



UNIVERSITAT DE BARCELONA

Biblioteca

Àrea de Ciències de la Salut
CAMPUS DE BELLESGUARD

IMATGE PER RESSONÀNCIA MAGNÈTICA

**APLICACIÓ EN EL DIAGNÒSTIC DELS
TRANSTORNS INTERNS DE L'ATM.
CAUSATS PER DESPLAÇAMENTS
ANORMALS DEL DISC.**

Isabel Conde Mir

Facultat d'Odontologia 1991

CONTINGUT

* INTRODUCCIÓ

* BASES FÍSQUES DE LA IMATGE PER RESSONÀNCIA MAGNÈTICA (IRM)

- Introducció
- Spin Nuclear, Moment Magnètic Nuclear
- Relaxació Nuclear
- Seqüències de polsos i contrast d'imatge
- Formació de la imatge per RM
- Riscos de la IRM
- Precaucions en les exploracions per RM
- Avantatges i inconvenients de la IRM

* ANATOMIA DE L'ARTICULACIÓ TEMPOROMANDIBULAR (ATM)

* DINÀMICA DE LA ATM

* INCOORDINACIÓ MECÀNICA

* INDICACIONS PER L'ESTUDI DE L'ATM PER IRM

* CONSIDERACIONS TÈCNiques DE L'ESTUDI DE L'ATM PER IRM

* ANATOMIA NORMAL DE L'ATM PER IRM

* INCOORDINACIÓ MECÀNICA DE L'ATM PER IRM

* CONCLUSIONS

* BIBLIOGRAFIA

INTRODUCCIÓ

En el camp de l'odonto-estomatologia la patologia osteo-articular es redueix a l'estudi de dos tipus d'articulacions, necessàries per a la funció masticatòria:

- L'articulació dentària, que no és en el sentit anatòmic una veritable articulació, però que és essencial en la dinàmica de la masticació.
- Les dues articulacions temporomandibulars, que són els veritables centres funcionals.

El funcionament lligat d'aquestes dues articulacions és la base de la fisiologia de la masticació, i tot allò que perturbi l'harmonia en el seu funcionament conjunt, pot portar a una alteració de la funció.

El propòsit d'aquest treball és evaluar la utilitat de la imatge per ressonància magnètica (IRM), en el diagnòstic del tipus de disfunció més freqüent en l'ATM, aquell trastorn intern degut a una posició i desplaçament anormals del disc

articular, i que anomenarem "Incoordinació Mecànica".

La ressonància magnètica (RM) és una nova tècnica que en els últims anys ha revolucionat el diagnòstic per la imatge. És una tècnica provada per a valorar la incoordinació mecànica de l'ATM, que està desplaçant ràpidament l'artrografia i la Tomografia computeritzada (TC) com a tècnica diagnòstica d'elecció ja que presenta una serie d'avantatges que la fan molt més útil :

- És una tècnica no invasiva.
- No utilitza radiacions ionitzants.
- Visualització directa de les estructures articulars.
- Imatges multiplanars fàcilment interpretables.

La interpretació de la imatge per RM, requereix la comprensió d'un cert nombre de principis físics que regulen l'obtenció de la imatge. Una simplificació excessiva d'aquests principis condueix a una visió parcial i inexacta del fenomen físic de la RM. Encara que l'exposició tècnica pot semblar una mica àrida, hem pensat que una descripció rigurosa, encara que, obviament esquemàtica, era imprescindible per a la elaboració d'aquest treball.

BASES FÍSiques DE L'IRM

1-INTRODUCCIÓ

En radiologia, el concepte que planteja més problemes és comprendre que fa que les coses negres siguin negres, i les blanques, blanques. Les radiografies simples són fàcils d'entendre: la blancor o la negror depèn del nombre de raigs-X que impacten en el receptor d'imatge. Això ve determinat per el gruix, densitat i número atòmic dels teixits en el trajecte del feix de raigs-X(1).

En Tomografia Computaritzada (TC) també s'utilitzen raigs-X per produir imatges. La imatge en TC deriva de mesures en l'atenuació dels feixos de raigs-X que passen a través de la secció tomogràfica que estem estudiant. El contrast en la imatge per TC ve determinada per les diferències en l'atenuació d'aquests feixos de raigs-X, i per consegüent depèn tan sols de dos paràmetres: la densitat electrònica i el número atòmic dels teixits(1,2).

El que fa que la Imatge per Ressonància Magnètica (IRM) plantegi problemes inicialment, és el fet que no hi ha regles simples per explicar la blancor o negror d'una imatge. La mateixa anormalitat pot aparèixer negra en algunes imatges i blanca en d'altres.

Comprendre com funciona l'IRM implica comprendre un cert nombre de principis físics, que inclouen les propietats magnètiques del nucli, el seu comportament col·lectiu quan s'exciten per ones de radiofreqüència i les propietats de la relaxació del nucli.

La diferència en la font de l'imatge entre l'IRM i la TC és de crucial importància. L'atenuació dels raigs-X és una propietat física del teixit que depèn exclusivament dels tipus i quantitats dels elements químics presents, però no dels seus moviments i interaccions químiques. En canvi, l'IRM depèn fonamentalment de les interaccions químiques, moviments moleculars i fluxes que tenen lloc en el teixit, i és doncs molt sensible a un espectre de fenòmens per els quals la TC és completament cega(2)

La Ressonància Magnètica és un fenomen físic per el qual determinades partícules com els electrons, els protons i els nuclis atòmics amb nombre imparell de protons (Z) o neutrons (N), poden absorbir selectivament energia de radiofreqüència quan es situen sota un potent camp magnètic.

El nucli d'Hidrogen (H1) o protó és el que s'utilitza rutinàriament en IRM degut a la seva abundància i alta senyal(3).

Així doncs, quan situem els nuclis d'H en un camp magnètic i els excitem amb ones de radiofreqüència, aquests són capaços d'absorbir aquesta energia. Es diu que els nuclis entren en ressonància.

Posteriorment aquest excés energètic serà lliberat en forma

d'emissió de radiofreqüència durant el procés de relaxació nuclear. Aquesta senyal serà recollida en una antena receptora i permetrà obtenir la imatge tomogràfica.

D'una manera esquemàtica els components d'un tomograf per RM són:

-Iman creador del camp magnètic

S'expressa en unitats d'inducció magnètica, Teslas i Gauss. $1T=10.000$ Gauss. En IRM s'utilitzen camps magnètics entre 0,02 i 1,5T (el valor del camp magnètic terrestre =0,05 Gauss)

-Antena emissora de radiofreqüència

-Antena receptora de la senyal

-Ordinador amb un sistema de representació de l'imatge(3)

Però de fet el que hem mencionat fins ara és només una visió molt superficial de l'origen de la senyal per Ressonància Magnètica. Per fer-ho tot més entenedor hem de tornar endarrera i descriure cada pas amb més detall. Començarem tornant a mirar algunes de les propietats dels nuclis atòmics.

2-SPIN NUCLEAR, MOMENT MAGNETIC NUCLEAR

Tots els nuclis atòmics estan compostats de protons i de neutrons. Els protons son partícules minúscules de càrrega positiva mentre que els neutrons tenen aproximadament la mateixa massa però no tenen càrrega elèctrica(2).

El nucli mes simple es el d'hidrogen, que esta constituit per un sol protó. Com si es tractes de la terra, però a una escala molt menor, el proto constitueix una bola de materia que gira al voltant del seu eix. Aquest moviment rotacional es denomina SPIN . Però además el protó te una càrrega + i per tant té un Moment Magnètic, és a dir que es comporta com un petit iman. Qualsevol objecte amb càrrega elèctrica, que estigui en moviment, genera un camp magnètic al seu voltant. Així doncs, el protó es comporta com un dipol magnètic amb un pol nord i un pol sud. (Fig.1.1)

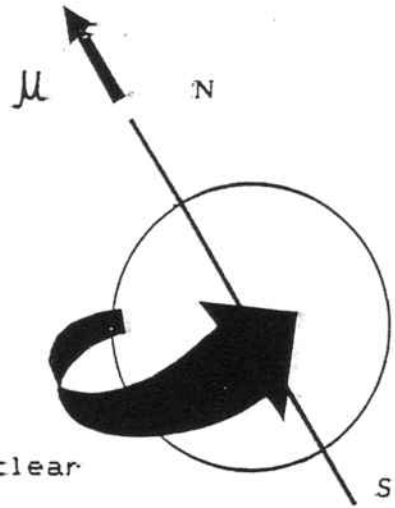


Fig.1.1: SPIN

M = moment magnètic nuclear

(adaptat de referència 2)

En absència d'un camp magnètic extern els spins s'orientan al atzar, de manera que la magnetització neta és 0(2). Quan es situen sota els efectes d'un fort camp magnètic (B_0), els spins es veuen obligats per lleis de la mecànica quàntica, a alinear-se en el sentit del camp magnètic, o en el sentit contrari del camp magnètic. (Fig.1.2)

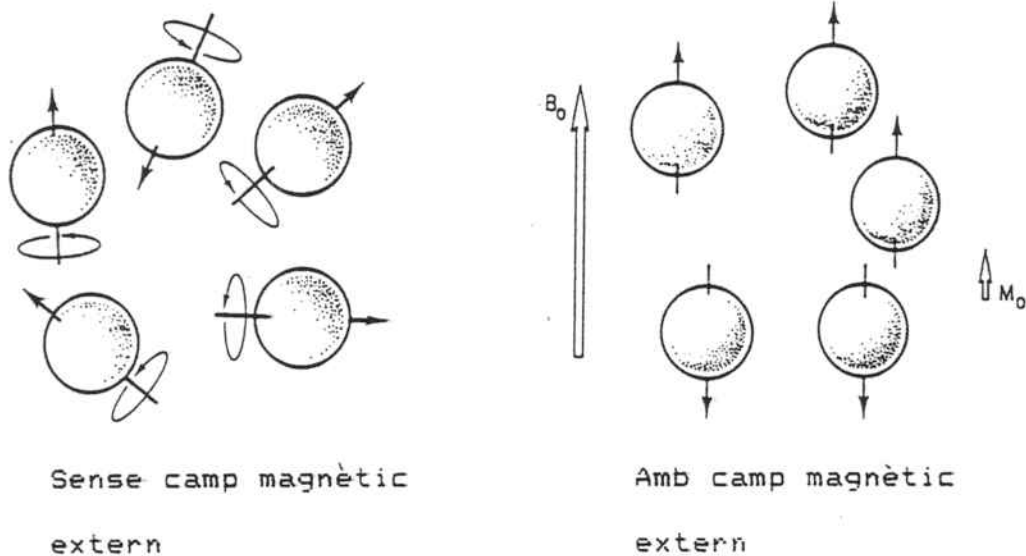


Fig.1.2: Alineació dels spins segons el camp magnètic.
(adaptat de referència 1)

Més de la meitat dels protons assumiran una orientació paral·lela al camp magnètic B_0 . Aquesta orientació és la menys energètica i es denomina orientació UP o paral·lela. La resta de protons adoptarà una orientació antiparal·lela, més energètica o orientació DOWN.

En conseqüència, quan un cert nombre de protons es situen en un camp magnètic estàtic, el nombre de protons paral·lels sobrepassarà el de protons antiparal·lels. Deput a aquest excés de protons paral·lels es crearà una magnetització neta

M , en la mateixa direcció del camp magnètic B_0 , el valor de la qual dependrà del nombre de protons.

La direcció del camp magnètic B_0 correspon per convenció al eix longitudinal del sistema cartesià, o eix z . El pla x, y constitueix el pla transversal o pla de projecció dels spins(2).

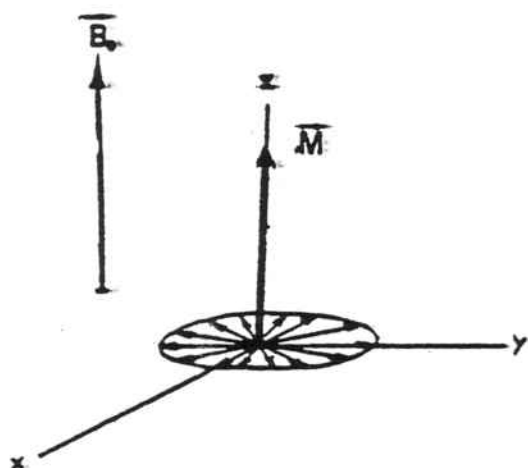


Fig.1.3: Magnetització neta (M) orientada sobre l'eix longitudinal (z)

(adaptat de referència 3)

Degut al seu spin els nuclis d'H sotmesos a un camp magnètic no s'alineen exactament en la direcció del camp magnètic, sinó que ténen un moviment rotatori al voltant d'aquest. Aquest moviment rotatori s'anomena PRECESSIÓ.

La rotació del spin al voltant del camp magnètic es produeix a una freqüència determinada denominada freqüència de precessió, freqüència de resonància o freqüència de LARMOR.

Aquesta freqüència és constant per cada nucli i ve determinada per l'equació de LARMOR:

$$f(p) = K \cdot B_0 / 2M$$

On:

* $f(p)$ = freqüència de precessió

* K = cocient giromagnètic nuclear (càrrega/massa)

* B_0 = camp magnètic

D'això en resulta que la freqüència de precessió de cada nucli es directament proporcional a l'intensitat del camp magnètic B_0 .

Per el nucli d'hidrogen $f(p) = 42,58 \text{ MHz/T}$.

En estat de repòs o d'equilibri tèrmic el vector de la magnetització neta està sobre la direcció de l'eix z, i el seu valor és el valor de la component longitudinal de la magnetització. Mentre la projecció de M sobre el pla transversal sigui nula, la component transversal de la magnetització serà nula. (Fig.1.4) (3)

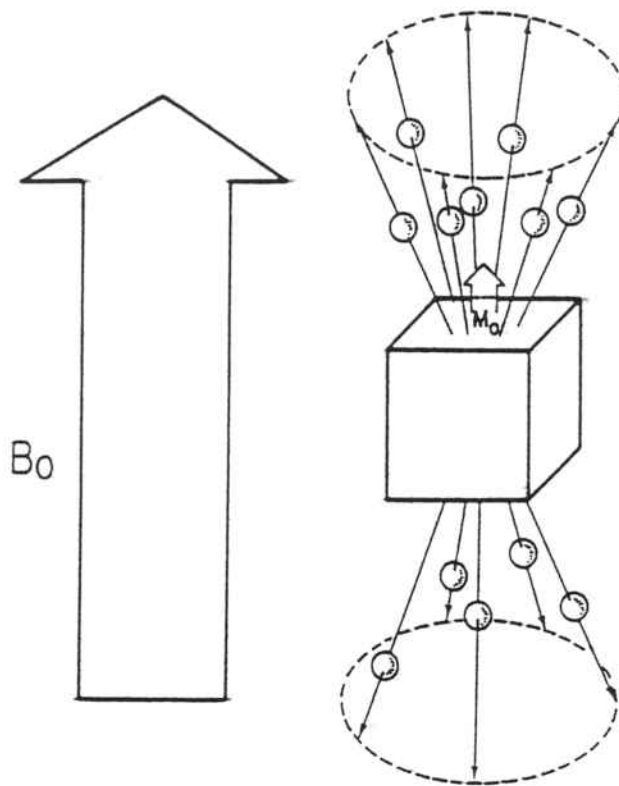


Fig.1.4: Magnetització neta M_0 , resultant de la suma vectorial dels spins orientats en la direcció de B_0 .

(adaptat de referència 1)

Si irradiem els protons en un camp magnètic estàtic amb una radiació electromagnètica, perpendicularment a la direcció z , i a una freqüència igual a la freqüència de precessió dels spins, alguns nuclis d'hidrogen són capaçes d'absorbir energia. Des d'un punt de vista quàntic, un estat UP (de baixa energia) passa a un estat DOWN (d'alta energia). Aquest fenomen es denomina RESSONÀNCIA, i es pot definir com una vibració sincrònica. Físicament això implica un

intercanvi d'energia entre dos sistemes amb la mateixa freqüència natural.

Quan els nuclis entren en ressonància, la magnetització neta M , es desplaça respecte a la direcció z del camp magnètic B_0 , amb un angle (anomenat Flip Angle, o angle d'inclinació) que depèn de l'amplitut i durada de la radiació electromagnètica que apliquem.

En IRM s'utilitzen ones de radiofreqüència d'una durada molt curta (de l'ordre dels ms) raó per la qual parlem de Polsos de Radiofreqüència. Els polsos de radiofreqüència es quantifiquen per el valor de l'angle d'inclinació.

Si la durada del pols de RF és tal que fa rotar el vector de magnetització M 90 (desde la direcció positiva z fins al pla x,y) ens referirem a aquest pols de RF com un pols de 90. Si la durada del pols de RF és el doble (rota M desde la direcció positiva z fins la direcció negativa z) denominarem aquest pols de RF un pols de 180.

Es pot dissenyar un pols de qualsevol angle nomes controlant la seva durada. L'angle amb que el denominem és simplement l'angle en el qual rotarà el vector de magnetització M . (4,5)

Després d'un pols de RF, el vector de magnetització M resultant tindrà un component longitudinal (Magnetització Longitudinal), i un component horitzontal (Magnetització Transversal). Per exemple, després d'un pols de 90, el component longitudinal de la magnetització és nula, ja que tota la magnetització està orientada sobre el pla x,y (en aquesta posició els nuclis en estat UP igualen els nuclis en

estat DOWN(4)

3-RELAXACIO NUCLEAR

Els protons no mantenen indefinidament l'estat d'excitació induït per el pols de RF, sinó que finalment es realinean amb el camp magnètic extern. Així doncs, la magnetització torna a la seva posició inicial mitjançant un procés d'alliberament energètic anomenat RELAXACIÓ.

La relaxació es produeix perquè els nuclis desorenen l'excés energètic que han absorbit al entrar en ressonància (3). Aquest procés implica unes modificacions en el camp magnètic que poden ser recollides per una antena receptora generant-se una senyal elèctrica amb la qual s'obtinran les imatges per RM.

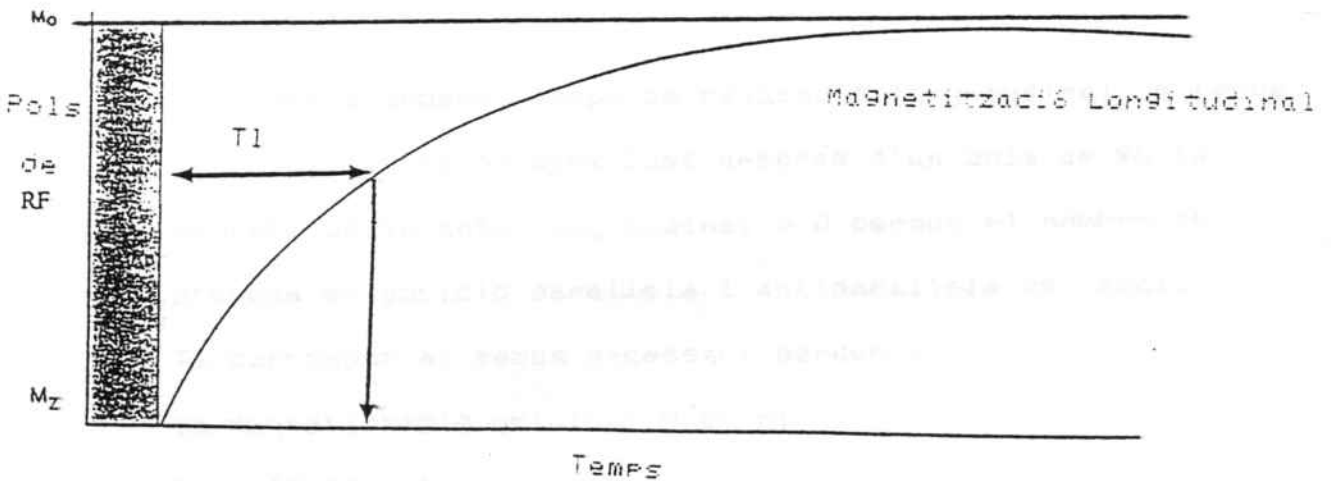
Estudiant la senyal de relaxació podem obtenir 3 tipus d'informació diferents.

Una relacionada amb la densitat de nuclis d'hidrogen (Densitat Protonica), i les altres dues relacionades amb dos parametres anomenats T1 i T2, que s'obtenen estudiant la relaxació nuclear sobre el seu eix longitudinal (T1) i sobre el pla transversal (T2). (3)

a) Relaxació Longitudinal: T_1

Durant la relaxació els nuclis d'hidrogen van alliberant el seu excés energètic. Un cop finalitzada la relaxació el vector de magnetització recuperarà el seu valor inicial alineat amb el camp magnètic.

Les variacions en el temps de la projecció del vector de magnetització sobre l'eix longitudinal (M_z), s'anomena Relaxació Longitudinal i té la forma d'una exponencial creixent. T_1 es una constant de temps expressada en ms que regula la curva d'aquesta funció exponencial. (Fig.1.5)



Relaxació longitudinal : T_1

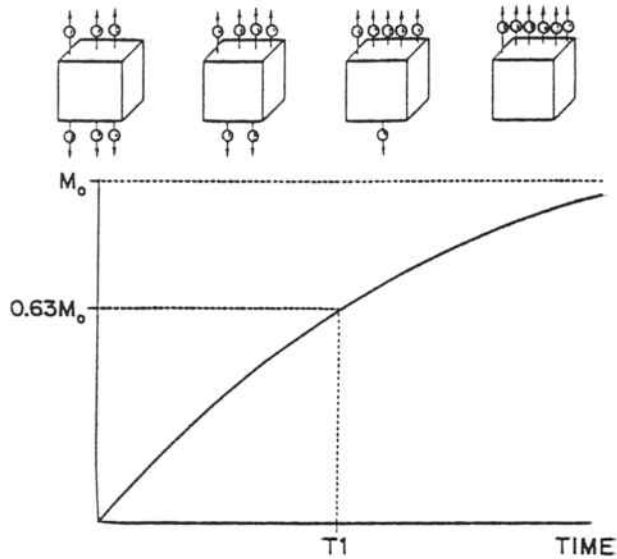


Fig.1.5: Relaxació Longitudinal T1
(adaptat de referències 1 i 6)

T1 també s'anomena temps de relaxació longitudinal o temps de relaxació spin-làtex. Just després d'un pols de 90 la magnetització neta longitudinal = 0 perquè el nombre de protons en posició paral·lela i antiparal·lela es igual. T1 correspon al temps necessari perquè es recuperi el 63% de la magnetització original M en el pla longitudinal. Després d'un temps igual a $5 \times T1$ s'haurà recuperat el 99,3% de la magnetització longitudinal. Quant més petit sigui el

valor de T1, més ràpidament s'arribarà a l'estat d'equilibri. Així doncs, un T1 curt implica una lliberació ràpida d'energia (1,4,5).

El valor de T1 es fortament dependent de l'entorn que pot afavorir o no l'intercanvi energètic.

Les molècules que contenen nuclis d'hidrogen estan constantment en moviment (moviments brownians de translació, vibració i rotació) generant així petits camps magnètics. Les constants de temps que regulen la freqüència d'aquests moviments depenen de la mida de les molècules de les quals formen part, de la força dels enllaços químics i de les forces intramoleculares i intermoleculares (4,5).

Si les freqüències de moviment de les molècules de l'entorn son massa altes o massa baixes es dificultarà l'intercanvi energètic i el T1 serà llarg. Si, en canvi, predominen les molècules amb una freqüència de moviment semblant a la freqüència de precessió dels protons, l'intercanvi energètic és eficient i el T1 serà curt.

L'aigua es una molècula molt petita amb una freqüència natural de moviment molt més alta que la freqüència de Larmor i te doncs un T1 llarg.

Les proteïnes d'alt pes molecular, giren lentament amb freqüències molt inferiors al freqüència de Larmor. També son inefectives per a la relaxació T1 i el T1 sera llarg.

En canvi, algunes molècules intermitges com els lípids tenen una freqüència de moviment molt semblant a la freqüència de Larmor i per tant l'intercanvi energètic es realitza amb

facilitat i el T1 sera curt. (Fig.1.6)

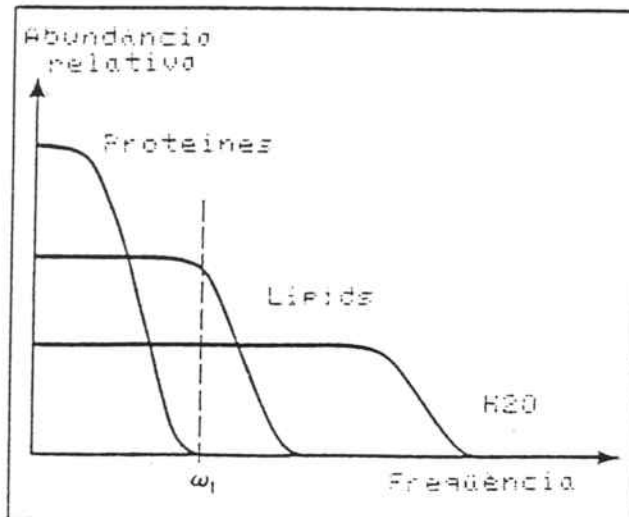


Fig.1.6: Distribució de les freqüències de moviment segons la mida de les molècules. (ω =freqüència de Larmor)

El T1 que mesurem en un determinat teixit és, de fet, la resultant de infinitat de protons experimentant molts processos de relaxació diferents. Alguns protons estaran en molècules d'aigua molt mòbils, altres formaran part de macromolècules i alguns es trobaran dins de molècules lipídiques. Depenent de la composició del teixit la proporció de les diferents relaxacions es combinarà per

donar el valor de T1 característic d'aquest determinat teixit. Com més curt sigui el T1 d'un teixit més alta serà la senyal per IRM, i més blanca serà la imatge.

b) Relaxació Transversal: T2

El restabliment de la posició d'equilibri després d'un pols de 90 implica una recuperació de la magnetització en la direcció del camp magnètic estàtic B_0 (relaxació T1) i al mateix temps una disminució del component transversal de la magnetització. (1,3,5)

El procés de relaxació T1 és relativament lent i normalment la magnetització en el pla transversal ha desaparegut molt abans no es completi la relaxació T1. La raó d'aquesta pèrdua ràpida de la magnetització transversal es el defase dels protons. (3,6)

Després de l'excitació per el pols de RF tots el protons estan precessant a la mateixa freqüència (estan en fase) i la suma vectorial dels seus moments magnètics dona el màxim valor possible per a la magnetització transversal (2)

Al cap d'un cert temps els moments magnètics dels protons es desfassen, és a dir que precessen a diferents freqüències, i tots no apunten en la mateixa direcció i la magnetització transversa torna a ser 0. (1,2,3) (Fig.1.7)

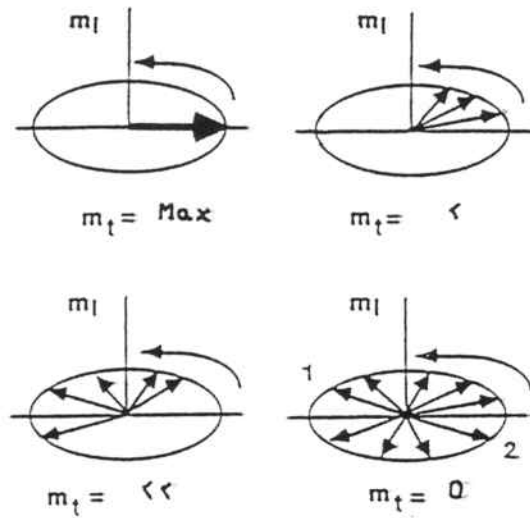


Fig.1.7: Relaxació transversal T2.
(adaptat de referència 5)

Això es degut a interaccions entre els protons i altres protons al seu voltant (interacció spin-spin). Es mesura aquest desfase transversal o Temps de Relaxació Transversal T2 amb el paràmetre de temps T2. T2 és el temps necessari perquè el desfase faci perdre el 63,2% de la magnetització transversal. En general T2 es molt més curt que T1 i es mesura en decimes de ms. (Fig.1.8)

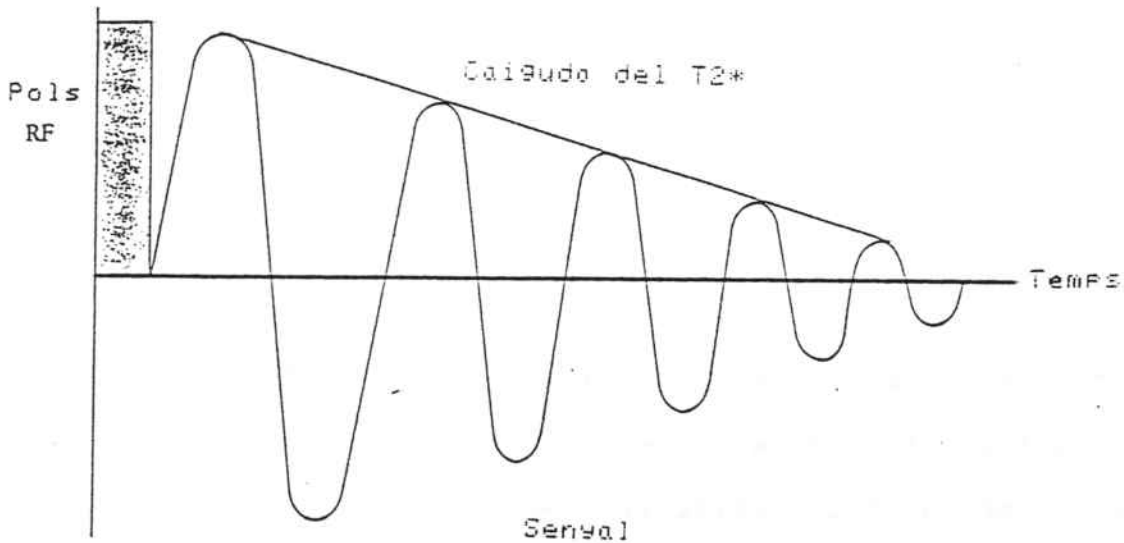
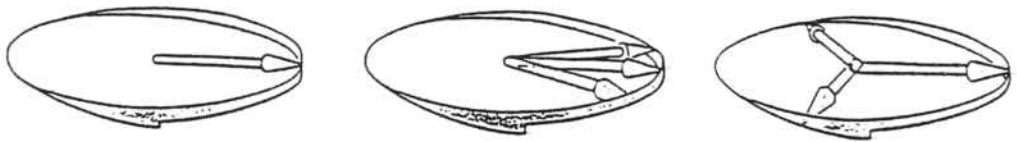
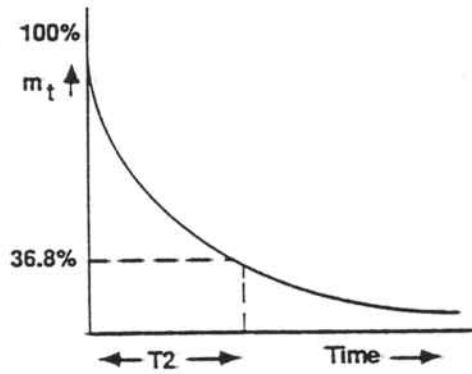


Fig.1.8: Relaxació transversal T_2

(adaptat de referencia 5 i 6)

T_2 representa les variacions en el camp magnètic degut a interaccions spin-spin degudes a les propietats inherents de cada teixit.

Però ademés les inhomogeneïtats del camp magnètic extern produeixen un segon mecanisme d'interacció spin-spin que produeix un defase de la magnetització transversal. Aquest segon mecanisme depèn de les inhomogeneïtats en el camp magnètic estàtic produït per l'iman de l'aparell de RM. En efecte, els imans no produeixen un camp magnètic perfectament uniforme, i en conseqüència cada punt situat en el camp magnètic experimenta un camp magnètic lleugerament diferent. Per tant, cada proto estarà precessant a una freqüència lleugerament diferent (4,5). Això significa que després d'un pols de RF, les inhomogeneïtats locals tendeixen a produir encara més defase i una pèrdua de la magnetització transversal encara més ràpida. Aquest defase de la relaxació que és degut a la presència d'inhomogeneïtats externes s'anomena $T2^*$. Donat que $T2^*$ és tan ràpid i esdevé 0 tan ràpidament "tapa" d'alguna manera el comportament real de la magnetització transversal del teixit $T2$. En un camp magnètic ideal perfectament homogeni, $T2^*=T2$, ja que tot el defase seria degut a fluctuacions del camp magnètic intern del teixit. Per tant hem de dissenyar seqüències de polsos que minimitzi l'efecte del $T2^*$ i potencii el $T2$ (3,4,5).

5-SEQÜÈNCIES DE POLSOS I CONTRAST D'IMATGE

Les diferents seqüències de polsos de RF s'utilitzen per augmentar les diferències de relaxació de cada teixit i donar així el necessari contrast d'imatge. Aquestes seqüències consisteixen en moduls bàsics formats per polsos de RF, separats per intervals de temps adients. Segons siguin aquests paràmetres podrem obtenir imatges potenciades en T1, en T2 o en Densitat Protònica.

Existeixen tres seqüències principals en IRM:

- *Seqüència Spin-Eco (SE)
- *Seqüència Inversion-Recovery (IR)
- *Seqüències Ràpides

a) Seqüència Spin-Eco (SE)

Cada seqüència SE està composta per un pols de 90° i un o més polsos de 180°. Després de cada pols de 180° es genera un eco que permetrà formar la imatge. La formació d'una sola imatge requerirà un gran nombre de seqüències SE successives.

Es denomina Temps de repetició (TR) el temps transcorregut entre cada pols de 90° successius, i Temps de Eco (TE) el moment en que es recull el senyal electric (despres del polsos de 90° i 180°).

En aquesta seqüència els spins son excitats inicialment per un pols de 90° , i tota la magnetització es situa ara en el pla transversal. Aquesta magnetització transversal genera un corrent electric en l'antena receptora anomenada FID (Free Induction Decay) que depen del $T2^*$ i que no conté prou informació per a la reconstrucció de la imatge. En aquesta seqüència SE ignorarem els FIDs i només tindrem en compte els ecos per la reconstrucció de l'imatge.

Al cap d'un temps després del pols de 90° els spins comencen a desfassar-se ràpidament. Aleshores apliquem un pols de 180° que inverteixi la direcció de rotació dels spins. Després d'un temps igual a l'interval entre el pols de 90° i el de 180° tots els spins estan en fase una altra vegada, ja que els protons mes "lents" s'han posat al mateix nivell que els mes "ràpids". Durant un breu moment tots el spins estaran apuntant en la mateixa direcció, i aquesta magnetització transversal induirà un corrent elèctric a l'antena receptora. Aquest corrent induït s'anomena Eco i ene la que ens permetrà la reconstrucció de la imatge. (1-6). (Fig.1.9)

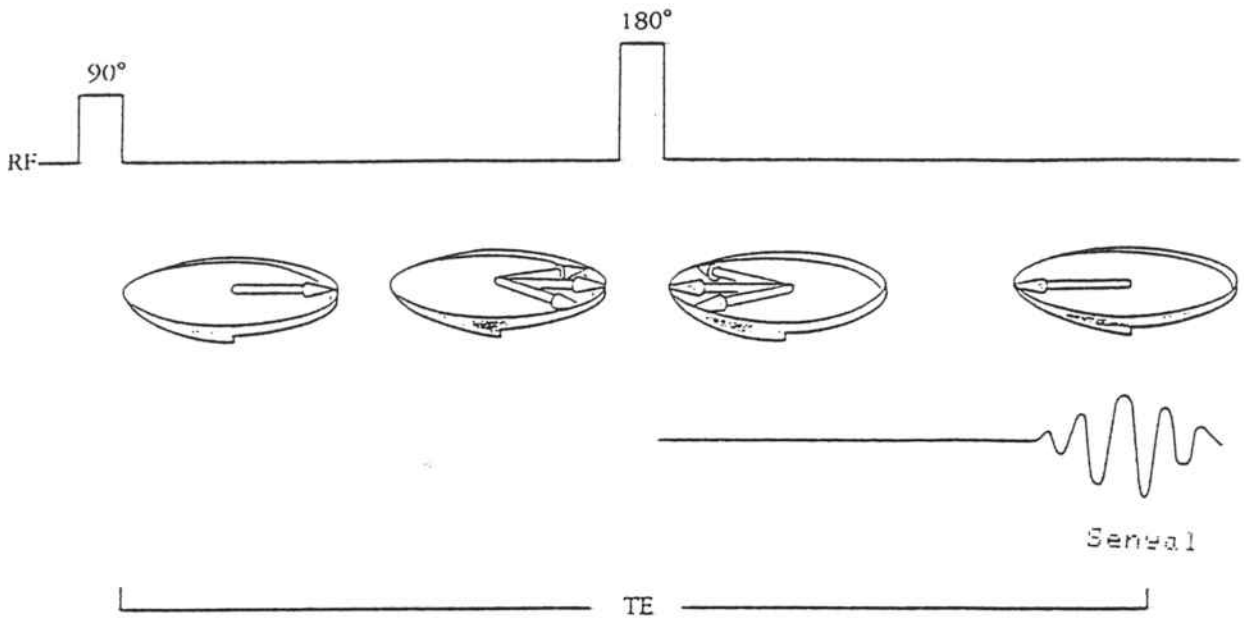


Fig.1.9: Seqüència Spin-Eco.

(adaptat de referència 6)

Això es podria simplificar si fèssim una comparació amb tres corredors en una carrera que serien tres protons. El corredor 1 és molt ràpid, el 2 menys ràpid i el 3 lent, però per "necessitats tècniques" és necessari que tots tres corredors arribin junts a la meta encara que corrin a diferents velocitats.

Així doncs, donem la sortida (puls de RF de 90°) i el corredor 1 s'adelanta. A meitat de la carrera fem que tots els corredors donin mitja volta (puls de 180°). Que passa ara? El corredor 3, el més lent es troba ara en primera

posició mentre que el corredor 1 és en última posició. Però després d'un cert temps el corredor 1, més ràpid, haurà agafat al 2 i al 3 i tots entraran junts a la meta (TE).

Tornant a les seqüències reals si els polsos de 180° es repeteixen la senyal d'eco es formarà repetidament. Aquesta seqüència multieco permet obtenir imatges potenciades en densitat i en T2. En efecte, la intensitat del senyal del primer eco en aquesta seqüència dependrà principalment del nombre de protons (ρ) que contribueixen a la senyal (imatge potenciada en densitat). El segon eco reflecteix la relaxació T2. (Fig.1.10)

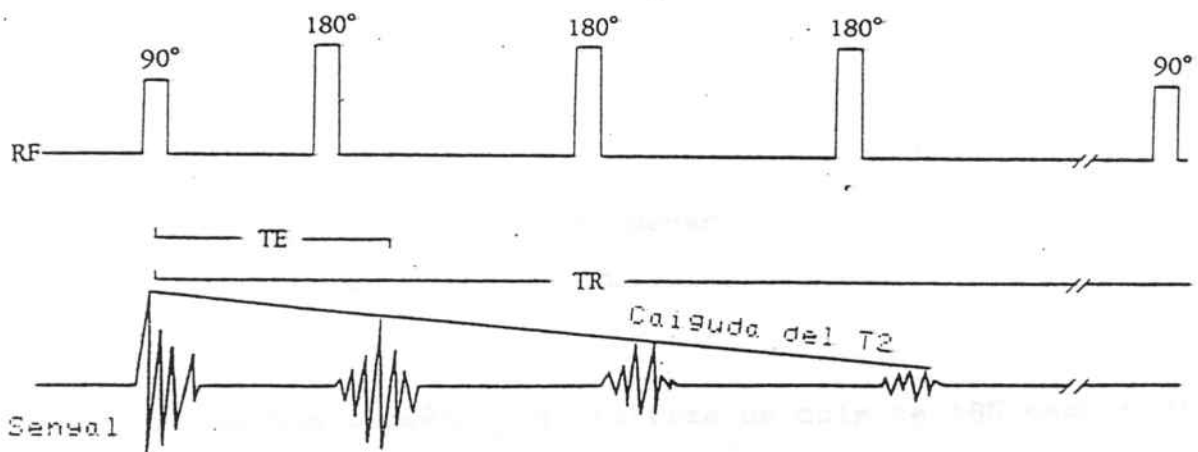


Fig.1.10: Seqüències Multieco en SE.

(adaptat de referència 6)

Com a regla general :

	TR CURT	TR LLARG	
TE CURT	T1		DENSITAT PROTÒNICA
TE LLARG	-	T2	

b) Seqüència Inversió-Recuperació (IR)

En aquesta seqüència s'utilitza un pols de 180° seguit d'un pols de 90°, després d'un temps d'inversió (TI), i posteriorment un altre pols de 180°.

Els spins del teixits amb un T1 curt, recuperen completament la magnetització longitudinal després del pols de 180°. El pols de 90 graus després del TI, converteix la magnetització

longitudinal recuperada en magnetització transversa observable. (1,2,4,5,6). (Fig.1.11)

Aquesta seqüència permet esborrar el senyal del greix (que brilla molt en T1), i veure més nítidament altres estructures que quedaven enmascarades.

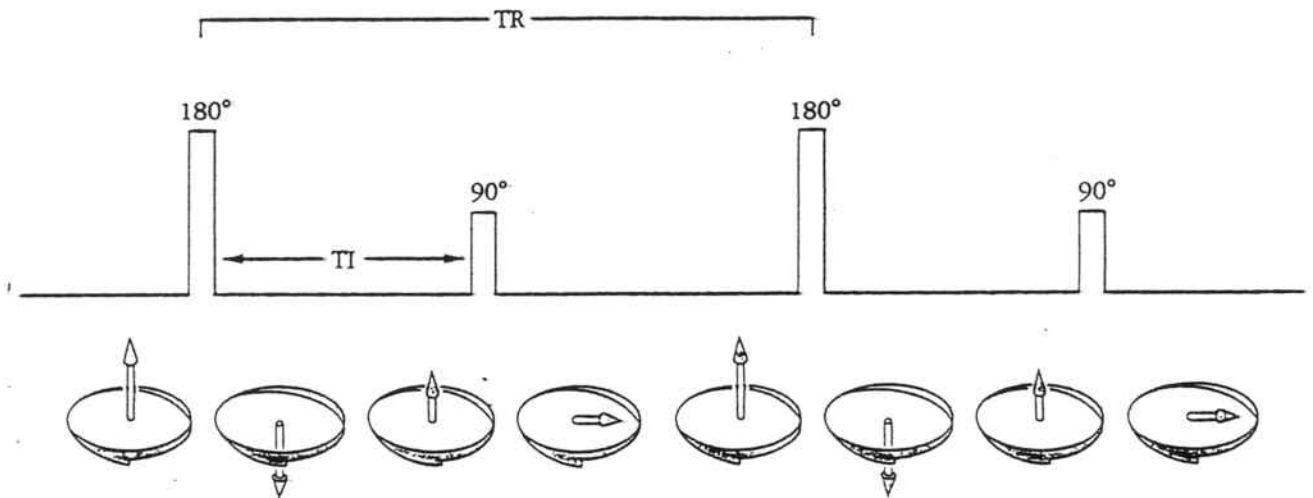


Fig. 1.11: Seqüència inversió-recuperació.

(adaptat de referència 6)

c) Seqüències ràpides

Les tècniques ràpides (FLASH, GRASS, FAST SCAN...) utilitzen

flip angles parcials (inferiors a 90°), i la magnetització longitudinal no es transforma completament en magnetització transversa. En aquestes tècniques ràpides, la intensitat del senyal no depèn del T2, sino de T2*.(2,3,4,5)

Aquesta tècnica, permet la recollida del senyal amb un TE molt curt, i amb un TR, també molt curt. En conseqüència, el temps d'adquisició de les imatges serà molt menor que en la seqüència SE.

Però aquesta seqüència ràpida, serà molt més sensible a les inhomogeneïtats externes del camp magnètic.

6-FORMACIÓ DE LA IMATGE PER RM.

a)Selecció del pla tomogràfic : Localització espacial

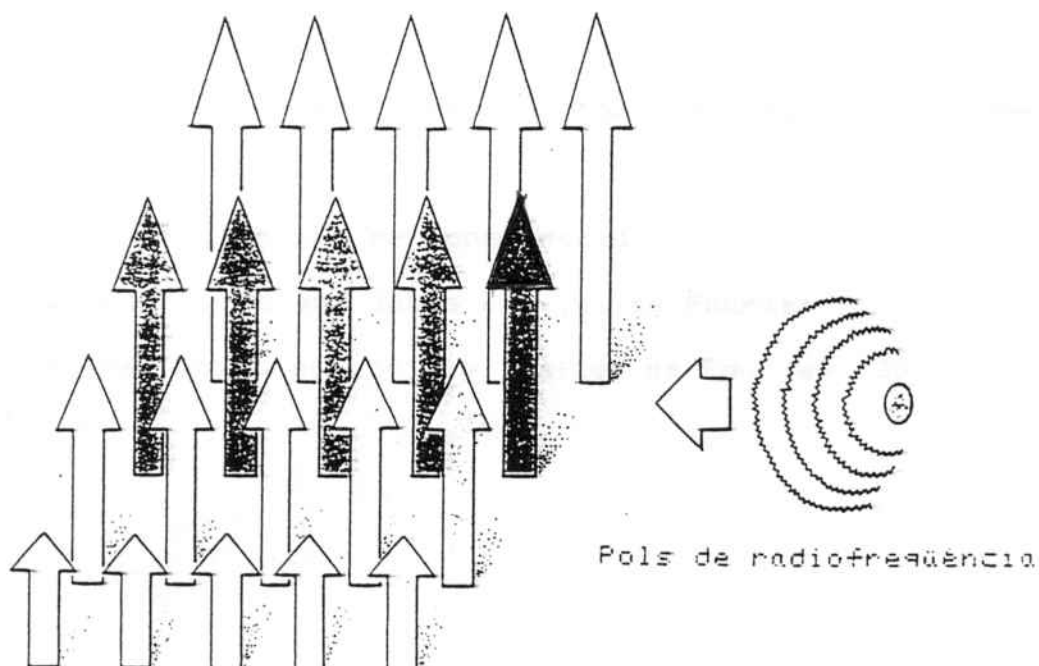
Fins ara hem parlat de com es forma el senyal, però no hem mencionat com es pot determinar des de quina posició espacial s'origina aquest senyal.

Si el camp magnètic fos uniforme, tots els nuclis absorbirien energia de RF a la mateixa freqüència. Per aconseguir una excitació selectiva per plans, hem d'instaurar una variació uniforme del camp magnètic segons la direcció perpendicular al pla de tall que hem escollit. Aquesta variació uniforme del camp magnètic es denomina

gradient magnètic, i s'aconsegueix mitjançant parells de bobines recorregudes per corrents contínues en sentits contraris. Al crear-se un gradient magnètic en la direcció craneocaudal, cada pla axial percebrà un camp magnètic extern lleugerament diferent. (Fig. 1.12.). Això fa que els spins estiguin precessant a freqüències lleugerament diferents a cada pla.

El pols de radiofreqüència que enviem, que només cobreix una determinada banda de freqüència només excitarà els spins d'un tall determinat, mentre que els spins dels altres plans no entraran en ressonància. (1,3,5).

Mitjançant tres parells de bobines, que creen els gradients magnètics en les tres direccions de l'espai, es poden aconseguir tomografies axials, sagitals o coronals, o en qualsevol posició de l'espai sense que el pacient s'hagi de desplaçar.



b)Reconstrucció de la imatge

Un cop realitzada l'excitació selectiva del plà tomogràfic, duraant la relaxació s'obté un senyal elèctric. que convenientment analitzat, permetrà d'obtenir la imatge. Quan l'antena capta el senyal, en ella convergeixen els senyals de la relaxació procedents de tots els voxels (element de volum) del plà. Per poder reconstruir la imatge és necessari un mètode que permeti individualitzar el senyal que prové de cada voxel. Això s'aconsegueix amb un sistema de gradients magnètics aplicats sobre el plà tomogràfic durant la relaxació, i amb complexes equacions matemàtiques que no discutirem aquí. (1,3,5)

Existeixen tres tècniques principals de reconstrucció de la imatge:

- Reconstrucció per retroprojecció
- Reconstrucció per doble anàlisi de Fourier
- Reconstrucció per triple anàlisi de Fourier (3D)

7-RISCS DE LA IRM.

Existeixen tres fenòmens físics en IRM que comporte un cert risc:

- Camp magnètic principal estàtic.
- Camps magnètics variables produïts pels gradients.
- Pulsos de radiofreqüència.

a) Camp magnètic principal estàtic.

Podria influir en la desolarització miocàrdica. Però farien falta camps magnètics de gran potència (per a disminuir un 10% la conducció nerviosa faria falta un camp magnètic de més de 20 T)

b) Camps magnètics variables produïts pels gradients.

Podrien induir corrents elèctrics en els teixits biològics i causar fibrilacions, però per això caldrien també valors molt alts.

Un altre dels efectes produïts pels camps magnètics és la inducció de magnetofosfens (sensacions lluminoses). Però també es necessitarien valors molt més alts que els emprats habitualment.

c) Polsos de radiofreqüència

L'efecte biològic mes important produït per l'emissió de radiofreqüència es el dipòsit calòric que pot conduir a una lesió hística. (3)

3-PRECAUCIONS EN LES EXPLORACION PER RM.

El risc mes important és degut a l'efecte del camp magnetic sobre les substàncies paramagnètiques (metàliques) que el pacient pugui tenir . El pacient s'ha de treure abans de l'exploració tots aquests elements, no solsament perque artefacten la imatge, sinó també perquè poden ser atretes per l'iman amb molta força. S'ha d'interrogar al pacient per conèixer la presència de substàncies paramagnètiques (pròtesis, restes de metralla, clips quirurgics...) que poden contraindicar la exploració per risc de mobilitzar-los.

Els portadors de marcapasses no es poden sotmetre a una exploració per ressonància magnètica.(4)

8-AVENTATGES I INCONVENIENTS DE LA IRM.

a)Aventatges

- Gran contrast per parts toves.
- Diversitat de paràmetres per a valorar un mateix pla.
- Tomografies en qualsevol orientació de l'espai.
- No utilització de contrast.
- No radiació ionitzant.

b)Inconvenients

- Precaució constant en el medi de treball.
(potent camp magnètic)
- Problemes d'ubicació.
(interferències amb emissores de ràdio)
- Artefactes per moviment.
(Requereix immobilitat absoluta del pacient)
- No detectabilitat del calc.
- Claustrofobia per al pacient.
- Cost molt elevat.(4)

ANATOMIA DE L'ARTICULACIÓ TEMPOROMANDIBULAR.

L'ATM és una articulació parella i simètrica, que s'ha classificat de maneres molt diverses degut a la complexitat de la seva estructura i la seva dinàmica.

Així, sembla que està clar per a tothom que es tracta d'una diartrosi bicondilea, però s'ha classificat com : condiloartrosi (7), enartrosi (8) (9) o ginalimnartrosidial (10) (11) (12) (13) (14), essent aquesta última la més encertada, en la nostra opinió, ja que té en compte l'aspecte dinàmic i funcional de l'articulació.

Aquesta articulació, relaciona l'os temporal (eminència temporal i cavitat glenoidea) amb el còndil mandibular permetjà d'un sistema meniscal, i té unes característiques anatòmiques i funcionals que la distingeixen d'altres articulacions del mateix tipus :

A- Les superfícies articulars no són recobertes de cartileg hialí, sinó d'un fibrocartileg avascular i dens, que conté una quantitat variable de cel.lules cartilaginoses dependent

de l'edat i de l'esforç funcional (12).

B- La seva estreta relació amb l'articulació dentària determina els seus moviments i la seva dinàmica.

C- És una articulació complexa en la qual, la incongruència de les seves superfícies es corregeix amb la presència del menisc.

D- El conjunt articular es troba dins una unitat funcional en la que intervenen altres elements com l'articulació dentària, l'articulació alveolo-dentària, els múscles de la masticació, el sistema nerviós central...

E- Es tracta d'una articulació bilateral i simètrica i tot moviment d'una de les dues comporta un moviment de l'altra (15).

1-SUPERFÍCIES ARTICULARS.

a) Còndil Mandibular

És una prominència elipsoide que mesura de 20 a 22 mm de llarg i de 7 a 8 mm d'ample. Té una direcció obliqua de fora a dins i de davant a darrera de manera que si perllonguem els eixos majors dels dos condils, aquests confluiran una mica per davant de la porció central del forat occipital formant un angle de 140° a 160° . Els eixos menors perllongats cap a davant es troben una mica per davant de la sínfisi mentoniana.

El condil ocupa la porció postero superior de la branca ascendent de la mandibula i es troba lleugerament desplaçat cap a dintre, de manera que sobresurt per la cara interna de la bbranca ascendent.

Cada condil presenta dues cares :

- Una cara anterior que mira cap amunt i endavant
- Una cara posterior que mira endarrera

Ambdues cares son separades per una aresta roma que té una direcció transversal. Així doncs, el còndil és convex tant en sentit antero-posterior com en el transversal.

b) Eminència Temporal i Fosa Glenoidea

És la superfície articular principal, situada a l'arrel de l'apòfisi zigomàtica del temporal. Aquesta protuberància és fortament convexa de davant a darrera i de fora a dintre. Mira cap avall i una mica cap a fora, és a dir. que el seu extrem extern està situat lleugerament més amunt que el seu extrem intern.

Els seus límits són :

- * Per fora, el tubercul zigomàtic anterior
- * Per dins, la sutura petro-esfenoidal
- * Per darrera, la fosa glenoidea

La fosa glenoidea és una depressió profunda de forma elipsoide, de la qual, l'eix principal té la mateixa direcció que el còndil, i la seva mida és la suficient per a albergar-hi el còndil i el menisc.

Té una part articular, anterior, que es comunica amb la vessant posterior de l'eminència temporal, i una part posterior, no articular.

c) Menisc

Interposat entre el còndil mandibular i el temporal hi trobem el menisc. La seva forma es elíptica, amb l'eix principal dirigit obliquament de fora a dins i de davant a darrera.

És format de teixit connectiu colàgen dens, que en la zona central es hialí, avascular i no té fibres nervioses.

La seva cara antero-superior és molt sovint irregular. És concava cap a davant, on s'acopla amb l'eminència temporal, i convexa a la part de darrera on s'acopla amb la cara anterior de la fosa glenoidea.

La seva cara postero-inferior cobreix el còndil mandibular i es còncava tota ella.

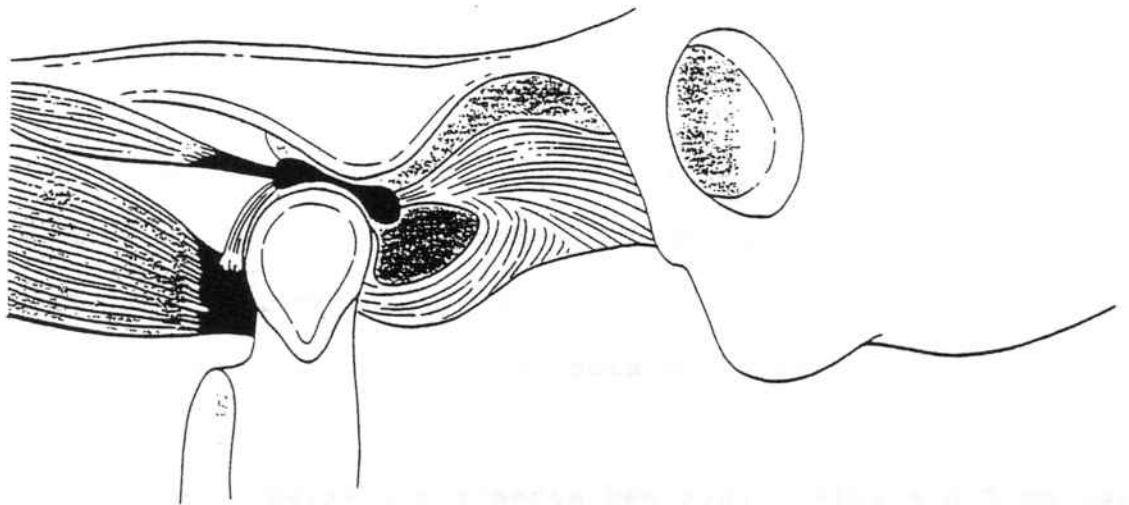
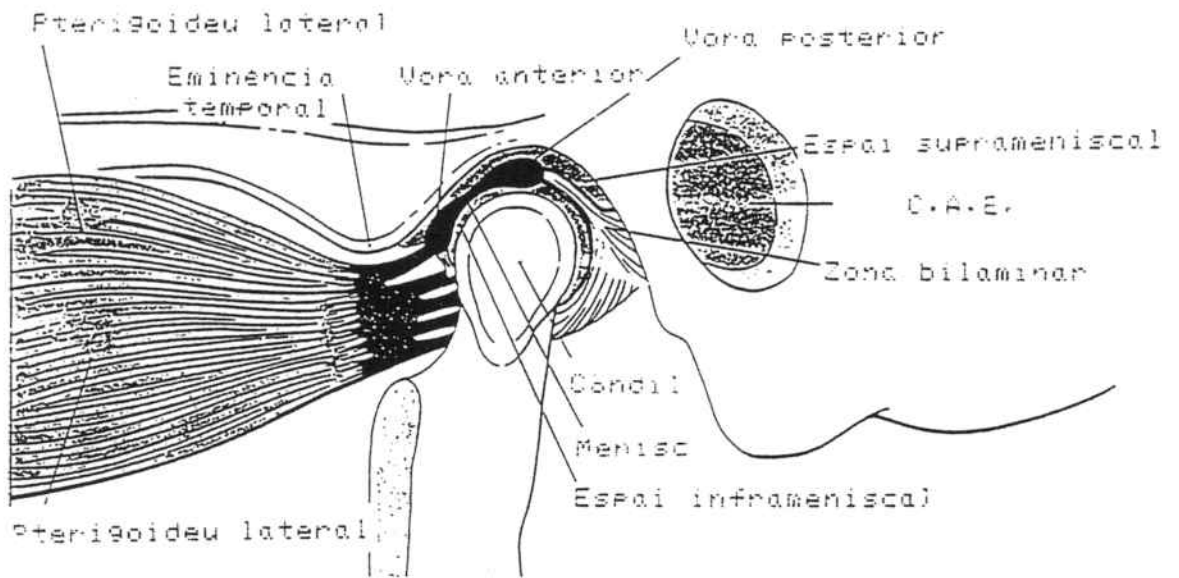
En oclusió cèntrica, el menisc cobreix només el vessant anterior del còndil i la cresta transversal, i la vessant posterior, en aquesta posició, queda totalment lliure de contacte meniscal.

La vora posterior del menisc és la part més espessa (3-4 mm) i es continua posteriorment per una làmina fibrosa o "Zona Bilaminar". Aquesta estructura és composta per una làmina superior, anclada a la zona posterior de la fosa glenoidea, i una làmina inferior que no té una estructura elàstica i que s'uneix al periosti i a la part posterior del còndil mandibular. Entre les dues bandes s'hi interposa un

important plexe vasculo-nerviós (auriculotemporal, nervis masseterics i nervis temporals profunds)(8), que és el responsable dels dolors i irradiacions posteriors per compressió.

La vora anterior del menisc és menys espessa que la posterior (1 - 2 mm) i es continua per una banda fibrosa que segueix amb el feix superior del muscle pterigoideu lateral. Les vores laterals interna i externa del menisc s'inserten sòlida i directament al coll del còndil per mitjà de la càpsula.

El menisc articular delimita doncs, dues cavitats articulars, un compartiment superior i un d'inferior.



(adaptat de referencia 6)

2- MITJANS D'UNIÓ

a) Càpsula articular.

És una mànega fibrosa amb forma de tronc de conus invertit (diàmetre superior major que el diàmetre inferior), que es disposa al voltant de l'articulació.

Per la zona superior s'inserta:

-Ventralment, a la porció més anterior del tubercul articular, al limit del cartíleg articular.

-Dorsalment a la sutura petro-timpànica.

Per la zona inferior s'inserta:

-Ventralment, al còndil, per sota el revestiment cartilaginós.

-Dorsalment, baixa i s'inserta mes avall, fins 4 o 5 mm per sota la zona aarticular. Així doncs, hi haurà una zona òssea dins el conjunt articular, no recoberta de fibrocartíleg.

Per les superfícies laterals, interna i externa, s'inserta al menisc articular.

Per la superfície anterior, la càpsula també s'inserta al menisc, però deixa un trau per on passa el pterigoideu lateral, que arribarà a la vora anterior del menisc.

Per la part posterior, a les fibres pròpies capsulars, s'hi afegeixen un cert nombre de fibres elàstiques, que tenen el seu origen a la fisura petro-timpano-escamosa. i que acaben a la vora posterior del menisc. Aquestes fibres elàstiques retro-articulars contribueixen a limitar el desplaçament del menisc i del condil mandibular en els moviments d'obertura bucal.

b) La sinovial

Tapica les porcions intracapsulars no revestides de fibrocartíleg. Es pot considerar com una sinovial supremeniscal i una inframeniscal, la superior mes extensa i laxa (16).

3-ELEMENTS DE REFORÇ.

a) Lligaments articulars intrínsecs

* Lligament lateral extern -- Té forma de vano , i s'extén des de la vora inferior de l'arrel zigomàtica a la vora posterior externa del còndil.

S'extén de dalt a baix i de davant a darrera, i limita els moviments cap a darrera i la luxació lateral.

* Lligament lateral intern -- És menys important i moltes vegades es considerat com un simple reforç de la càpsula. S'origina a la vora interna de la fosa glenoidea i acaba a la part postero interna del coll del còndil.

b) Lligaments articulars extrínsecs.

* Lligament pterigomaxil·lar -- S'extén des de l'ala interna de l'apòfisi pterigoides a la porció retromolar de la mandíbula.

* Lligament esfenomaxil·lar -- S'extén des de l'espina de l'esfenoides a l'espina d'espix. Sembla part de l'aponeurosi interpterigoidal.

* Lligament estilomaxil·lar -- S'extén des del vertex de l'apòfisi estiloides a la vora posterior de la branca ascendent de la mandíbula, prop de l'angle goníac.

4- MUSCULATURA DE LA MASTICACIÓ.

Els múscles de la masticació seran els responsables dels moviments que realitzara la mandíbula.

* Pterigoideu lateral-- És el múscle que, adherit al disc articular efectua moviments d'apertura de la boca.

El seu origen es en l'ala externa de l'apofisi pterigoides i a la cara zigomàtica de l'esfenoides i s'inserta a la vora anterior del menisc (el ventre superior) i al coll mandibular (el ventre inferior).

La contracció d'aquest múscle fa que el coll del còndil efectui un moviment de rotació sota el disc. i posteriorment una translació del còndil i el disc cap a una posició inferior en l'eminència articular.

Els altres múscles de la masticació actuen retornant el còndil a la fosa glenoidea en els moviments de tancament de la boca, pero cap d'ells es adherit al disc.

* Pterigoideu medial -- Aquest múscle s'origina al procés piramidal de l'os palati, a la fosa pterigoidea, i va a insertar-se a l'angle mandibular i porcions adjacents del

cos i de la branca ascendent.

* Temporal -- S'origina a la fosa temporal i les seves fibres convergeixen i baixen per a insertar-se a l'apofisi coronoides mandibular.

* Masseter -- És el més gran dels múscles de la masticació. S'origina a la vora inferior i cara externa de l'arc zigomàtic en la seva porció malar, i en la vora inferior de l'arc zigomàtic en la seva porció temporal. Va a insertar-se a l'angle mandibular formant una singla amb el pterigoideu lateral, de manera que aquests dos múscles contribuïran plegats a tancar la boca.

Tots aquests múscles jugaran un paper important en les alteracions funcionals de l'ATM, ja que condicionaran tant la posició de repos, com els seus moviments.

Així doncs, l'equilibri general dependrà de l'harmonia i tò dels múscles agonistes i antagonistes que actuen sobre l'articulació.

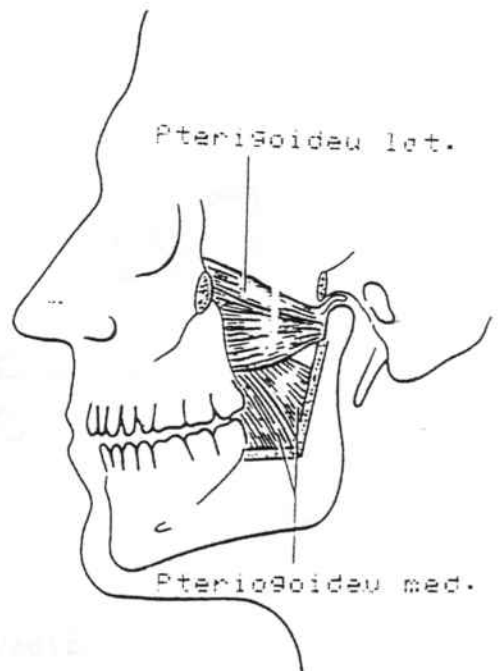
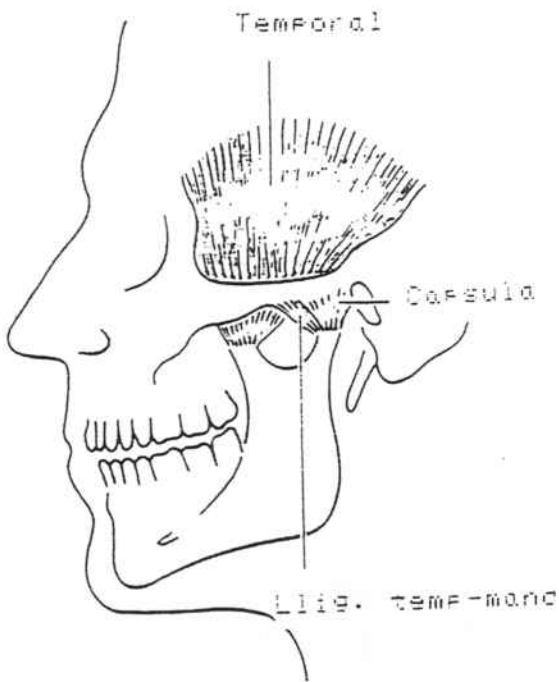
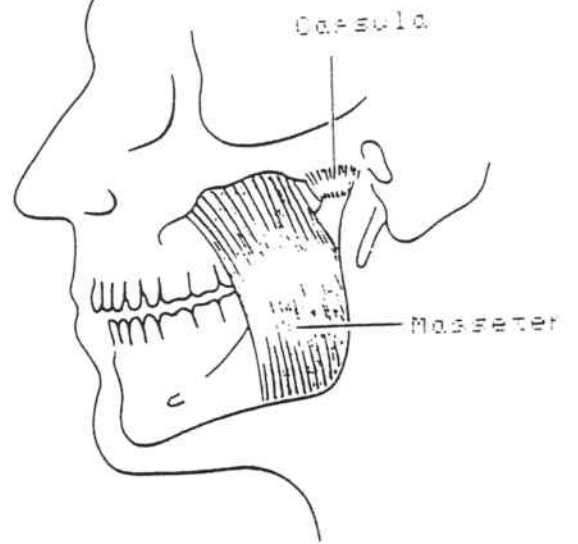
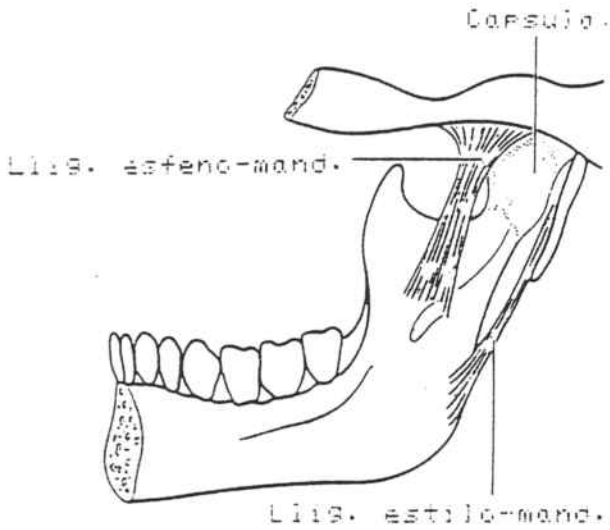
L'ATM és irrigada per branques de l'arteria carotida externa, que s'originen en branques de l'arteria maxilar interna.

Les venes desenboquen al plexe pterigoideu, la vena temporal superficial i la vena maxilar interna.

La inervació de l'articulació és per mitjà d'un plexe de fibres amielíniques que s'introdueixen a través de la capsula fibrosa i els teixits fibrosos propers.

A la part posterior, el plexe és molt més dens.

Es important en quant a la inervació, tenir en compte que no hi ha terminacions nervioses de cap tious a la superfície articular fibrosa, al fibrocartíleg, al menisc ni a les sinovials.



(adaptat de referenția 15)

Fig. 1012. Anatomia de la articulația
temporomandibulară

DINÀMICA DE L'A.T.M.

És fonamental en l'estudi de la dinàmica de les ATM tenir en compte que son dues articulacions que funcionen sincrònicament.

En els moviments de cada una d'elles, s'ha de mantenir una suau relació de lliscament entre els seus components articulars : condil, disc, eminència temporal i cavitat glenoidea.

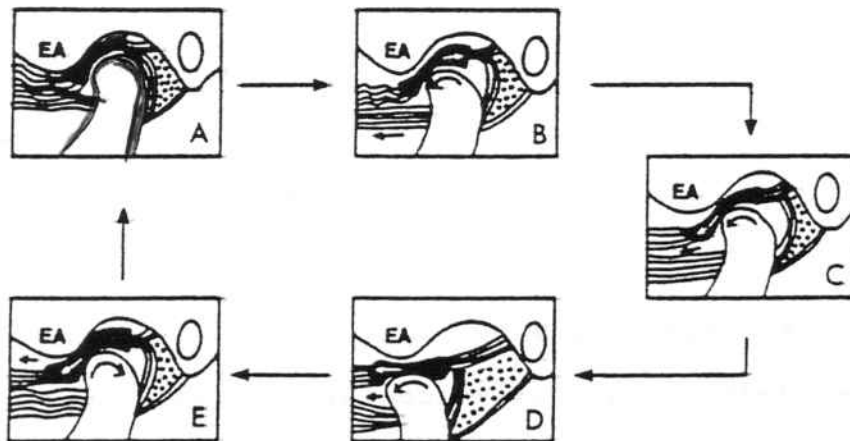


Fig. 3.1: Biomecànica de l'articulació
(adaptat de referència 10)

1) FASES EN LA BIOMECÁNICA DE L'ARTICULACIÓ (fig.3.1.)

- POSICIÓ DE REPÒS - En aquesta posició, el teixit connectiu és en repòs i igualment els ventres superior i inferior del múscle pterigoideu lateral. (A)

- ROTACIÓ - Correspon a l'inici de l'obertura de la boca fins a uns 25mm

(10). El còndil gira (al voltant del seu eix major) i el ventre superior del pterigoideu lateral es relaxa, mentre que el ventre inferior es contrau.

La zona bilaminar segueix en repòs.

Acabada aquesta rotació, es contrau també el ventre superior el pterigoideu lateral. (B)

- TRASLACIÓ - El disc i el còndil, llisquen anteriorment i cap avall guiats per la superfície de l'eminència articular temporal, degut a la tensió d'ambdós ventres del pterigoideu lateral. La zona bilaminar es tensa. (D)

- TANCAMENT - La superfície del còndil llisca anteriorment i el ventre superior del pterigoideu lateral es contrau per a controlar la tornada del còndil i el disc torna cap a la posició de repos.

El ventre inferior del pterigoideu lateral es relaxa, i el

teixit connectiu de la zona bilaminar torna a la seva posició de repòs. (E)

2) MOVIMENTS MANDIBULARS. (fig. 3.2)

Els moviments que pot efectuar la mandíbula, es donen gracies al funcionament integrat i coordinat dels muscles de la masticació, que poden participar aïlladament en varies activitats diferents.

Així dincs, amb l'acció muscular podrem fer :

- Elevació mandibular.
- Descens mandibular.
- Protrusió i retrusió.
- Moviments de lateralitat.

Elevació mandibular

Actuen principalment els muscles pterigoideus interns, els temporals i els masseters. L'activitat d'aquests muscles es troba sota control reflexe, i els patrons de tancament poden ser modificats per interferències oclusals.

En el tancament forcat, es contrauen els muscles del coll i de la cara i tots els muscles de la masticació.

Descens mandibular

Els múscles pterigoideus externs són els que comencen la seva activitat. Després són seguits pel ventre anterior del digastric.

En l'obertura combinada amb protrusió, hi ha activitat dels múscles pterigoideus externs i interns, masseters, i en algunes ocasions fibres anteriors dels múscles temporals.

Protrusió i retrusió

La protrusió comença amb l'acció simultània dels pterigoideus externs i interns.

La retrusió s'aconsegueix amb la contracció de les porcions mitja i posterior dels múscles temporals, i els suprahiodeus.

Lateralitat

Es produeixen per la contracció homolateral de les fibres mitges i posteriors del temporal, i contraccions contralaterals dels múscles pterigoideu intern i extern, així com de les fibres anteriors del temporal.

En els moviments horitzontals amb separació mínima de les dents, es troben actius el múscle masseter i el temporal, que en aquest moviment actuen com a antagonistes quan durant l'obertura vertical actuen com a agonistes (12).

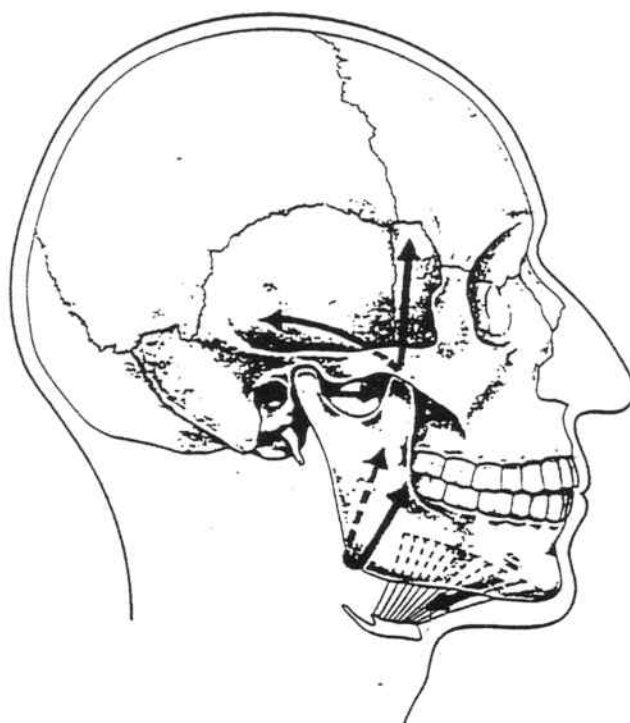


Fig. 3.2: Representació esquemàtica de l'acció de la musculatura sobre la mandíbula

INCOORDINACIÓ MECÀNICA

L'obertura de la boca requereix un moviment coordinat del condil, els múscles de la masticació i el disc. El disc i el condil s'han de moure anteriorment d'una manera sincronitzada.

Durant el tancament, el disc ha de seguir interposat i moure's coordinament amb el còndil.

L'alteració de la funció, es produeix quan el disc ja no es situa correctament, donant lloc a una incoordinació mecànica.

Aquest trastorn de la dinàmica articular, és el que a la literatura anglo-saxona es denomina " Internal Derangement " , i que moltes vegades a estat traduït com a " Trastorn Intern ". Aquest terme es massa inespecífic. i no expressa d'una manera clara la disfunció que comporta aquesta entitat. Pensem que el terme " INCOORDINACIÓ MECÀNICA " tradueix d'una manera més acurada aquesta alteració.

La Incoordinació Mecànica, és la relació anormal. tant de

posició com funcional, entre el disc, el condil mandibular i les superfícies articulars del temporal. (18)

Normalment, el disc es desplaça anteriorment, però també ho pot fer medialment, lateralment o posteriorment. Aquest desplaçament posterior és molt infreqüent, i en molta part de la literatura no l'esmenten al tractar aquesta patologia).

Diversos estudis epidemiològics indiquen que aquesta disfunció, és l'alteració articular més freqüent en l'ATM, afecta entre un 4 i un 50% de la població (18) (20) (21).

També hi ha una distribució desigual segons sexes, essent més freqüent en les dones en una proporció de 3/1 a 8/1 segons diferents autors (18) (20).

Aquesta alteració es relaciona amb microtraumas, macrotraumas (19) i hiperactivitat muscular (30), i la seva fisiopatologia (en els desplaçaments anteriors del disc que són els més freqüents), es creu que es relaciona amb una pèrdua de la capacitat de la zona bilaminar per a contraure's i estirar contrarrestant les forces del pterigoideu lateral. Quan això passa, el menisc es manté en una posició anterior al condil durant el tancament, i el condil fa pressió sobre la zona posterior, altament vascularitzada i innervada, provocant dolor.

Aquesta Incoordinació Mecànica, causada per desplaçaments anormals del disc, s'ha dividit tradicionalment en tres categories de menor a major severitat :

* Desplaçament anterior del disc amb reducció en posició de boca oberta. Subluxació (28)

* Desplaçament anterior del disc sense reducció en posició de boca oberta.

Dislocació (28)

* Desplaçament anterior amb perforació de disc.

Generalment els pacients presenten una progressió seqüencial d'una categoria a la següent.

DESPLAÇAMENT ANTERIOR AMB REDUCCIÓ (fig. 4.1.)

El disc és desplaçat, generalment cap a davant, amb la boca tancada, i es col·loca en relació correcta al condil al obrir la boca tot sentint-se un "click".

El "click" es produeix tant al obrir com al tancar, però és molt més fort en la obertura, i es resultat de la fricció entre la vora posterior del disc i el còndil quan el disc torna a la seva posició normal.

Generalment, com més tard sentim el "click" en la obertura és que major és l'alteració, doncs és més gran la pèrdua d'elasticitat de la zona bilaminar.

En aquests casos, l'obertura de la boca és normal i pot cursar amb dolor o sense.

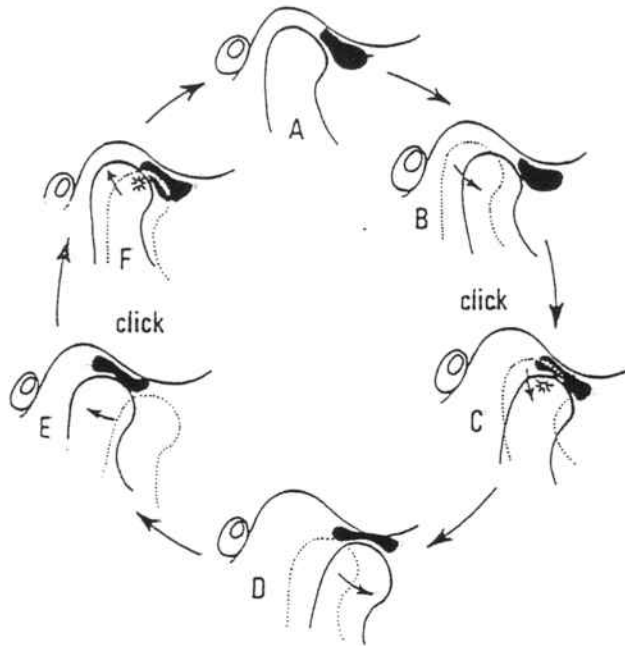


Fig. 4.1

(adaptat de referència 18)

DESPLAÇAMENT ANTERIOR SENSE REDUCCIÓ (fig. 4.2.)

Es produeix quan la perda d'elasticitat es tan gran, que el disc es incapaç de retornar a la posició normal i es manté desplaçat anteriorment, en relació al còndil, al obrir la boca.

El desplaçament de disc formarà una barrera per al còndil, de manera que, aquest es pot veure limitat en el seu desplaçament anterior.

El còndil pressiona continuament la zona bilaminar i causa

dolor. Generalment, aquests pacients tenen limitació de l'obertura i desvien la mandíbula cap al costat afectat. Normalment no se senten sorolls, ja que la vora posterior del menisc no es redueix sobre el còndil per aconseguir la posició normal.

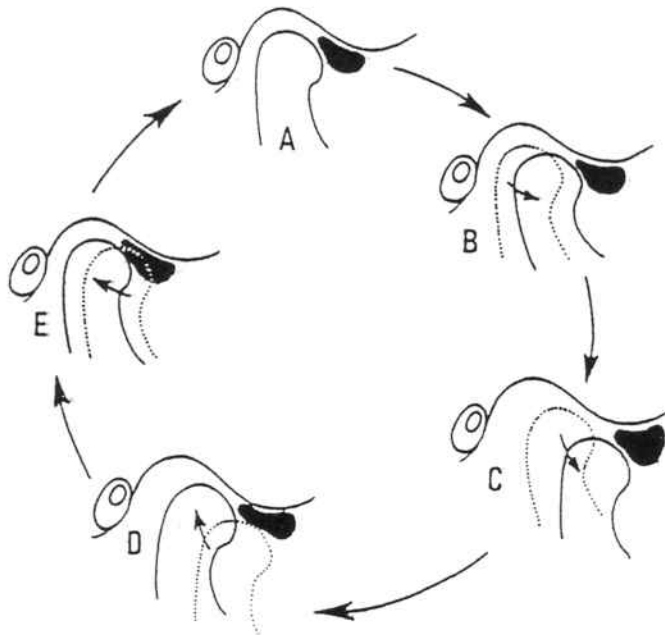


Fig.4.2

(adaptat de referència 18)

DESPLAÇAMENT ANTERIOR AMB PERFORACIÓ DE DISC

El desplaçament anterior crònic del disc sense reducció, pot conduir a una perforació discal. Aquesta perforació, acostuma a produir-se a la zona bilaminar, i mes rarament,

al propi disc.

Aquests pacients tenen dolor i limitació en l'obertura de la boca, encara que, paradoxalment, l'obertura de la boca pot ser normal degut a la distensió crònica de la zona bilaminar.

Així mateix, el desplaçament crònic del disc, pot conduir a un disc engruxit que la seva posició sigui correcta.

L'artrosi articular, es produeix generalment en aquells pacients amb perforació discal, ja que articula directament òs amb òs.

El dolor en pacients amb Incoordinació Mecànica pot aparèixer directament a nivell de l'ATM o bé referit al coll, oïda, cara o cap.

El "click" de l'ATM també pot produir-se en pacients amb desplaçament anterior del disc i sense reducció, segons ho presenten en 16 pacients Miller et al. l'any 1985 (22). que ho atribueixen a alteracions en la superfície del disc i el còndil.

De la mateixa manera, la limitació en l'obertura de la boca pot tenir múltiples causes a més d'un disc desplaçat.

Així doncs, el diagnòstic per la imatge és important per confirmar el diagnòstic sospitat clínicament, ja que moltes alteracions poden cursar amb símptomes similars.

INDICACIONS PER L'ESTUDI DE L'ATM AMB IRM.

L'IRM permet una visualització directa de les estructures articulars de l'ATM, i s'ha convertit en l'exploració d'elecció per l'estudi d'aquesta articulació. En alguns centres els estudis d'ATM constitueixen la segona causa de demanda d'aquest tipus de prova, després de l'estudi del SNC. (17,18)

Aquesta tècnica suposa un important ajut per als professionals de l'odonto-estomatologia, ja que permet diagnosticar alteracions de l'ATM abans de complexos tractaments restauradors, ortodòntics o quirúrgics. (23)

Les indicacions més importants per a realitzar aquest tipus d'estudi són:

- Dolor referit a l'ATM

- Alteracions clíniques de l'articulació:
 - * Clics en els moviments articulars
 - * Bloqueigs articulars
 - * Desviacions del moviment mandibular

Amb la IRM podrem, moltes vegades, confirmar la presència d'una alteració estructural de l'articulació, responsable de la clínica. En altres ocasions podrem trobar alteracions en la relació funcional dels elements articulars i, segons la severitat de la disfunció, plantejar-nos l'opció terapèutica més adient.

En definitiva, la IRM permet una millor comprensió de la dinàmica del moviment meniscal, i l'apreciació del mecanisme responsable dels clics i bloqueigs articulars.

CONSIDERACIONS TÈCNIQUES DE L'ESTUDI DE L'A.T.M. PER I.R.M.

La imatge per RM amb antenes de superfície. és un mètode comprovat per l'evaluació deels trastorns funcionals de l'ATM, i ràpidament està desplaçant l'artrografia i la tomografia computeritzada (TC) (18)

Posició del pacient

* S'utilitza una antena de superfície que es suspèn horitzontalment sobre l'ATM amb el cap girat lateralment. (24)

El cap del pacient ha d'estar rotat de 15 a 20 graus cap a la superfície de l'antena per a que el pterioideu lateral es situi lateralment a l'antena.

* Es poden adquirir simultàniament les imatges de les dues ATM utilitzant dues antenes i el pacient en posició supina. (18)

Adquisició de la imatge

* Generalment s'obtiniran imatges en el pla sagital. La necessitat d'obtenir imatges en el pla coronal, no està encara clarament establerta. Si el disc no es pot posar clarament en evidència en talls sagitals, aleshores les imatges coronals estan clarament indicades. (18) (25) (26)

* Les seqüències de polsos que s'utilitzen generalment, son les seqüències potenciades en T1 (TR=400ms. TE=20ms) per a obtenir una millor definició anatòmica. (27)

Les seqüències ràpides (TR=12ms TE=21ms flip angle=12) les utilitzem perquè ens permeten obtenir una seqüència dinàmica del moviment articular. (28)

En alguns casos especials (sospita de lesió inflamatòria o traumatisme agut), es podran realitzar seqüències potenciades en T2 per a delimitar més clarament la presència de líquid articular, així doncs, la RM també és de gran utilitat en patologia reumàtica. (29)

En un futur proper estaran disponibles sistemes de cine-IRM (fast-scan), capaces de donar 16 imatges per segon, obtenint-se així una evaluació dinàmica de l'ATM. (24)

* Les seqüències d'imatges s'han d'obtenir amb el pacient amb la boca tancada i amb diversos graus d'obertura de la

boca a fi i efecte de poder estudiar la traslació del còndil i del menisc durant els moviments articulars.

Es poden emprar diferents sistemes per a mantenir oberta la boca del pacient. Generalment s'utilitzen xeringues de diferents mides (segons el grau d'obertura que desitgem) embolicades amb gasses mullades amb aigua (18).

Tambe s'han descrit dispositius com el de Burnet (24) (28) que permet una obertura controlada de la boca per a obtenir una sèrie d'imatges estàtiques que després s'ordenen per a constituir una seqüència dinàmica.

ANATOMIA NORMAL DE L'ATM PER IMATGE PER RESSONÀNCIA
MAGNÈTICA.

El component ossi de l'ATM és limitat posteriorment per la porció timpànica de l'òs temporal, anteriorment per l'eminència articular i lateralment pel tubèrcul zigomàtic anterior.

El condil mandibular forma el component ossi inferior de l'ATM. (31)

En IRM, les imatges potenciades en T1 són les que permeten una millor definició anatòmica de les estructures articulars. (Fig. 7.1)

* L'òs cortical, dona una baixa senyal degut al seu alt contingut càlcic, mentre que l'os medular dona una alta senyal perquè la medulla òssia és rica en greix. Així doncs, el còndil normal apareixerà delimitat en negre i amb un centre blanc.

L'eminència articular i la fosa glenoidea presentaran la mateixa configuració que el còndil, contorn negre i centre blanc. (31)

* Interposat entre els elements ossis de l'articulació, es troba el disc articular o menisc fibrocartilaginós. El disc normal té una forma biconcava i presenta una baixa senyal per RM (negre) a les vores anterior i posterior, mentre que la zona central té una senyal una mica més alta (gris). La vora posterior del menisc, amb la boca tancada, es situa aproximadament a les 12 respecte al cap del còndil. (31)

* Per darrera la vora posterior meniscal es troba la zona bilaminar, que presenta una senyal d'intensitat intermitja degut al seu contingut protònic (aigua i greix) més elevat. Generalment aquesta estructura es delimita més clarament durant la translació anterior. (24)

* Els múscles pterigoideus laterals tenen una senyal intermitja (gris), que es distingeix clarament de la baixa senyal (negra) que dona el menisc articular. El tancó de la porció superior del pterigoideu lateral es reconeix com una estructura lineal de baixa senyal que s'inserta a la vora anterior del menisc. (31)

* El múscul temporal es veu com una estructura de senyal intermitja que es disposa vertical, anteriorment a la fosa glenoidea.

INCOORDINACIO MECANICA DE L'ATM PER IRM

Els símptomes no específics de disconfort de l'ATM, com el dolor, "clicks" o el bloqueig, afecten un important segment de població.

En molts casos, aquests símptomes són atribuïbles a una Incoordinació Mecànica de l'articulació temporo-mandibular, és a dir, a una progressiva pèrdua d'alineació articular del disc.

D'una manera esquemàtica, com ja hem comentat en un apartat anterior, es pot classificar aquesta disfunció segons la severitat del quadre, en tres categories :

- *Desplaçament anterior amb reducció: Subluxació
- *Desplaçament anterior sense reducció: Dislocació
- *Desplaçament anterior amb perforació meniscal

1) DESPLAÇAMENT ANTERIOR AMB REDUCCIÓ

L'anomalia anatòmica més precoç i més subtil que s'observa en la incoordinació mecànica, és un desplaçament anterior del menisc articular.

Quan això té lloc, la vora posterior del menisc ja no es situa al punt més alt del còndil mandibular (posició a les

12)), sinó que sembla lliscar cap a la part anterior del còndil.

Els desplaçaments també poden tenir lloc en el pla medial o lateral, però s'acompanyen sovint de desplaçament anterior, produint-se un desplaçament rotacional.

Aquesta alineació anormal del menisc s'observa amb la boca tancada, però al obrir la boca el disc es redueix a la seva posició normal sobre el còndil. (Fig.8.1.)

En les imatges sagitals amb boca tancada, el disc es pot veure en qualsevol lloc del seu recorregut. El menisc s'identifica millor en una secció sagital que passi a través de la porció mitja del còndil, formant una estructura curvilínea de baixa senyal paral·lela i inferior a l'eminència articular. La seva baixa senyal destaca clarament en relació a l'entorn d'alta senyal de la sinovial. Les marges òssies del còndil, fossa glenoidea i eminència articular, són fines, i el cortex es de gruix normal.

En les imatges amb boca oberta, el disc es redueix completament, i la seva aparença és indistingible d'una articulació normal, a no ser que hi hagi una excursió disminuïda del còndil.

Un desavantatge de l'actual tecnologia per IRM, és la incapacitat de donar una imatge realment dinàmica i en conseqüència no es pot determinar a quin nivell al llarg del recorregut del còndil, es produeix la reducció del menisc.

En el futur, es previsible que el desenvolupament de les seqüències ràpides (cine-MR) podran permetre una valoració

2) DESPLAÇAMENT ANTERIOR SENSE REDUCCIÓ.

A mesura que la Incoordinació Mecànica esdeve més severa, el disc ja no es redueix. Les fibres elàstiques de la zona bilaminar s'estiren progressivament i finalment no poden contrarestar el moviment anterior del menisc. El còndil, aleshores, no passa sota la vora posterior durant la seva excursió, sinó que empeny el menisc endavant a mesura que es trasllada. Això encara estira més les fibres de la zona bilaminar, i la Incoordinació Mecànica s'accentua. Donat que el disc es troba aleshores totalment anterior al còndil, produeix una limitació mecànica al moviment d'apertura. (Fig.8.2.)

En aquesta situació, el disc pot semblar normal, excepte per la seva posició. Generalment, però, el menisc es troba més o menys deformat. Aquesta deformitat meniscal sol ser més aparent amb la boca oberta perquè el disc es troba apretat en una posició anormal anterior.

La configuració biconcava normal del disc es pot perdre presentant aleshores una forma irregular.

El disc deformat té una menor senyal que el disc normal i això pot explicar-se per calcificació distrofica o per fibrosi.

També es pot observar una remodelació de la zona bilaminar amb engruiximent de les fibres per sobre del còndil,

fàcilment visibles en aquestes circumstàncies.

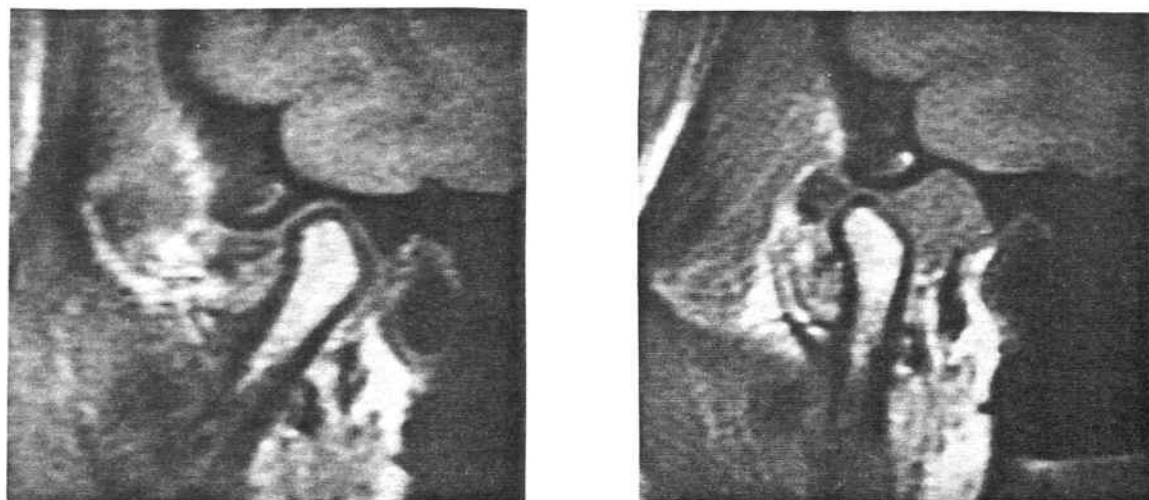


Fig.8.2.: Desplaçament anterior sense reducció (boca tancada i oberta)

(17)

3) DESPLAÇAMENT ANTERIOR AMB PERFORACIÓ MENISCAL

A l'estadi més sever de l'incoordinació mecànica ja no es produeix una retracció del menisc amb la boca tancada. Això sembla ser degut a un grau d'estirament irreversible de les fibres elàstiques, i condueix a una perforació meniscal. Aquesta perforació pot produir-se a nivell de l'unió entre la vora posterior del menisc i la zona bilaminar, o bé dintre de les fibres elàstiques de la zona bilaminar. Quan això es produeix el disc es situa molt més anteriorment de la seva posició habitual quan la boca està tancada. Pot haver-hi un cert moviment anterior del menisc quan s'obre la boca degut a l'acció de la porció superior del pterigoideu lateral. El menisc es troba tan desplaçat, que de fet ja no produeix una interferència mecànica amb la translació condilar durant l'obertura de la boca.

Paradoxalment pot existir una certa milloria en l'obertura de la boca, perquè el còndil ja no passa sota el disc i ja no es produeix un click. En aquest estadi, el disc acostuma a estar molt deformat, amb les vores anterior i posterior pràcticament irreconeixibles.

El menisc també pot aparèixer plegat, molt escursat, o fins i tot com una petita estructura fragmentada de baixa senyal. (Fig. 8.3)

Les perforacions precoces de la inserció meniscal són sovint difícils de diagnosticar per IRM. En efecte, la inserció

meniscal posterior apareix freqüentment com una estructura de baixa intensitat i això ont conduir a un fals positiu en el diagnòstic de perforació. (25)

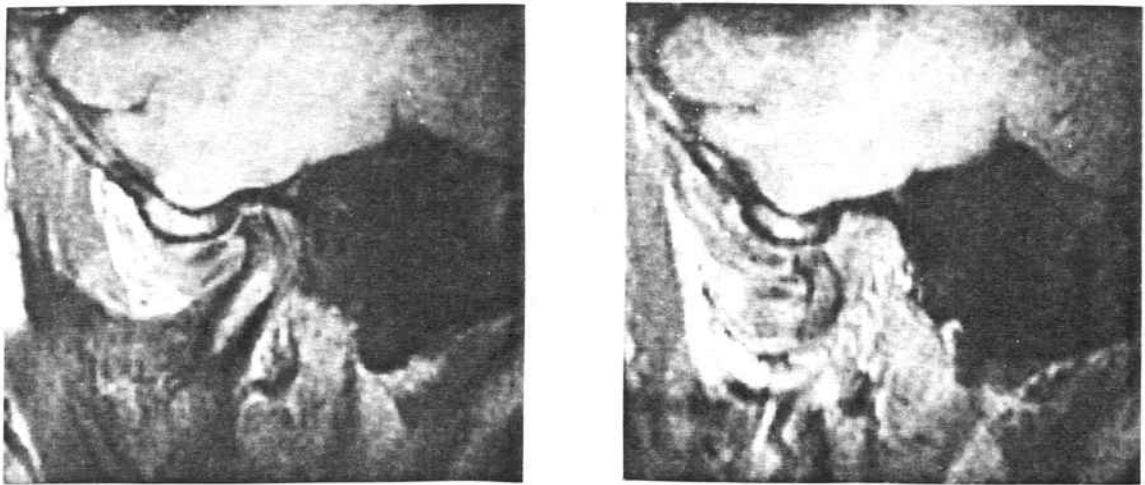


Fig. 8.3 : Desplaçament anterior amb perforació meniscal.

(17)

Al no haver-hi una estructura que s'interposi entre el còndil i l'eminència articular, el fibrocantíleg articular ràpidament degenera, produint-se aleshores un frec de os contra os durant el moviment articular.

Això condueix a una esclerosi reactiva, erosió ossia i deformitat del còndil, és a dir els signes clàssics de l'artrosi per stress mecànic. (Fig. 8.4)

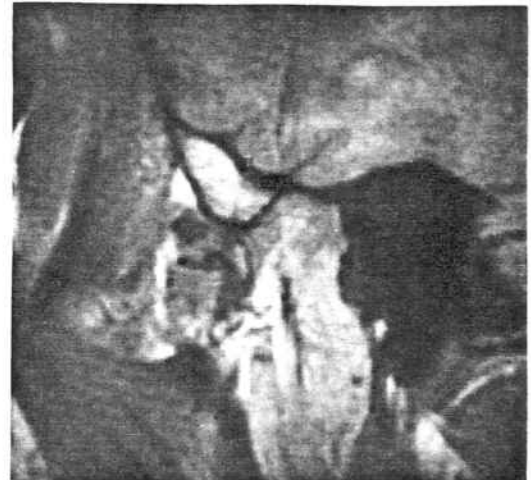
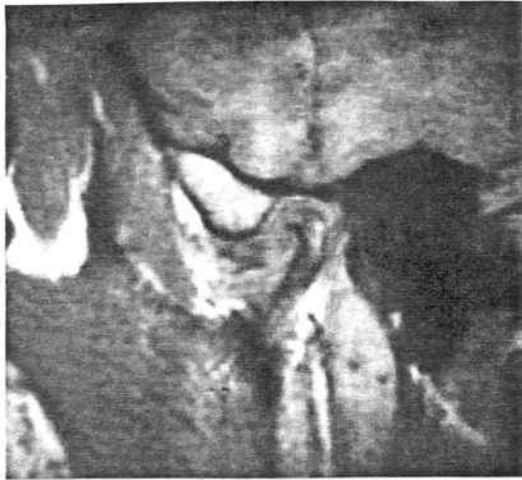


Fig. 8.4: Desplaçament anterior sense reducció i canvis degeneratius a les estructures òssies. (17)

A continuació presentem un cas clínic, que il·lustra les aplicacions de la IRM en el diagnòstic de la patologia de la ATM.

Cas clínic :

Pacient de 27 anys que consulta per dolor referit a l'articulació temporomandibular.

A l'exploració únicament destaca un "clic" articular en el costat dret en el moviment d'apertura de la boca, i un "clic" de menor intensitat al tancament.

El pacient també refereix la presència de "clics" ocasionals al costat esquerre, encara que això no es va poder objectivar durant l'exploració.

Amb la sospita clínica d'Incoordinació Mecànica de les articulacions, es va practicar una IRM per valorar la repercussió sobre les estructures articulares.

Es van practicar seccions sagitals de les ATM dreta i esquerra, amb seqüències potenciades en T1 (TR=360 TE=25). També es van efectuar seccions coronals en T1 de l'articulació esquerra, i seccions sagitals amb seqüències FAST (TR =240 TE=15 Flip angle=70).

Els talls es van fer cada 3mm en les seqüències T1, i cada 5mm en les seqüències FAST.

L'exàmen es va efectuar amb boca tancada i boca oberta. Per a mantenir la boca oberta durant l'adquisició de la imatge vam utilitzar una bola de silicona de massilla (de la que utilitzem per prendre impressions per proteesi fixa) que en la nostra opinió és més còmoda per al pacient que les xeringues de diferents mides que s'utilitzen usualment.

La IRM va evidenciar una subluxació anterior del menisc dret en posició de boca tancada (fig. 004-1A de la sèrie de l'ATM dreta amb boca tancada) amb reducció al tancar (fig. 003-1A i 004-1A de la sèrie de l'ATM amb boca oberta).

El menisc del costat dret es troba plegat i escurçat, sense evidència de fragmentació. No s'observaven alteracions significatives del senyal per RM a nivell de condil i eminència articular.

L'ATM del costat esquerre era de característiques normals.

CONCLUSIONES

La majoria d'exploracions radiològiques que fins ara es realitzaven, eren efectives en l'evaluació de les anormalitats òssies, però el seu poc contrast en teixits tous feia que el diagnòstic dels trastorns de la dinàmica articular fos difícil.

La Tomografia Computeritzada (TC) va aconseguir millorar una mica la definició dels teixits tous, però les imatges d'alta resolució que no siguin en un pla axial són difícils d'obtenir.

Amb l'artrotomografia podem obtenir millor definició del disc articular, però es una tècnica invasiva amb possibles complicacions iatrogèniques i no deixa de ser una prova incòmoda pel pacient i amb resultats de difícil interpretació. (32)

A tot això, hauriem d'afegir, que tots aquests mètodes de diagnòstic exposen al pacient a radiació ionitzant amb totes les conseqüències biològiques que això comporta.

Per altra part, la IMR ha superat la major part de desavantatges dels anteriors mètodes de diagnòstic per la imatge. Es una exploració beneficiosa per al pacient, ja que

no requereix radiacions ionitzants ni contrastos iodats i també per al clínic, ja que proporciona una imatge clara i no distorsionada del disc i altres parts toves de l'ATM. Encara que no proporciona les mateixes capacitats per l'estudi dinàmic que l'artografia, aquest inconvenient s'ha resolt parcialment amb la utilització de seqüències ràpides.

Ademés, amb els ràpids progressos que tenen lloc en aquest camp, és previsible que aviat es disposi de millors sistemes d'adquisició de la imatge per RM. En aquesta línia, el desenvolupament de les tècniques de cine-RM (amb temps d'adquisició de la imatge de l'ordre de mil·lisegons) suposarà una eina molt valuosa per una valoració dinàmica de l'articulació.

BIBLIOGRAFIA

-
- 1 - HENDRICK R.E., KANAL E., OSBORN A.G. Basic MR physics. Syllabus Special Course MR 1990. Presented at the 74 Scientific Assembly and Annual meeting of the Radiological Society of North America. November 25-30 1990 pag (7-30)
 - 2 - SMITH H.J., RANALLO F.N. A non-mathematical approach to basic MRI. Wisconsin; Medical physics publishing corporation. 1989.
 - 3 - GILI J. Introduccion a la resonancia magnetica. Editado por el Centro Medico de Resonancia Magnetica de Barcelona. 1991.
 - 4 - KEREIAKES J.G. Magnetic Resonance Imaging Phisics, in POMERANZ S.J. Craniospinal Magnetic Resonance Imaging. pag.(1-15). Philadelphia : W.B. Saunders Company. 1985.
 - 5 - VILLAFANA T. Fundamental physics os Magnetic Resonance Imaging. The Radiologic Clinics of North America. Vn1.26 number4 1988. pag.(701-715)

6 - SCHMALBROCK P., BELTRAN J. Principles of magnetic resonance imaging, in BELTRAN J. MRI of the musculoskeletal system. Philadelphia; J.B. Lippincott Company. 1990. pag.(1-15)

7 - Diccionario Terminologico de Ciencias Medicas. Duodecima edicion. Barcelona; Salvat Editores S.A. 1984.

8 - ORTS LLORCA, F. Anatomia Humana. Barcelona; Editorial Cientifico Medica. 1944.

9 - TESTUT L., LATARJET A. Tratado de Anatomia Humana. Barcelona; Salvat Editores S.A. 1954.

10 - ROCABADO M. Artrokinematics of the Temporomandibular joint, in GELB H. Clinical management of Head, Neck and TMJ pain and dysfunction. Philadelphia W.B. Saunders company. 1985. pag.(525-546).

11 - SHAPIRO B.L., GORLIN R.J. Transtornos de la articulacion temporomaxilar, en GORLIN R.J., GOLDMAN H.M., THOMA Patologia Oral. Barcelona; Salvat Editores 1983. pag.(631-662).

12 - RAMFJORD S.P., ASH JR.M.M. Oclusion. Mexico; Nueva editorial interamericana. 1972. pag.(3-20).

- 13 - PERNKOPF E. Anatomia topografica y practica de la region de la cavidad bucal, en MEYER W. Tratado general de odonto-estomatologia, Madrid; Editorial Alhambra S.A. 1985. pag. (43-71).
- 14 - POSSELT U. Fisiologia de la oclusion y rehabilitacion. Buenos Aires; Ed. Beta. 1964.
- 15 - GAY ESCODA C. Estudio de la cinetica de la articulacion temporomandibular. Estomodeo. 1987. 23: 19-27.
- 16 - GAY M. Apport de l'arthrographie dans le bilan des syndromes algo-disfonctionnels de l'articulation temporo-mandibulaire a propos de 50 cas. These doctorale. Toulouse 1985.
- 17 - PALACIOS E., VALVASSORI G.E., SHANNON M., REED C.F. Magnetic Resonance of the Temporomandibular joint. Stuttgart; Georg. Thieme Verlag. 1990.
- 18 - KATZBERG R.W. Temporomandibular joint imaging. Radiology. 1989; 170: 297-307.
- 19 - SCHELHAS K.P. Temporomandibular joint injuries. Radiology. 1989; 173: 211-216.
- 20 - KAPLAN P.A., HELMS C.A. Current status of temporomandibular joint imaging for de diagnosis of internal

derangement. AJR. 1989. 152: 497-705

21 - RASPALL G. Enfermedades maxilares y craneofaciales
Atlas clinico. Barcelona; Editorial Salvat 1970

22 - MILLER T.L., KATZBERG R.W., TALLENTS R.H., BESSETTE
R.W., HAYAKAWA K. Temporomandibular joint clicking with no
reducing anterior displacement of the meniscus. Radiology.
1985; 154: 121-124.

23 - KIRK W.S.Jr. Diagnosing disk disfunction and tissue
changes in the temporomandibular joint with magnetic
resonance imaging. J. Am. Dent. Assoc. 1989. Oct, 119(4):
527-30.

24 - QUINN S.F. MRI of the temporomandibular joint in
POMERANZ S.J. Craniospinal MR imaging. pag. (647-655)

25 - NANCE JR. E.P., POWERS T.A. Imaging of the
temporomandibular joint. Radiology Clinics of North America.
Vol.28 n5 September 1990.

26 - KATZBERG R.W., WESTESSON P.L., TALLENTS R.H. et alter.
Temporomandibular joint: MR Assesment of Rotational and
Sideways Disk Displacements. Radiology 1988. 169: 741-748.

27 - GAY ESCODA C., GILI PLANAS J. Utilidad de la resonancia
magnetica nuclear para el estudio de la patologia de la

articulacion temporomandibular. Archivos de
odontoestomatologia. 1986, 2: 113-116.

28 - BELTRAN J., The TMJ in BELTRAN J. MRI of
musculoskeletal system. Philadelphia, J.B. Lippincott
company 1990.

29 - LARHEIM T.A., SMITH H.J., ASPESTRAND F. Rheumatic
Disease of the Temporomandibular joint: MR Imaging and
Tomographic manifestations. Radiology. 1990 175: 527-531.

30 - GAY ESCODA C. Patologia disfuncional de la articulacion
temporomandibular.
ORL, DIPS 1987, 3: 117-153.

31 - HASSO A.N., CHRISTIANSEN E.L., ALDER M.E. The
temporomandibular joint. The Radiologic Clinics of North
America. Vol.27 number2 March 1989.

32 - HARMS S.E., WICK R.M., WOLFORD L.M. CHILES D.G., MILAN
G.B. The temporomandibular joint: Magnetic resonance imaging
using surface coils. Radiology 1985; 157: 133-136.



