constant observată atunci când insuficiența este detectabilă și cu alte metode (cum ar fi eco-Doppler sau angiocardiografia de contrast), ceea ce confirmă valorile foarte bune ale sensibilității și specificității metodei RMN.<sup>7</sup> O incidență utilă pentru evaluarea unei regurgitări aortice este oferită de secțiunile oblice în 4 cavități perpendiculare pe sept;

acestea permit să se distingă foarte bine fluxul retrograd patologic din camera de ejecție a VS de fluxul fiziologic transmitral.

Severitatea unei insuficiențe aortice se apreciază, ca și în cazul celei mitrale, prin metoda planimetrii și a fracției de regurgitare. Analiza jetului patologic se poate face pe imaginile cinema utilizând pentru vizualizarea optimă incidentele oblic-anatomice; extinderea și lărgimea jetului patologic sunt perfect corelate cu examenul Doppler pulsat, permițând o clasificare în 4 stadii.

Studiul stenozelor valvulare prin rezonanță magnetică nu este în acest moment tot atât de performant ca în cazul regurgitărilor, în aceste situații clinice examenul de elecție rămânând eco-Doppler, care permite atât diagnosticul precoce, cât și supravegherea leziunii.

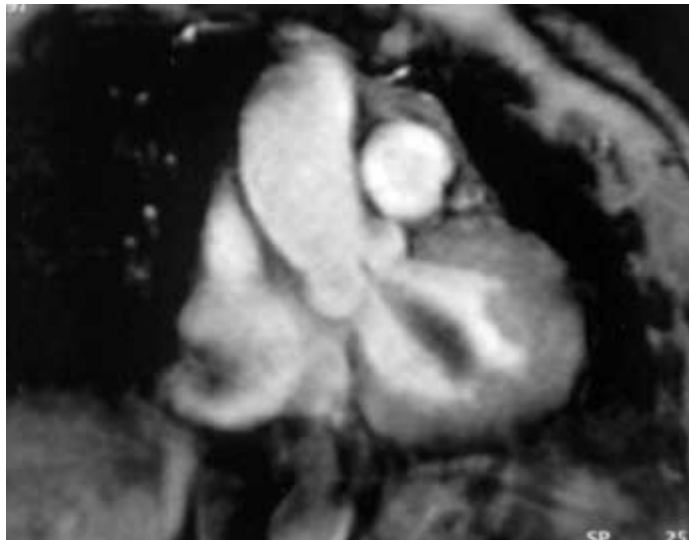


Fig. 6. Granulomatoză Wegener. Insuficiență aortică severă (jetul atinge apexul VS); secvență GE (cine), secțiune coronală (plan frontal).



Fig. 7. Granulomatoză Wegener. Insuficiență aortică severă; secvență GE, secțiune în plan sagital.

#### ***4.3 Investigarea altor regiuni anatomice***

În investigarea altor regiuni anatomice sau organe, IRM se dovedește utilă în numeroase situații, datorită capacității de a diferenția structurile normale (grăsime, parenchime) de cele patologice (edeme, hemoragii, procese infecțioase, colecții lichidiene, neoplasme etc), prin reliefarea, pe calea variației secvențelor de puls, a unor trăsături specifice acestor structuri, în special T<sub>1</sub> și T<sub>2</sub>.

#### ***BIBLIOGRAFIE***

- 1. HARRISON, ED. 14, Editura Teora, 2001*
- 2. V. Grancea, Bazele radiologiei și imagisticii medicale, Edit. Amaltea, 1996*
- 3. Revista Medical Update (www.mediasite.ro)*