

UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA  
DEPARTAMENT D'ENGINYERIA ELECTRÒNICA

---

**DETECCIÓ D'ESTRUCTURES ESTÀTIQUES EN EL COS HUMÀ  
USANT MÈTODES MULTIFREQÜÈNCIA EN  
TOMOGRÀFIA D'IMPEDÀNCIA ELÈCTRICA**

Pere Joan Riu i Costa

Director: Ramon Pallàs i Areny

Tesi doctoral presentada a la  
Universitat Politècnica de Catalunya  
per a l'obtenció del grau de doctor

Barcelona, novembre de 1991

*Capítol 5*

---

**RECONSTRUCCIÓ DE LES  
IMATGES D'IMPEDÀNCIA ELÈCTRICA**

## 5.- RECONSTRUCCIÓ DE LES IMATGES D'IMPEDÀNCIA ELÈCTRICA

En altres mètodes de tomografia, com la tomografia axial computeritzada, la ressonància magnètica nuclear, etc., la gran resolució inherent al mètode fa interessant, i fins i tot aconsellable, esmerçar esforços en millorar la qualitat de les imatges obtingudes. En tomografia de impedància elèctrica, i en aquest moment del temps, tothom és conscient de les limitacions del mètode en quant a resolució espacial en les imatges obtingudes. Sigui quin sigui l'interès de les mesures en tomografia de impedàncies, tard o d'hora s'intentarà caracteritzar una regió de l'espai, que pot ser més o menys difusa, mitjançant els seus paràmetres elèctrics, o la variació dels mateixos. Aquest fet, que distingeix la tomografia de la pletismografia, comporta necessàriament l'aplicació de tècniques de càlcul que permetin definir els paràmetres o la variació dels mateixos en la regió d'interès. Aquestes tècniques es coneixen com a mètodes de reconstrucció (de imatges).

Donat un multiport, amb les tècniques vistes fins al moment és possible mesurar les variables que depenen de les condicions de contorn, i per tant determinar tot el conjunt de impedàncies que caracteritza el multiport. El problema surgeix quant s'intenta associar aquestes impedàncies a llocs físics de l'espai, si el multiport és una regió contínua en l'espai.

Donada una regió de l'espai amb una conductivitat  $\sigma^*(x,y,z)$  i unes condicions de contorn de corrent i tensió, es pot trobar la distribució interna de corrents i potencials resolent l'equació de Poisson. Això no és sempre possible, analíticament, si la forma de la regió i la distribució de conductivitats és arbitrària. En aquests casos s'utilitzen mètodes d'elements finits, de diferències finites, o de contorns discrets (Boundary Element Method, Oosterom, 1991). Aquest problema es coneix com a problema directe.

Donada una regió de l'espai, de forma i tamany arbitraris (i desconeguts en principi), amb una distribució de conductivitats arbitrària i desconeguda, i donades les condicions de contorn de corrent i tensió; trobar la distribució de conductivitats interna es coneix com a problema invers, o problema invers de contorn (Webster, 1990). Aquest és el problema que intenten resoldre el mètodes de reconstrucció.

La primera incògnita, no resolta, és la de saber si la solució al problema invers és única: la distribució de conductivitats que pot donar lloc a unes mesures en el contorn, per unes condicions de contorn particulars, és una o poden haver-ni infinites. En general es buscarà la solució més probable (en funció del mètode) o la més simple (màxima entropia).

Els mètodes de reconstrucció (i els sistemes de mesura associats) se solen dividir en absoluts i relatius. Els primers intenten reconstruir la distribució absoluta de conductivitats a l'interior de l'objecte mentre que els segons intenten reconstruir la variació de impedància dintre de l'objecte. Veurem que, a priori, tots els mètodes són absoluts, però esdevenen relatius per imposicions pràctiques.

### 5.1.- Mètodes relatius de reconstrucció.

Si la forma i tamany de l'objecte i posició dels elèctrodes és coneguda, llavors es pot fer una hipòtesi sobre la distribució de conductivitat, resoldre el problema directe, mirar les diferències respecte les mesures obtingudes, formular una nova hipòtesi de distribució i iterar el procediment fins que la diferència entre el càlcul i la mesura sigui menor que un valor predeterminat per una mesura de distància determinada.

Si definim el paràmetre distància com la diferència quadràtica mitja entre les tensions detectades al contorn i les estimades per la hipòtesi de conductivitat (Yorkey *et al*, 1986):

$$d(\sigma) = \frac{1}{2} (\langle V(\sigma) \rangle - V_m)^T (\langle V(\sigma) \rangle - V_m) \quad [64]$$

on  $\langle V(\sigma) \rangle$  : vector de tensions estimades

$V_m$  : vector de tensions mesurades

T : operador transposició

llavors es pot cercar el mínim de distància tot imposant que la derivada de  $d$  respecte  $\sigma$  sigui zero. Desenvolupant en sèrie de Taylor aquesta derivada respecte un punt  $\sigma_k$  i despreciant el termes no lineals:

$$d'(\sigma_k + \Delta\sigma_k) \approx d'(\sigma_k) + d''(\sigma_k)\Delta\sigma_k - 0 \quad [65]$$

fent ara les oportunes simplificacions sobre la segona derivada de  $d$  i substituïnt a la equació de dalt queda la condició que ha d'acomplir la variació de  $\sigma$ :

$$\Delta\sigma_k = -[V'(\sigma_k)^T V'(\sigma_k)]^{-1} V'(\sigma_k)^T [V(\sigma_k) - V_m] \quad [66]$$

Aquest mètode es coneix com a mètode de Newton-Raphson modificat o mètode de Gauss-Newton. El mètode es vàlid, en principi, per qualsevol distribució de conductivitats, i pot donar bons resultats si es realitza el número suficient de iteracions. La convergència depèn de lo bona que sigui la hipòtesi de partida. No imposa cap restricció addicional en el disseny del sistema de mesura.

Els principals problemes d'aquest mètode són d'una banda el possible desacondicionament de les matrius que cal invertir, en l'equació d'abans, que provocaria molts errors en aquesta inversió, i d'altra banda el temps de càlcul necessari, sobretot per resoldre el problema directe a cada iteració (amb mètodes d'elements finits o altres).

Si la forma i tamany de l'objecte i la posició dels elèctrodes no es coneguda, que és el cas normal en mesures sobre el cos humà, llavors es pot fer una estimació d'aquestes dimensions, forma i posició i agafar com a hipotesis de partida (per assegurar la convergència) el resultat d'una mesura sobre el cos. En aquest cas, però, la distribució de conductivitats resultant és relativa a aquesta mesura inicial. Si no es vol incórrer en errors deguts al càlcul amb un objecte erroni en successives iteracions, es pot realitzar només una iteració.

Una variant d'aquest mètode, proposada per Isaacson el 1986, consisteix en determinar, a cada pas d'iteració, la forma de les condicions de contorn a aplicar (perfil de corrents) per obtenir la major distingibilitat. Aquest mètode maximitza la relació S/N entre la norma del vector  $\langle V_c \rangle - V_m$  i els errors de mesura. Es demostra que les condicions de contorn òptimes són els autovectors corresponents als autovalors més grans de la matriu de impedàncies. Amb aquest mètode afegim, al temps de càlcul necessari pel mètode de

Newton-Raphson, el temps necessari per calcular les condicions de contorn òptimes. A més a més condiciona molt fortament el sistema de mesura, doncs ha d'esser capaç de variar les condicions de contorn de la forma indicada per l'algorisme.

Hi ha altres mètodes basats en el càlcul de l'efecte que una variació de la conductivitat en un punt respecte una distribució donada (normalment uniforme) provoca en les tensions (o corrents) detectats. La reconstrucció es fa també de forma iterativa. Entre aquests mètodes es poden citar el de perturbació (Kim *et al*, 1987), el del doble condicionament (Wexler, 1985) i el de sensibilitat (Murai i Kagawa, 1985).

Els pocs grups de treball que han publicat imatges *in vivo* fins el moment, a excepció de Isaacson, utilitzen tots un mètode conegut com a mètode de retroprojecció entre línies equipotencials (o línies de corrent). La validació teòrica del mètode es deu a Santosa i Vogelius, 1988, tot i que s'utilitzava anteriorment de forma empírica.

El mètode es basa en la linealització de la equació de Poisson per variacions petites de conductivitat respecte el cas uniforme. Si aquestes variacions són petites, llavors la variació relativa de potencial (o corrent) entre una mesura i el cas uniforme (referència) es considera associat a la variació relativa de la impedància d'una regió delimitada per les línies equipotencials associades a les condicions de contorn de la mesura (projecció). Es realitza una discretització del objecte mesurat i es determina quines projeccions afecten cada element de discretització. Amb la informació de totes les projeccions es pot reconstruir una imatge. Aquest mètode és no iteratiu i permet la reconstrucció amb un temps de càlcul petit. Yorkey, 1987(a) van realitzar la versió iterativa del mètode, calculant a cada pas d'iteració les noves línies equipotencials per la distribució no uniforme.

El mètode és molt robust a variacions de forma i tamany de l'objecte i posició dels elèctrodes si com a referència s'agafa una mesura sobre el cos i no el càlcul teòric per un cas uniforme. D'aquesta forma el mètode esdevé relatiu.

Yorkey *et al*, 1987(b) va realitzar una comparació entre diferents mètodes de reconstrucció mitjançant simulacions per ordinador, amb els següents resultats:

- Per un determinat número d'iteracions, el mètode de Newton-Raphson aconseguirà un menor error, que tendeix a zero, mentre que els altres mètodes tenen un error residual no nul. El mètode que més error presenta és el del doble condicionament, seguit pel de perturbació.
- El temps per una iteració és molt més gran pel mètode de Newton-Raphson que pels altres, éssent de retroprojecció el que menys temps requereix. La relació de temps és de l'ordre de 20 amb la implementació de l'algorisme realitzada per ell.
- Per variacions relatives grans respecte la referència, els mètodes tendeixen a divergir, éssent el de retroprojecció en una sola iteració el més robust.

De tot el que s'ha dit, hom dedueix que un dels factors més importants a l'hora de triar un mètode per reconstruir imatges de variació en freqüència de la impedància del cos humà és la robustesa en front a variacions grans, que s'ha vist que podien existir, i en front al desconeixement de la forma i tamany del cos i posició dels elèctrodes. Per això i pel fet de necessitar un menor temps de càlcul s'ha decidit utilitzar aquí el mètode de retroprojecció sobre línies equipotencials.

### 5.1.1.- Retroprojecció no iterativa

L'equació de Poisson:

$$\sigma \nabla^2 \Phi + \nabla \sigma \nabla \Phi = 0 \quad [67]$$

es pot reescriure com:

$$\nabla^2 \Phi - \nabla b \nabla \Phi \quad [68]$$

on  $b = -\ln(\sigma)$

Si suposem que la solució a aquesta equació és del tipus  $\Phi = \Psi + P$ , on  $\Psi$  és la solució a l'equació de Laplace per un medi homogeni i  $P$  és una perturbació sobreposada, aleshores es pot substituir en l'equació anterior. Si se suposa que  $P \ll \Psi$ , s'arriba a: Si suposem ara que la conductivitat és del tipus  $\sigma_0 + \Delta\sigma$ , s'arriba a:

$$\nabla^2 P - \nabla b \nabla \Psi \quad [69]$$

$$\frac{\Delta \sigma}{\sigma_0} \sim -\ln\left(\frac{\Phi}{\Psi}\right) \sim -\frac{P}{\Psi} \quad [70]$$

Es pot demostrar que si  $\Psi$  correspon a una distribució de conductivitats no uniforme, però amb variació petita respecte aquesta, llavors la variació relativa de conductivitat entre aquesta distribució i una altra donada (si és petita) és també igual a la variació relativa de potencial entre les dues situacions. Aquest resultat, expressat així pot sorprendre, perquè sempre s'ha suposat que es mesurava la variació de impedància i no de admitància. L'explicació està en el fet que si les variacions relatives són petites, llavors variació relativa de impedància i admitància difereixen només en un signe.

Com que només disposem de les mesures al contorn, i només a punts discrets del contorn, hem de fer hipòtesi sobre com afectaran les conductivitats internes a una determinada mesura en el contorn. La hipòtesi més senzilla (a manca de més informació) és suposar que tota la regió compresa entre les línies equipotencials que determinen la mesura, ombrejada a la Figura 69, afecta per igual a la mesura i se li assigna la mateixa variació de conductivitat (màxima entropia).

Al conjunt de mesures per unes condicions de contorn donades se li dóna el nom de projecció. El número de projeccions pot ser tant gran com es vulgui, però es demostra que el número màxim de mesures independents, amb  $N$  elèctrodes és  $N(N-1)/2$ . Mesurades totes les projeccions, la variació de conductivitat d'un punt (regió petita) es calcula mitjançant la suma dels increments, que per cada projecció, afecten el punt (Només una mesura de cada projecció afecta un punt de la imatge).

La forma de les línies equipotencials dependrà de com s'imposin les condicions de contorn. Intuitivament es veu que la resolució dependrà de com siguin aquestes línies equipotencials. Rosell, 1991 demostra que la injecció per parells adjacents té una major i més uniforme sensibilitat relativa que no pas la injecció per parells oposats (són les dues



estratègies d'injecció de corrents més utilitzades). Aquest tipus de injecció té també una major resolució espacial.

La hipòtesi de que la conductivitat en una regió equipotencial afecta de manera uniforme a la tensió detectada és falsa. Si es realitza un càlcul de la sensibilitat de les mesures per un canvi de conductivitat en una regió petita en funció de la posició d'aquesta regió en l'objecte (Rosell, 1989), per injecció per parells adjacents i detecció per parells adjacents s'arriba a: La sensibilitat és màxima prop dels elèctrodes injectors i detectors i les línies de equisensibilitat no són iguals a les equipotencials, de forma que variacions fora de la línia equipotencial considerada poden afectar la mesura.

Barber i Brown, 1986 apliquen la teoria de sensibilitats per trobar una funció de pes, que depèn de la posició del pixel afectat per cada projecció. Aquest tipus de retroprojecció es coneix com a retroprojecció ponderada.

Els algorismes amb els que s'han obtingut les imatges que es presenten corresponen en una retroprojecció ponderada basada en la funció pes de Barber i Brown, 1986 (Dàvila, 1989).

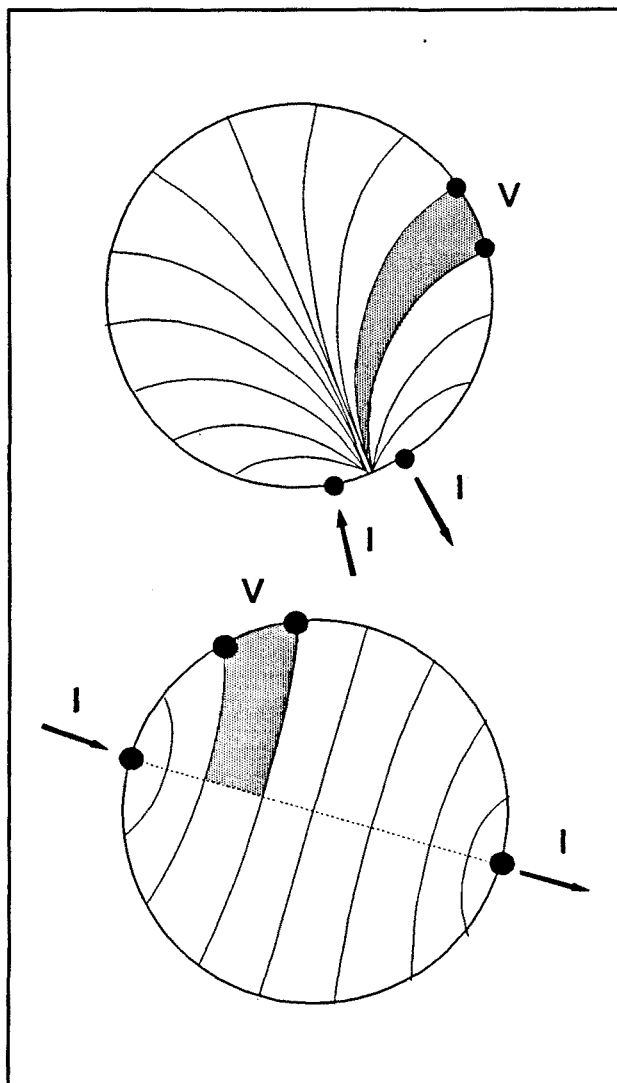


FIGURA 69 - Zones equipotencials pels casos d'injecció adjacent (dalt) i polar (baix).

### 5.1.2.- Limitacions de la retroprojecció no iterativa

La limitació més important quant s'usa el mètode de retroprojecció no iterativa és la baixa resolució espacial, definida com la capacitat de distingir entre dues regions properes de contrast semblant, immerses en un medi homogeni. Definim el contrast com la relació de conductivitats d'aquestes regions i el medi.

Els estudis teòrics (Seagar *et al*, 1987; Isaacson, 1986) donen la resolució que es podria obtenir amb el sistema basant-se amb l'exactitud del mateix, el soroll present, la resolució del conversor A/D utilitzat, etc. i deixen de banda l'algorisme de reconstrucció. Els estudis sobre algorismes de reconstrucció (Yorkey *et al*, 1986) es basen en simulacions, sense tenir en compte el sistema de mesura.

A la pràctica (Barber i Brown, 1988; Rosell, 1989) les resolucions obtingudes en mesures sobre maquetes discretes i salines, usant 16 elèctrodes, són de l'ordre del 10% del diàmetre de la maqueta per objectes centrats, i una mica millors per objectes propers a la perifèria. Es pot augmentar la resolució augmentant el número d'elèctrodes, però no de forma proporcional, entre altres raons perquè la relació S/N en les mesures disminueix.

La segona limitació, deguda no específicament al mètode de reconstrucció, sinó a la mesura pròpiament dita són els efectes tridimensionals. El mètode explicat funciona correctament en regions planes, però al aplicar-lo sobre el cos, i donat que les línies de corrent no estan limitades al pla dels elèctrodes sinó que es distribueixen en tot el cos, pot haver-hi influència en la imatge obtinguda de variacions fora de la secció que es preten estudiar.

Guardo *et al*, 1991 utilitzant una maqueta salina cilíndrica on el pla dels elèctrodes injectors i el pla dels elèctrodes detectors és diferent i reconstruint amb un mètode de retroprojecció ponderada, han trobat que la sensibilitat màxima a les imatges es dona per la perturbació situada en el pla dels elèctrodes detectors. Per una esfera de 2 cm de radi, situada al centre de la maqueta (20 cm de radi), la sensibilitat decreix molt lentament amb

l'allunyament del pla de detecció. El decreixement és major quan la perturbació és més propera a la perifèria de la maqueta. Quan la perturbació està situada a  $r/2$  del centre, la sensibilitat decreix a la meitat quan el desplaçament vertical és igual al radi de l'esfera.

El comportament d'altres mètodes de reconstrucció pel que fa a resolució i a influència de la tercera dimensió en mesures reals sobre maquetes no es coneix, a excepció del mètode de corrents òptims (Isaacson, 1986), obtenint resolucions similars.

## 5.2.- COMBINACIÓ DE MESURES A DIFERENTS FREQUÈNCIES

En imatges a dues freqüències estem interessats en la variació de la impedància dels teixits amb la freqüència. El mètode és doncs un mètode relatiu (o diferencial) per definició. Les imatges ens donaran informació relacionada amb la variació relativa de la impedància amb la freqüència. Si aquesta variació és diferent a una regió que a una altra, podrem veure la diferència de variació relativa de dues regions. A partir de les corbes de variació vistes al capítol 3, podrem saber si la informació està relacionada amb les propietats de la regió o no ho està, i per tant si la imatge dóna informació d'una estructura biològica.

El que cal determinar és la interpretació de les imatges obtingudes mitjançant la reconstrucció (retroprojecció) de dos conjunts de mesures, realitzades sobre el mateix objecte, a freqüències diferents i quina relació té la informació aportada per aquestes imatges respecte la informació aportada per altres tipus de mesures.

### 5.2.1.- Significat de la retroprojecció. Retroprojecció vs. substracció d'imatges.

Sigui una imatge I. Matemàticament expressarem la imatge com una matriu de n files i m columnes, cada element de la qual,  $i_{m,n}$  s'obté de la següent forma (suposem retroprojecció no ponderada, per simplicitat):

$$i_{m,n} = K_0 \sum_{p=0}^N \ln \left( \frac{v_1(p,j)}{v_2(p,j)} \right) \quad [71]$$

on p: projecció

$v(p,j)$ : tensió de la projecció p que afecta l'element d'imatge  $i_{m,n}$ . j serà funció de p, m, n.

$v_1$ : mesura a la freqüència 1.  $v_2$ : mesura a la freqüència 2.

N: número màxim de projeccions

$K_0$ : factor de proporcionalitat.

La relació amb imatges es pot escriure  $I = V_1 \mathfrak{R}(m,n) V_2$ , on  $\mathfrak{R}$  l'anomenarem operador

retroprojecció, i la operació que realitza és la definida a l'equació de dalt, per cada valor de  $n$  i  $m$ .

Dues propietats d'aquest operador (degut a l'ús dels logaritmes) són:

$$V_1 \otimes V_2 + V_3 \otimes V_4 = V_1 \otimes V_4 + V_3 \otimes V_2$$

$$V_1 \otimes V_2 - V_3 \otimes V_4 = V_1 \otimes V_3 - V_2 \otimes V_4$$

Una imatge de l'increment absolut de distribució de conductivitats a cada punt la tindriem, en principi, si el segon operand fos el vector de tensions obtingut per una distribució uniforme de conductivitat unitària. Si obtenim dues imatges, a freqüències diferents, respecte la mateixa referència uniforme:

$$I_{A1} = V_1 \otimes V_R$$

$$I_{A2} = V_2 \otimes V_R$$

La imatge resultant de la diferència d'aquestes dues correspondrà a la imatge de les diferències de conductivitats absolutes per cada freqüència a cada punt:

$$I_{DA} = I_{A1} - I_{A2} = V_1 \otimes V_R - V_2 \otimes V_R = V_1 \otimes V_2 - V_R \otimes V_R = V_1 \otimes V_2$$

del que es dedueix que la retroprojecció de dues mesures a freqüències diferents és equivalent a la imatge de les diferències absolutes de variació de la conductivitat per a cada freqüència i a cada punt. No ens hem de deixar enganyar, però, per la formulació. Les expressions d'abans són certes si les variacions relatives són petites. Aquesta conclusió només seria vàlida si les conductivitats a cada freqüència fossin similars al cas uniforme amb  $\sigma=1$  i aquesta no és la situació real. Si suposem que la distribució uniforme té una conductivitat propera a la mitjana de les conductivitas per una freqüència donada i que aquesta distribució té variacions petites respecte la mitjana, llavors:

$$I_{A1} = V_1 \otimes V_{01}$$

$$I_{A2} = V_2 \otimes V_{02}$$

$$I_{A1} - I_{A2} = V_1 \otimes V_2 - (V_{01} \otimes V_{02})$$

En aquest cas la retroprojecció serà igual a la diferència de imatges relatives a la mitjana en cada cas més un factor constant que depèn del logaritme neperià de la relació de conductivitats mitjanes. Aquest factor constant sempre podrà ésser suprimit.

En un cas amb forts contrastos respecte el valor mig, la retroprojecció de dues mesures a diferent freqüència no serà ni tant sols la imatge de les diferències de variació relativa.

Suposem ara que tenim dues imatges dinàmiques (en dos instants de temps diferents  $t_1$  i  $t_2$ ), a freqüències diferents:

$$I_1 = V_1(t_2) \otimes V_1(t_1)$$

$$I_2 = V_2(t_2) \otimes V_2(t_1)$$

$$I_1 - I_2 = V_1(t_2) \otimes V_2(t_2) - V_1(t_1) \otimes V_2(t_1)$$

Si la variació temporal és igual a les dues freqüències (encara que la variació no sigui petita), llavors les retroprojeccions de les mesures a dues freqüències seràn independents de l'instant de temps en que fem les mesures. En general les variacions temporals no seràn iguals a les dues freqüències, com a mínim per freqüències prou separades (Lozano *et al*, 1990).

Si la variació temporal és diferent però és petita, llavors la diferència serà més petita encara, i les retroprojeccions seran també bastant independents de l'instant de temps en que es faci la mesura. Si la variació temporal es produeix durant l'adquisició de les dades, i donat que la combinació de mesures és lineal per un element d'imatge, podem dir el mateix que per una variació entre mesura i mesura.

Si suposem que entre les mesures a una freqüència i a una altra canvia només el valor mig de la conductivitat, mantenint-se el contrast igual en tot l'objecte:

$$V_2 = K V_1$$

$$V_1 \otimes V_2 = -\ln(K)$$

Si suposem ara que hi ha una variació de valor mig i una variació de contrast petita respecte la primera:

$$V_2 = KV_1(1 + \Delta V_1)$$

$$V_1 \otimes V_2 = -\ln(K) - \Delta V_1$$

amb a qual cosa tindrem una imatge constant amb una variació sobreposada que serà proporcional a la variació relativa diferencial. Aquest cas es formalment igual a aquell que s'estudiava en l'apartat 4.1.2. Per ambdós casos podem fer una subtracció del valor mig de la imatge o normalitzar les mesures de tensió abans de retroprojectar. Si bé ambdós casos són formalment iguals, un error en el corrent injectat porta associada una pèrdua de sensibilitat.

Com a conclusió d'aquest estudi, podem dir que només en el cas que la variació relativa de la conductivitat (impedància) sigui petita podem associar les diferències en la imatge a diferències de variació relativa. Mai podem, llevat potser en algun cas excepcional, tenir idea de diferències absolutes. Donat el comportament de la variació relativa de la impedància en la freqüència, per obtenir variacions petites cal mesurar a freqüències molt properes.

Pel cas de retroprojectió ponderada, i si el factor de ponderació és funció només de la posició del element d'imatge, de la projectió i del valor de tensió en aquella projectió, llavors l'estudi anterior continua éssent vàlid. L'estudi deixaria d'ésser vàlid si el factor de ponderació fos una funció no lineal de la tensió detectada. En l'algorisme utilitzat en aquest treball estem en la primera situació (Dàvila, 1989).

## RESUM DEL CAPÍTOL 5

S'han desenvolupat a la literatura molts mètodes de reconstrucció per obtenir imatges de la distribució de impedància (o variació d'aquesta distribució) a l'interior d'un cos a partir de mesures a la superfície del mateix. Molts d'aquests mètodes s'han desenvolupat per a obtenir distribucions absolutes de conductivitat, però per limitacions pràctiques només poden obtenir imatges de la variació d'aquesta conductivitat.

D'entre els mètodes que obtenen imatges de la variació de la distribució de impedància a l'interior del cos (anomenats mètodes relatius o diferencials) hem triat el de retroprojectió sobre línies equipotencials, amb ponderació de l'aportació de cada element d'imatge a les mesures, amb algorismes desenvolupats per A. Dàvila, 1989 a partir dels estudis realitzats per Santosa i Vogelius, 1988. Aquest mètode, probat a bastament, és el més utilitzat pels grups que han obtingut imatges del cos humà in vivo. A més a més, al no ser iteratiu, no cal disposar de computadors excessivament potents per realitzar les reconstruccions.

Les principals limitacions d'aquest mètode són la poca resolució espacial que pot ser de l'ordre del 10% del diàmetre del cos que es mesura, i d'altra banda el fet que no es tenen en compte les possibles modificacions de les línies de corrent i superfícies equipotencials degudes a efectes tridimensionals quan es mesura en un cos no pla.

Hem estudiat el significat de les imatges obtingudes per retroprojectió de mesures a freqüències diferents, arribant a la conclusió que, pel cas més general, aquestes imatges estaran relacionades d'una forma no lineal amb la variació relativa de conductivitat (o resistivitat) a l'interior de l'objecte.

Només en el cas que la variació relativa de la impedància (o admitància) sigui prou petita, podrem associar numèricament els valors obtinguts a les imatges amb la variació relativa de la impedància a l'interior.

En aquest últim cas, però, si existeix una variació temporal important (entre el 1%



i el 10%) a la regió estudiada, i aquesta variació no és d'igual magnitud a les dues freqüències que s'usen a la mesura, llavors tampoc podrem relacionar numèricament els valors de les imatges amb els valors de la variació relativa en freqüència a l'interior del cos que es mesura.

*Capítol 6*

---

**RESULTATS EXPERIMENTALS**

## 6.- RESULTATS EXPERIMENTALS

### 6.1.- MESURES EN MAQUETES

Per a la realització de mesures experimentals en objectes de conductivitat coneguda que permeten determinar la bondat del sistema de mesura i els algorismes de reconstrucció s'utilitzen elements que simulen la impedància del cos humà i que permeten realitzar canvis en la distribució de impedància. Aquests elements s'anomenen maquetes (phantoms en la literatura anglesa) i tradicionalment se n'han uHxt de dos tipus:

**Maquetes salines:** Diposits, normalment de forma cilíndrica, plens d'una dissolució salina amb una conductivitat i unes dimensions semblants a les del cos. Les variacions de la distribució de conductivitat s'aconsegueixen introduint en el dipòsit elements, també de dimensions i forma aproximades a les reals, i conductivitat coneguda. Tenen l'avantatge d'ésser tridimensionals i per tant la distribució de corrents i potencials s'aproxima bastant a la del cos humà. L'inconvenient principal és el de trobar objectes inerts amb conductivitats adients. Normalment s'usen objectes sòlids totalment aïllants o conductors o bé objectes gelatinosos (agar) amb conductivitat controlada, però menys estables en el temps. Pel que fa a objectes que presentin una impedància amb un comportament freqüèncial semblant al dels teixits en el marge usat de freqüències, fins la moment només s'han aconseguit introduint-hi òrgans d'animals, que al estar morts, presenten un comportament diferent del dels òrgans vius. (Griffits, 1989).

**Maquetes discretes:** Xarxes bidimensionals de impedàncies (normalment resistències), amb un número finit d'elements. L'avantatge és que es pot modificar la conductivitat d'una regió tot posant en paral·lel a les impedàncies existents un circuit que simuli la variació freqüèncial desitjada. Els principals inconvenients són: La discretització no pot ser molt fina, per

problemes constructius i això provoca distorsions en les línies de corrent i perfils de potencial, sobre tot per efectes de contorn. Al ésser bidimensional, la distribució de línies de corrent ja no és igual a la del cos i caldrà normalitzar la conductivitat superficial per obtenir resultats semblants a la realitat.

En aquest treball s'ha dissenyat i construït una maqueta discreta amb base resistiva, ja que el fet de poder tenir regions amb una variació freqüencial coneguda era més important que els altres criteris. Es disposa també d'un tanc cilíndric de 30 cm de diàmetre i 10 cm de profunditat per poder fer mesures en maquetes salines.

### 6.1.1.- Disseny i construcció d'una maqueta discreta

Segons Murai i Kagawa, 1985, un model d'elements finits amb aproximació lineal és equivalent a una xarxa de impedàncies elèctriques, de forma que per un element triangular com el la Figura 70 amb una conductivitat superficial  $\sigma_s$ , la xarxa elèctrica que el modela, a la mateixa figura, tindria els següents valors:

$$Y_{ij} = \frac{\sigma_s}{4A_e} (b_i b_j + c_i c_j), \quad (i \neq j) \quad [71]$$

on:

$$b_n = y_m - y_l, \quad c_n = x_l - x_m, \quad (n \neq m \neq l) \quad [72]$$

amb:

$Y_{ij}$  : Admitància entre els nodes i,j

$A_e$  : Àrea de l'element

$(x_n, y_n)$ : Coordinades del node n

Per discretitzar la maqueta es podria pensar en una xarxa d'elements com la utilitzada en les simulacions realitzades al capítol 3. Aquesta xarxa s'adapta prou bé al contorn de l'objecte i els valors que s'obtenen són similars als obtinguts teòricament en un

disc de conductivitat uniforme o amb discontinuïtats centrades. L'inconvenient d'aquesta solució és que els valors de  $Y_{ij}$  serien diferents per cada element de la xarxa, per la qual cosa es complicaria la construcció, i el disseny dels circuits que haurien de simular el comportament freqüencial dels teixits biològics seria dependent de la posició.

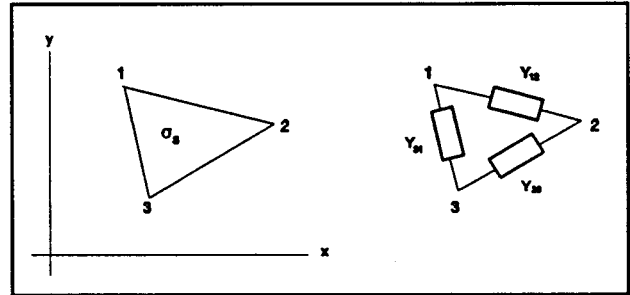


FIGURA 70 - Element de discretització i xarxa elèctrica equivalent

Una discretització més regular, com la de la Figura 71 té valors de resistències iguals i per tant es facilita la construcció i el disseny de perturbacions. Fets els càlculs segons les expressions anteriors, els valors dels elements diagonals resulten ser  $Y=0$  i els altres  $Y=\sigma_s/2$ . Donat que en el centre es col·loquen cel·les en paral·lel, els valors de les resistències centrals és  $1/\sigma_s$  i a la perifèria  $2/\sigma_s$ .

Per calcular la conductivitat superficial equivalent que ha de tenir la maqueta que es construeixi s'ha resolt analíticament el problema de potencial per dues situacions uniformes de geometria rectangular. Fer-ho així en comptes d'usar una geometria circular més propera a la forma del cos humà simplificarà la validació dels resultats obtinguts usant maquetes de resistències rectangulars, sense el problema addicional de la discretització del contorn que surgeix al usar geometries circulars.

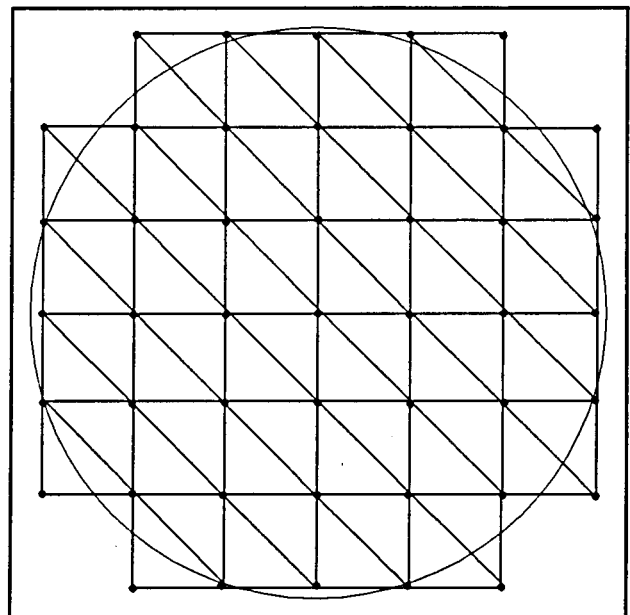


FIGURA 71 - Discretització amb elements de valors regulars.

Per la situació de la Figura 72(a), que representa un quadrat de costat  $2 \cdot H$ , amb elèctrodes de longitud  $a$  en dos dels seus costats pels que circula un corrent  $I_0$  distribuït

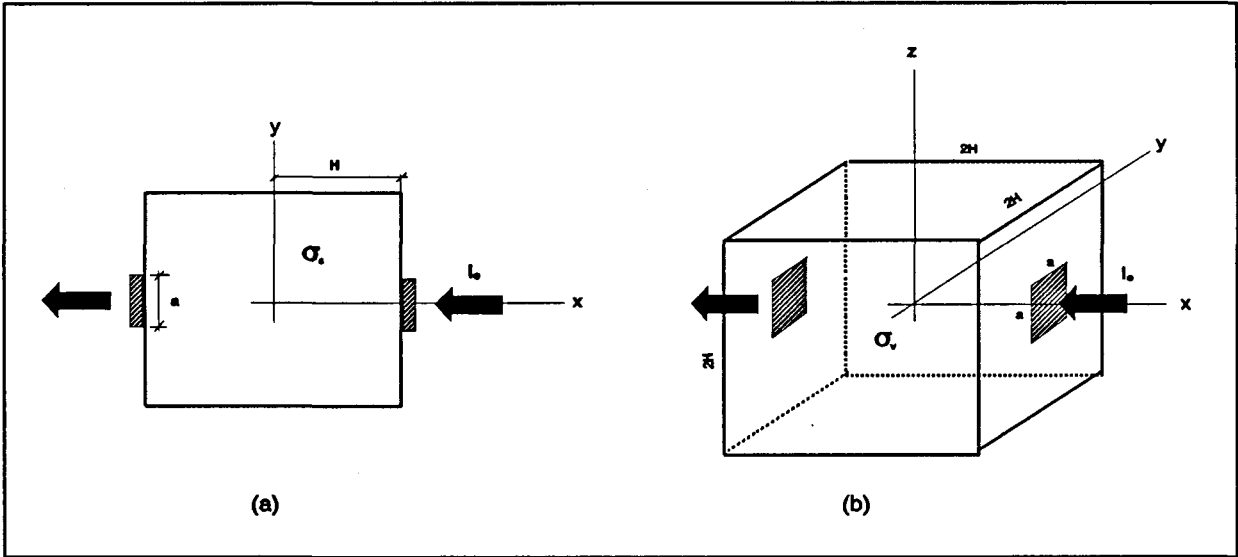


FIGURA 72- (a) Pla de conductivitat uniforme  $\sigma_s$ , (b) Cub de conductivitat uniforme  $\sigma_v$ .

uniformement a tot l'elèctrode, la impedància total entre els elèctrodes, expressada com la relació entre la diferència de potencial entre elèctrodes i el corrent total circulant, pren el següent valor:

$$Z_{2D} = \frac{1}{\sigma_s} \left( 1 + \frac{2}{\pi^2 \lambda} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{1}{n^2} \sin(n\pi \lambda) \right) \quad [73]$$

on  $\lambda = a/2H$

Aquest paràmetre representa la relació entre la longitud de l'elèctrode i el tamany del costat del quadrat.

Per la situació de la Figura 72(b), que representa un cub de costats  $2H$  amb elèctrodes quadrats de costat  $a$  pels que circula el mateix corrent que en el cas anterior, el valor de la impedància total entre elèctrodes es:

$$Z_{3D} = \frac{1}{\sigma_v} \left( \frac{1}{2H} + \frac{4}{\pi^3 a \lambda} \sum_{n=1}^{\infty} \sum_{m=1}^{\infty} \frac{1}{nm \sqrt{n^2 + m^2}} \sin(n\pi \lambda) \sin(m\pi \lambda) \right) \quad [74]$$

Es vol trobar la relació entre  $\sigma_s$  i  $\sigma_v$  per que la impedància total en els dos cassos sigui igual, però fent us d'aquestes expressions és difícil donat que els sumatoris que hi apareixen no admeten una expressió tancada, ja que depenen de  $\lambda$ . A la Figura 73 es pot veure els valors dels sumatoris de les dues expressions en funció del valor de  $\lambda$  entre 0 i 1 obtinguts per càlcul amb un número finit de sumes.

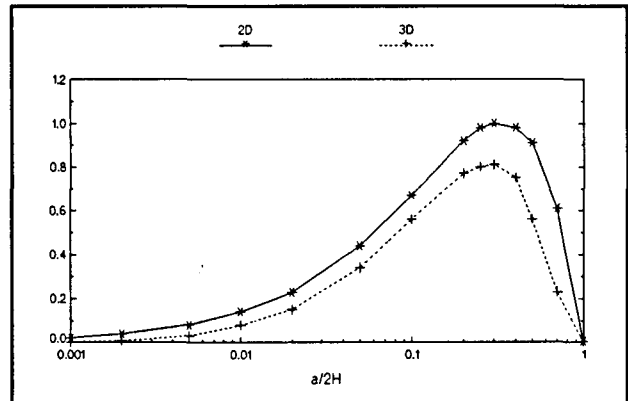


FIGURA 73 - Representació dels sumatoris en funció de  $\lambda$ .

Es pot fer una linealització pel marge de  $\lambda$  entre 0.05 i 0.25 com es veu a la Figura 74. Aquest valors representen elèctrodes de longitud (o costat en el cas tridimensional) entre 1.6 cm i 8 cm si suposem  $H=16$  cm, que seria el radi de un torax normal. Substituint el sumatori pel valor linealitzat a les expressions anteriors, arribem a les fórmules següents per la impedància total entre extrems:

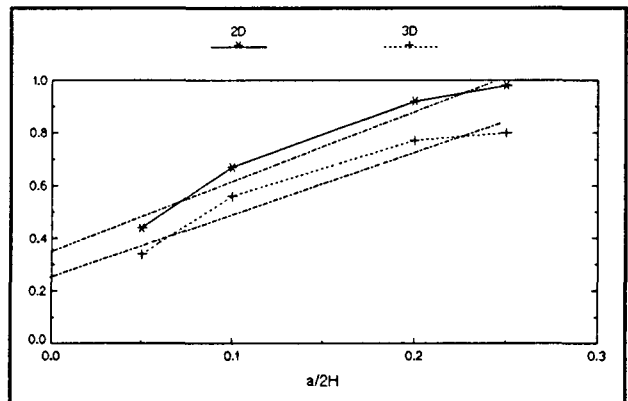


FIGURA 74 - Linealització dels sumatoris per  $\lambda$  entre 0.05 i 0.25

$$Z_{2D} = \frac{1}{\sigma_s} \left( 1.5 + \frac{1}{16\lambda} \right) \quad [75]$$

$$Z_{3D} = \frac{1}{\sigma_v} \left( \frac{1}{2H} + \frac{1}{35a\lambda} + \frac{8}{30a} \right) \quad [76]$$

Es pot veure que en el cas de dues dimensions, el valor de la impedància depèn només de la relació entre a i H, més una constant, però en el cas de tres dimensions depèn també del valor absolut de l'objecte (o del elèctrode).

Si suposem H=16 cm, com abans, i donem dos valors al tamany de l'elèctrode: a= 1.6 cm, que correspon a elèctrodes comercials per registre de ECG i a=3.2 cm que correspon a elèctrodes amb gel adhesiu, els valors resultants són:

$$a=1.6 \text{ cm} \Rightarrow Z_{2D} = \frac{2.75}{\sigma_s} ; Z_{3D} = \frac{26.5}{\sigma_v} ; \sigma_s \sim \frac{\sigma_v}{10} \quad [77]$$

$$a=3.2 \text{ cm} \Rightarrow Z_{2D} = \frac{2.12}{\sigma_s} ; Z_{3D} = \frac{10}{\sigma_v} ; \sigma_s \sim \frac{\sigma_v}{5} \quad [78]$$

Cal encara determinar les dimensions físiques equivalents d'una maqueta plana de resistències quan s'injecta corrent d'una forma determinada. La determinació analítica de la impedància extrem a extrem d'una xarxa de resistències de dimensió arbitrària N x N com la de la Figura 75 quan s'aplica corrent per un o més nodes d'un dels costats i s'extreu aquest corrent pels mateixos nodes del costat oposat, que seria la situació equivalent a la presentada a la Figura 72(a), no és evident. S'ha optat per determinar numèricament aquesta impedància per valors de N entre 2 i 12 i comparar-los amb els obtinguts analíticament en funció de λ.

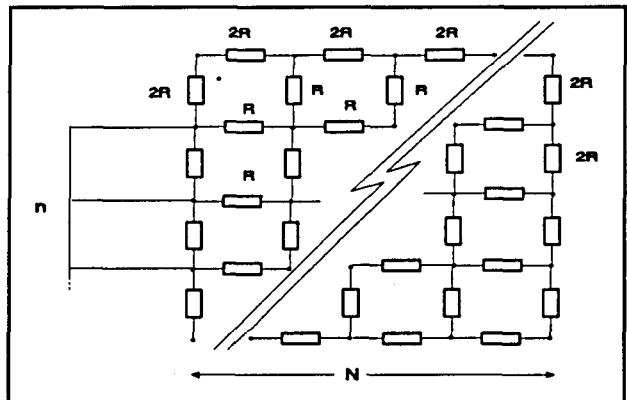


FIGURA 75 - Xarxa resistiva de N x N elements usada per calcular la impedància entre costats.



A la Figura 76(a) es pot veure el resultat del càlcul pels diferents valors de  $N$  i en funció de la relació  $n/N$ , on  $n$  representa el número de nodes als que s'aplica corrent simultaneament. A partir de  $N=6$  les corbes de impedància normalitzada coincideixen, pels valors de  $n/N$  on s'ha fet el càlcul. És lícit inferir, doncs, que per valors de  $N$  més grans també coincidirien els valors.

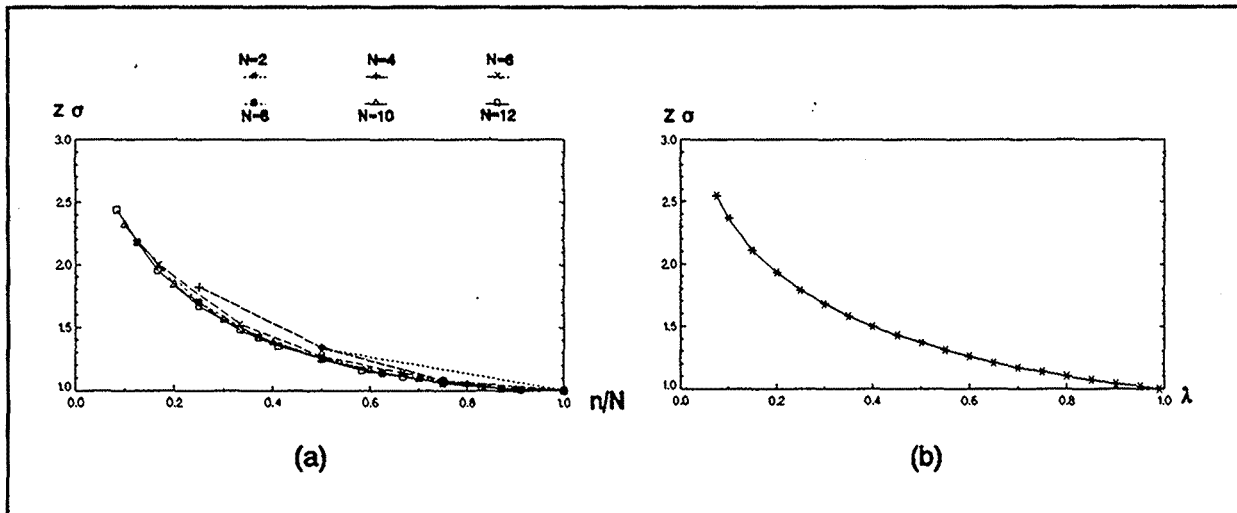


FIGURA 76- (a) Impedància normalitzada calculada per diferents valors de  $N$  en una maqueta resistiva. (b) Impedància normalitzada teòrica per un pla conductor.

A la Figura 76(b) es veuen els mateixos valors per la situació teòrica de la Figura 72(a) en funció de la relació entre la longitud de l'elèctrode i la longitud total ( $\lambda$ ). Si comparem les dues corbes observem que la tendència és la mateixa, però hi ha una petita discrepància de valors, més accentuada en el marge de  $0.2 < \lambda < 0.8$ . Aquest fenomen es provocat pel fet que en el model continu s'ha suposat la densitat de corrent ( $J$ ) uniforme i en el càlcul de la maqueta s'ha suposat el potencial constant al  $n$  nodes que simulen l'elèctrode. Per reduir la discrepància s'ha fet el càlcul pel cas  $N=12$  i valors de  $n/N$  entre  $1/12$  i  $5/12$ , que són valors que poden donar lloc a dimensions equivalents raonables.

A la Figura 77(a) es veuen les tres corbes corresponents a la solució teòrica, la solució amb potencial constant i la solució amb  $J$  uniforme. Si bé aquesta última és més propera a la teòrica, tampoc no coincideix. D'això es desprèn que, contràriament al que

s'havia suposat,  $\lambda$  i  $n/N$  no són equivalents. Una bona aproximació apareix a la Figura 77(b) on s'ha suposat  $\lambda = n/(N-1)$ .

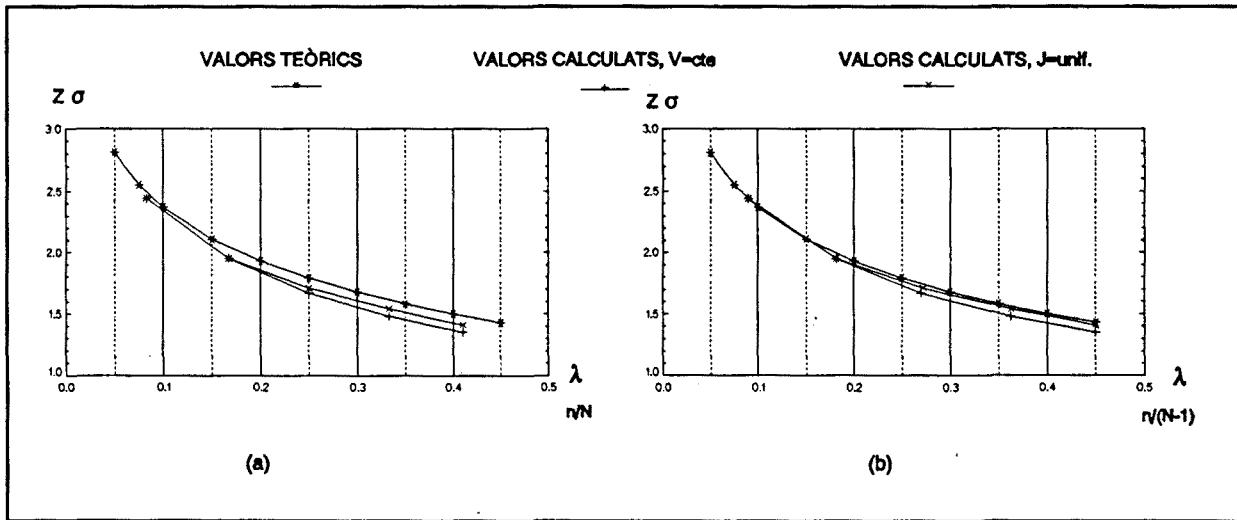


FIGURA 77 - (a) Comparació entre la sol.lució teòrica, la calculada per una maqueta amb  $N=12$  i potencial constant i la calculada amb  $J$  uniforme, per  $\lambda = n/N$ . (b) les mateixes corbes, però amb  $\lambda = n/(N-1)$ .

Si volem treballar amb elèctrodes (suposats quadrats) amb dimensions de costat d'entre 1.5 cm i 3 cm, que són els que es troben al mercat, i suposem que el cos té un radi de 16 cm, llavors  $\lambda$  es troba entre  $1/20$  i  $1/10$  i per tant  $N$  haurà d'ésser major que 10.

Usar la impedància total extrem a extrem és la condició més restrictiva de les que es podien haver usat, ja que el seu valor depèn de forma gran de  $\lambda$ . Podriem haver usat com a condició la igualtat d'una transimpedància (mesura a 4 fils) de les que caracteritzen el multiport equivalent. En aquest cas veuríem que la dependència amb  $\lambda$  no seria tant gran com hem suposat, ja que per les mesures a 4 fils, el valor de tensió mesurat no depèn de forma tan gran amb la superfície de l'electrode (Rosell, 1989).

Per qüestions mecàniques i de simplicitat de construcció s'ha realitzar una maqueta de  $10 \times 10$  elements resistius. Aquest valor pot semblar petit, però en aquest treball és més interessant poder obtenir àrees grans amb la variació freqüència desitjada que no pas intentar arribar als límits de resolució del sistema. Com a conductivitat del cos s'ha triat un valor mig dels teixits i òrgans presents al torax i abdomen a una freqüència de 10 kHz

(Foster i Schwan, 1989). Aquest valor se situa entre 0.05 S/m i 0.1 S/m, per tant la conductivitat superficial del la maqueta ha d'estar compresa entre 0.01 S i 0.2 S. S'ha triat el valor 0.01 S, que vol dir resistències de 100  $\Omega$ , per flexibilitat d'us, ja que sempre el podem abaixar posant-hi elements en pararel.

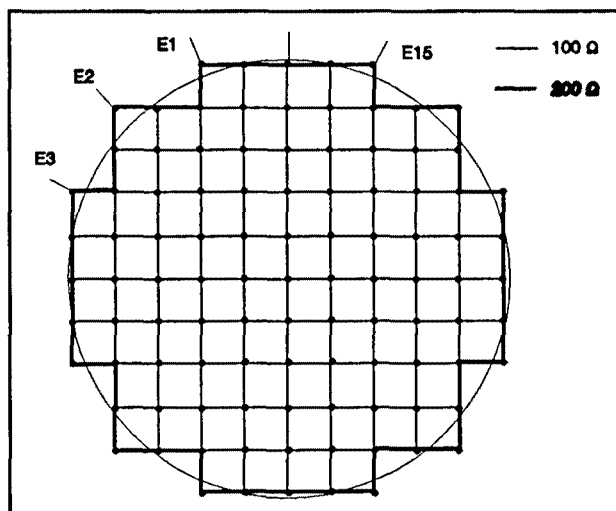


FIGURA 78 - Aproximació a una circumferència usant criteris geomètrics

Es vol que la maqueta tingui una forma circular, més propera al cos que no pas un quadrat. Per determinar el contorn s'ha realitzat una primera aproximació geomètrica, com es veu a la Figura 78. Els perfils de diferències de potencial calculats per dues situacions de injecció de corrent, que corresponen a injectar entre els elèctrodes 0 i 1 la primera i 1 i 2 la segona es poden veure a la Figura 79. Totes les altres situacions de injecció es poden reduir a una d'aquestes dues per simetria.

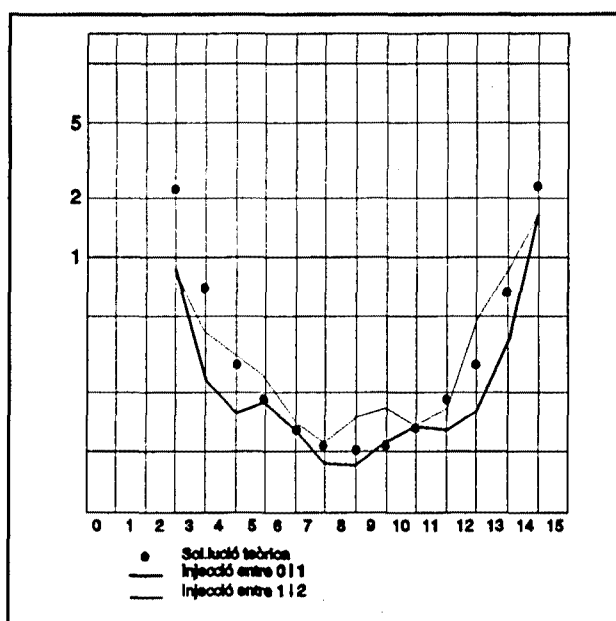


FIGURA 79 - Perfils de diferències de potencial per dues injeccions i valors de la sol.lució teòrica per un disc.

Els valors corresponen només a les mesures a 4 fils. S'ha representat també la sol.lució teòrica per un disc obtinguda de Rosell, 1989. A les gràfiques observem dos efectes: els perfils són diferents per les dues injeccions, quan haurien d'ésser iguals i s'aparten de la sol.lució teòrica tant pel que fa al valor com pel que fa a la simetria del perfil. A més a més, la impedància vista des dels elèctrodes injectors és diferent en les dues situacions.

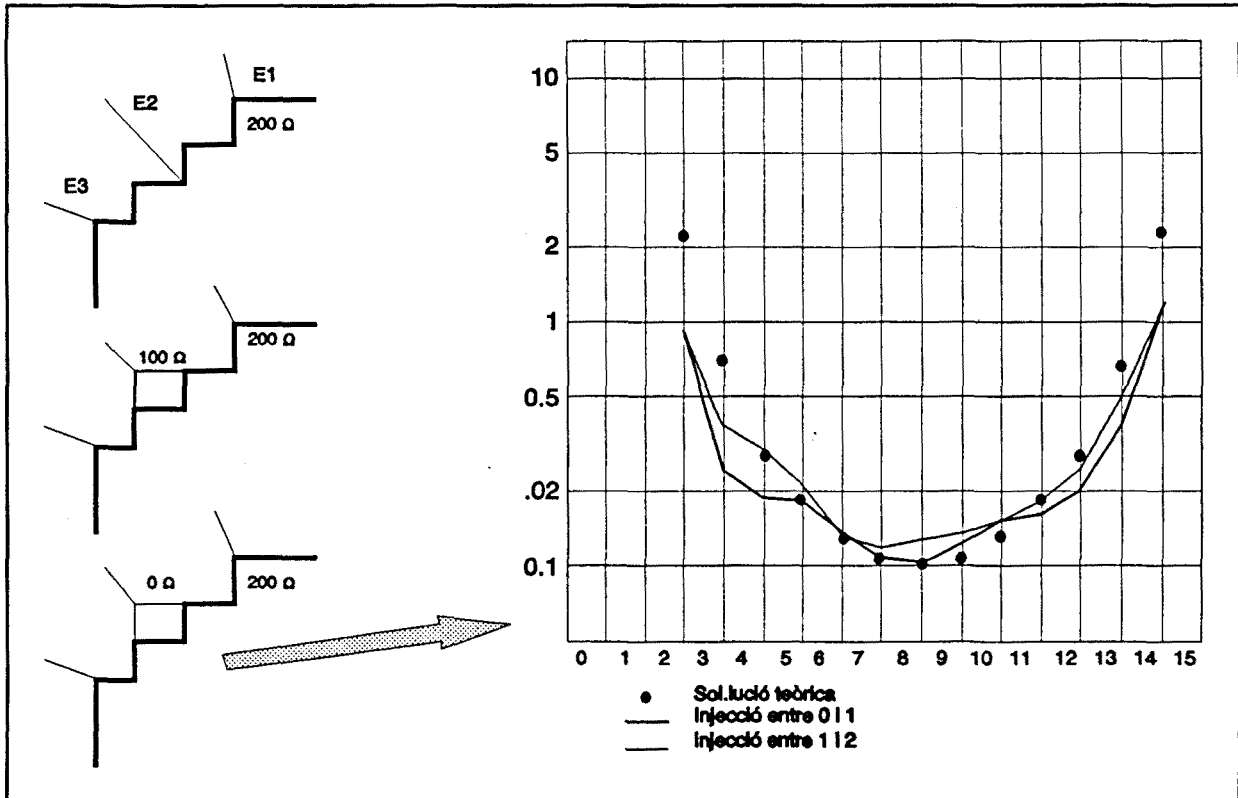


FIGURA 80 - Modificacions de contorn intentades i perfil de diferències de potencial per a la sol.lució finalment adoptada.

Per "arrodonir elèctricament" la maqueta s'han intentat varies modificacions del contorn, que es poden veure a la Figura 80. Totes elles presenten millores respecte la primera de les sol.lucions, però no substancials, del que es dedueix que caldria augmentar el número d'elements de la maqueta, potser fins a 20 elements (Griffits, 1988). La solució finalment adoptada és la que menys s'aparta de la teòrica (Figura 80), els perfils per les dues injeccions són més semblants i la impedància vista desde tots els elèctrodes és la mateixa.

Finalment, s'han afegit als nodes de connexió circuits com els de la Figura 81 que simulen la impedància dels elèctrodes que hi haurà en una situació real de mesura, tal com es va veure a l'apartat 3.4.

6.1.2.- Disseny d'elements variables amb la freqüència.

Del que s'ha dit a l'apartat 3.3, la manera més senzilla de realitzar un element que tingui una impedància variable amb la freqüència es col·locar un condensador en paral·lel a les resistències que formen la maqueta. D'aquesta manera estariem simulant una regió amb  $\sigma$  i  $\epsilon$  constants. El càlcul del condensador necessari es faria en funció de la relació  $\sigma/\epsilon$  que volem modelar, usant el valor de  $\sigma$  que té la maqueta construïda (Griffits, 1989).

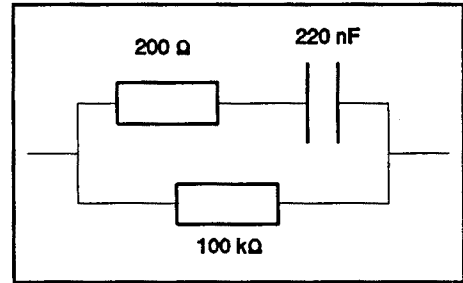


FIGURA 81 - circuit elèctric equivalent per un elèctrode, tal com s'ha modelat a la maqueta.

Els teixits, però, com s'ha vist, tenen els paràmetres bàsics constants només en marges freqüencials estrets. En la banda freqüencial del sistema de mesura construït es manifesta la dispersió  $\beta$  de la majoria de teixits, i per tant un circuit amb un condensador en paral·lel a una resistència serviria només en un troç de la banda, per alguns teixits i no serviria per d'altres.

Una forma simple de modelar una dispersió és utilitzant les expressions de Debye vistes al capítol 3. Aquesta expressió admet un model circuital com el de la Figura 82, (Foster i Schwan, 1989) amb l'equivalència entre valors circuïtals i paràmetres bàsic que es mostra a la mateixa figura.

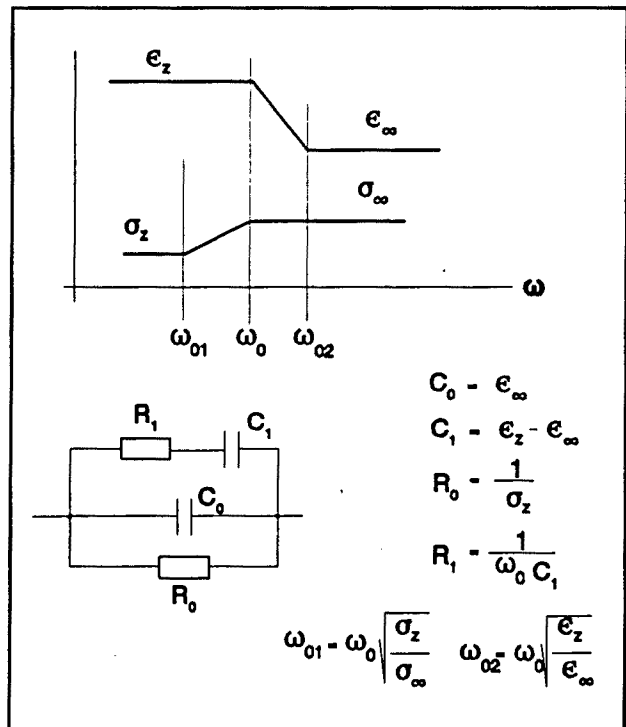


FIGURA 82 - Dispersió segons les expressions de Debye, i circuit elèctric equivalent.

A l'hora de calcular els valors dels components hem de tenir en compte que la maqueta s'ha dissenyat amb  $\sigma_s = \sigma_v/5$ . Com que en l'apartat anterior hem treballat amb conductivitats reals, cal generalitzar l'expressió a conductivitats complexes, de forma que:

$$\sigma_s^* = \frac{\sigma_v^*}{5}; \quad \sigma^* = \sigma + j\omega\epsilon; \quad \sigma_s = \frac{\sigma_v}{5}; \quad \epsilon_s = \frac{\epsilon_v}{5} \quad [79]$$

La unitat mínima que podem modificar és una cel.la de la maqueta, tal i com apareix a la Figura 71 (Recordem que l'aspecte de la discretització en la maqueta construïda es quadrat perquè les resistències de la diagonal són de valor infinit). Això vol dir que si la regió a modificar és més gran que dues cel.les oposades (un quadrat), els valors dels elements centrals seran diferents que els valors dels elements perifèrics, éssent els primers  $\sigma_s$  i els segons  $\sigma_s/2$ .

A partir dels valors dels paràmetres bàsics per diferents materials biològics mostrats a l'apartat 3.2, s'han calculat els circuits equivalents per uns quants d'ells, que es mostren a la taula següent:

	FETGE		MUSCLE TRANSV		RONYÓ	
	Central	Perifèric	Central	Perifèric	Central	Perifèric
$R_0$	33 $\Omega$	66 $\Omega$	62 $\Omega$	124 $\Omega$	83 $\Omega$	166 $\Omega$
$R_{01}$	50 $\Omega$	100 $\Omega$	163 $\Omega$	326 $\Omega$	490 $\Omega$	980 $\Omega$
$C_0$	1 nF	500 pF	3.5 nF	1.75 nF	880 pF	440 pF
$R_1$	32 $\Omega$	62 $\Omega$	14 $\Omega$	28 $\Omega$	19 $\Omega$	38 $\Omega$
$C_1$	16 nF	8 nF	138 nF	69 nF	87 nF	43 nF

$R_{01}$  representa el valor de resistència usat per construir l'element al considerar la resistència existent en la maqueta, que quedarà en paral.lel amb  $R_0$ .

### 6.1.3.- Mesures en maquetes

La primera mesura realitzada en la maqueta discreta consisteix en determinar la visibilitat d'un element puntual col·locat en diferents posicions de la maqueta. La variació freqüencial, per aquesta mesura, estarà determinada per la impedància equivalent del fetge, segons el model de Debye i amb els valors circuïtals vistos a l'apartat anterior. S'ha realitzat una sèrie de 4 mesures, tres d'elles amb la perturbació col·locada a diferents distàncies del centre: 0,  $R/2$  i  $4R/5$ , com es veu a la Figura 83. La quarta mesura s'ha realitzat sense cap perturbació. Això ens donarà idea del soroll en la imatge degut a la mesura a dues freqüències simultànies amb errors en l'amplitud del corrent injectat (entre la banda alta de freqüències i la baixa els errors en amplitud poden ser de fins el 20%).

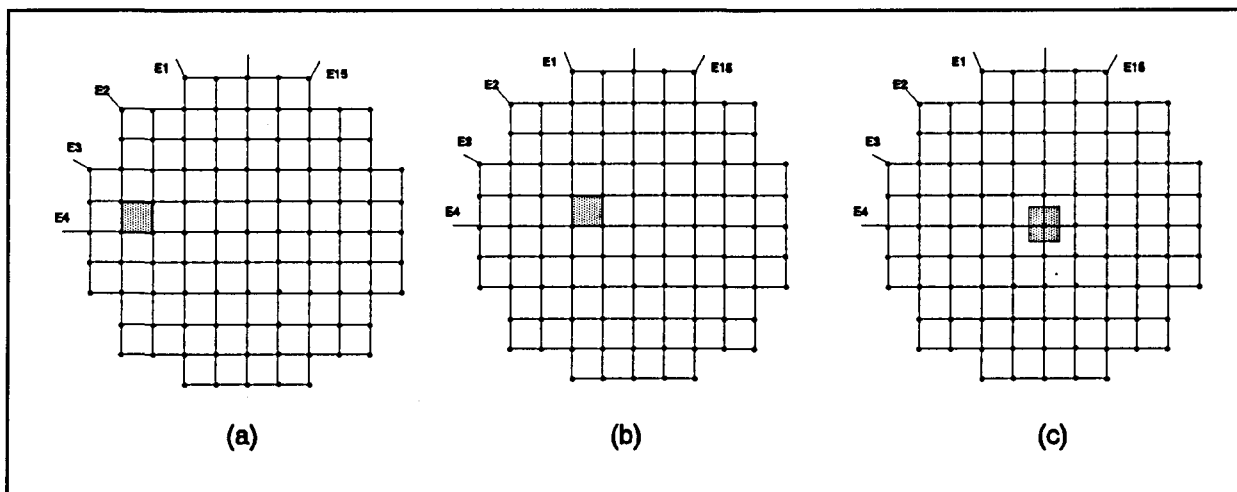


FIGURA 83 - Posicions de la perturbació elemental mesurada en la maqueta discreta.

El resultat de les mesures, utilitzant freqüències de 32 kHz i 125 kHz, es pot veure a la Figura 84. Els errors de reciprocitat i el soroll obtingut en aquestes mesures és el mateix que els que s'obtenia per mesures a una única freqüència i amb la maqueta sense cap perturbació.

Les imatges s'han representat utilitzant la mateixa escala de colors. En aquesta representació i les següents, un color blau significa un decrement la tensió de les projeccions que afecten aquella zona respecte la variació mitjana. En aquest cas la variació mitjana és

petita i la variació de la conductivitat de la perturbació també, i per tant un color blau vol dir un augment de conductivitat.

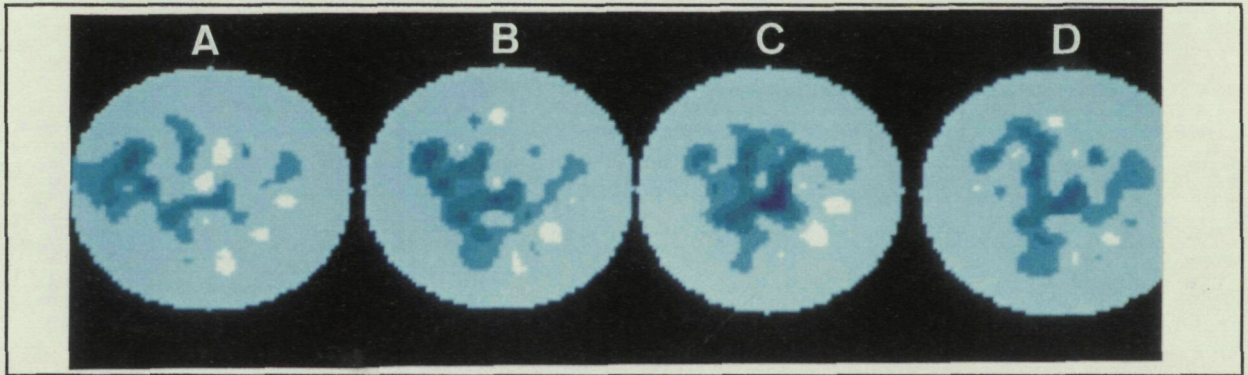


FIGURA 84 - Perturbació elemental a diferents distàncies del centre de la maqueta discreta. (a)  $4R/5$ , (b)  $R/2$ , (c) 0 i (d) sense perturbació.

Observem que hi ha soroll cap el centre de la imatge per totes les posicions, fins i tot quan no hi ha objecte. El nivell de soroll és menor, però comparable, a la variació de la perturbació. La perturbació s'ha col·locat petita en tamany (un element de la maqueta) i la variació que presenta per aquestes freqüències també és petita. Treballant a una única freqüència i realitzant mesures dinàmiques amb el mateix sistema i la mateixa maqueta, i usant les mateixes freqüències, els valors retroprojectats oscil·len entre 0 i +5, -5. S'han realitzat proves, usant la maqueta, amb diferents freqüències d'una mateixa banda mesurades en temps diferents (el sistema no permet aplicar dos senyals de la mateixa banda freqüencial simultàniament). El resultat és el mateix: El nivell de soroll depèn de la relació de freqüències. La única explicació a aquest fet, donat que treballant a la mateixa banda, fins i tot els demoduladors utilitzats són els mateixos, és la diferència de comportament de la realimentació de mode comú. Si a una freqüència el senyal de mode comú és més gran que a una altra, hi haurà més error en les mesures de menor valor diferencial. Per cada projecció, són les mesures més petites les que aporten informació de les variacions al centre de l'objecte.

El segon grup de mesures consisteix en col·locar tres regions, ara d'àrea més gran, que simulin el comportament en freqüència de tres teixits: Muscle, fetge i ronyó. La distribució dels components en la maqueta és pot veure a la Figura 85.



S'han realitzant mesures a dues freqüència simultànies per: 32 kHz i 125 kHz, 64 kHz i 125 kHz, 64 kHz i 250 kHz, 16 kHz i 250 kHz. Les relacions de freqüència estan entre 2 i 4, excepte per l'última que val 8. Aprofitant que la maqueta no té variació temporal, s'ha retroprojectat també les combinacions: 125 kHz i 250 kHz, 16 kHz i 64 kHz que no es poden obtenir per mesura simultània.

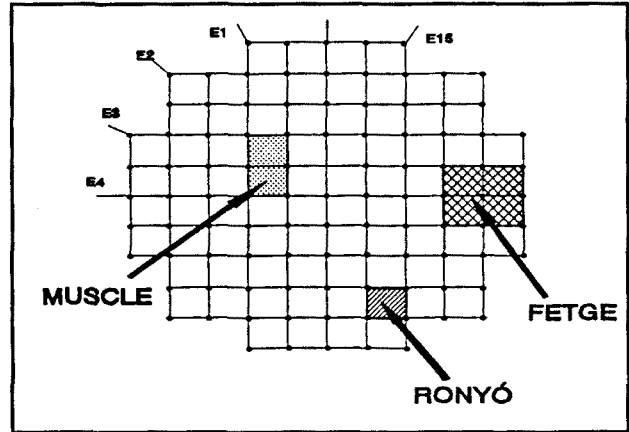


FIGURA 85 - Posició del les perturbacions a la maqueta discreta.

La ordenació de les mesures s'ha realitzat en funció de la freqüència menor i de la relació de freqüències, i es pot veure a la Figura 86.

Donat que les regions de variació eren més grans, els valors reconstruits també ho són, quedant emmascarat el nivell de soroll que s'observava en la primera prova. A baixa freqüència (a) podem observar el muscle i el ronyó, amb variacions semblants, diferenciats de l'entorn homogeni, però no podem distingir el fetge. Al desplaçar-nos cap amunt, mantenint la relació de freqüències, (b) apareix ja el fetge, amb un valor més petit que el muscle i el ronyó. Si augmentem la freqüència baixa (c), disminuint la relació, disminueixen els valors, posant-se al nivell del soroll, quedant encara per sobre d'aquest nivell el muscle. Al augmentar la alta freqüència (d) (i la relació) apareix el fetge molt marcat, s'intueix el ronyó i una mica el muscle, i al tornar a augmentar la baixa freqüència (e) resta només el fetge. La última de les mesures (f) correspon a una relació de freqüències de 8, cubrint tot el marge estudiat. Apareixen tots els elements, però amb valors molt semblants, pel que seria difícil distingir-los.

Aquesta sèrie d'imatges ens dona idea de la dificultat que pot existir, al obtenir imatges de seccions del cos humà, per interpretar correctament el resultat obtingut, sense un coneixement a priori de les estructures que poden haver-hi i dades sobre el comportament en freqüència d'aquestes estructures.

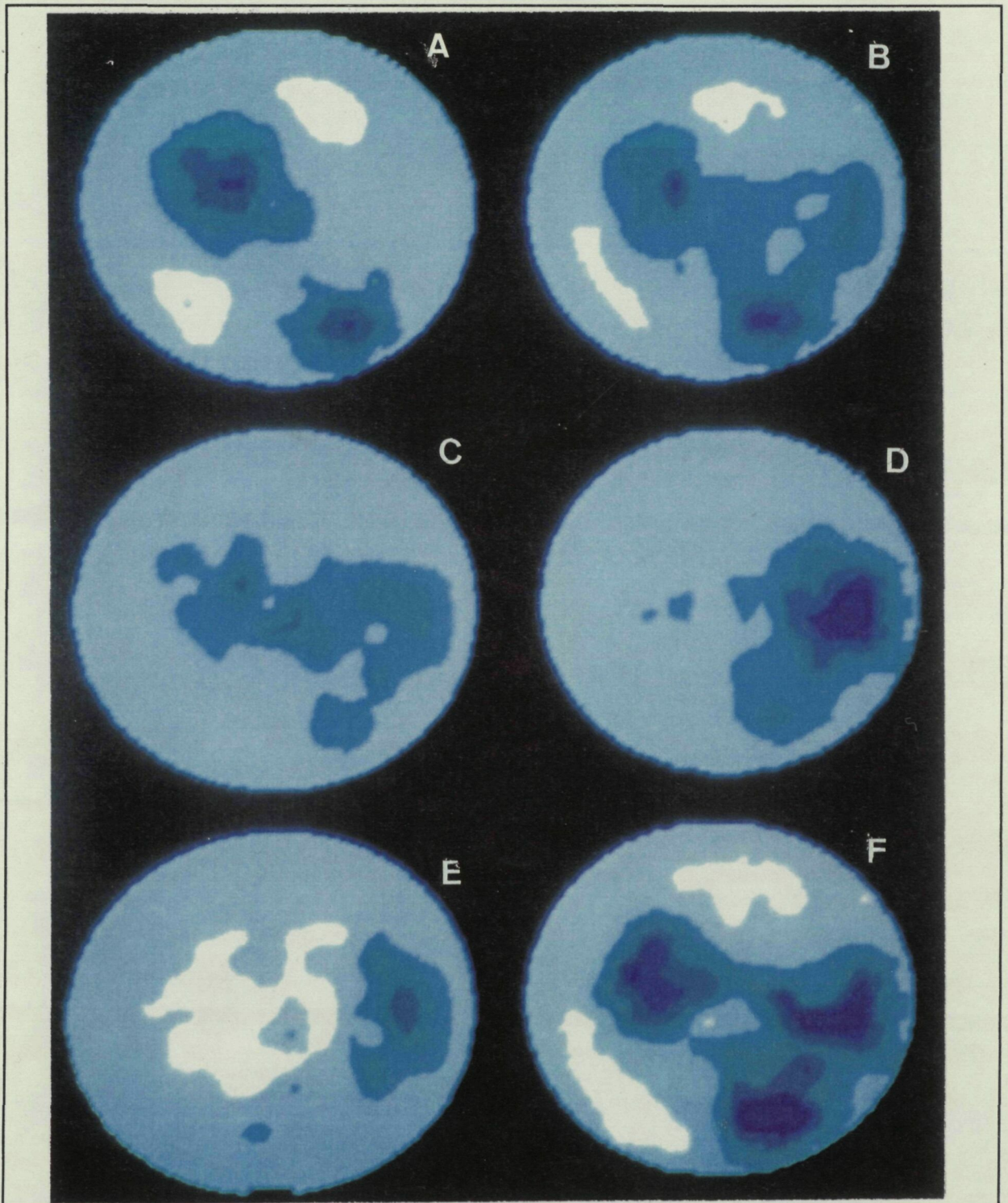


FIGURA 86 - Seqüència d'imatges obtinguda en la maqueta discreta: (a) 16 kHz - 64 kHz, (b) 31 kHz - 125 kHz, (c) 64 kHz - 125 kHz, (d) 64 kHz - 250 kHz, (e) 125 kHz - 250 kHz, (f) 16 kHz - 250 kHz.

## 6.2.- RESULTATS EN EL COS HUMÀ

Abans de realitzar mesures directament sobre el cos humà, col·locant-hi elèctrodes, s'ha realitzat una mesura en una maqueta salina, constituïda per un dipòsit cilíndric de 30 cm d'altura i 15 cm de diàmetre. Hi ha 16 elèctrodes equiespaiats col·locats a  $2/3$  parts de l'altura total.

S'ha realitzat una mesura a usant freqüències de 16 kHz i 125 kHz, i col·locant la realimentació de mode comú al fons de la maqueta, amb un cable. A la ? es pot veure el resultat de la mesura per la situació en que la maqueta està plena d'aigua fins 4 cm per sobre els elèctrodes, amb una conductivitat de 0.2 S/m, i per la situació en que es col·loca un objecte cilíndric aïllant (contrast infinit) de diàmetre  $1/2$  del diàmetre de la maqueta, a la altura dels elèctrodes, fent que el nivell d'aigua augmenti fins omplir tota la maqueta.

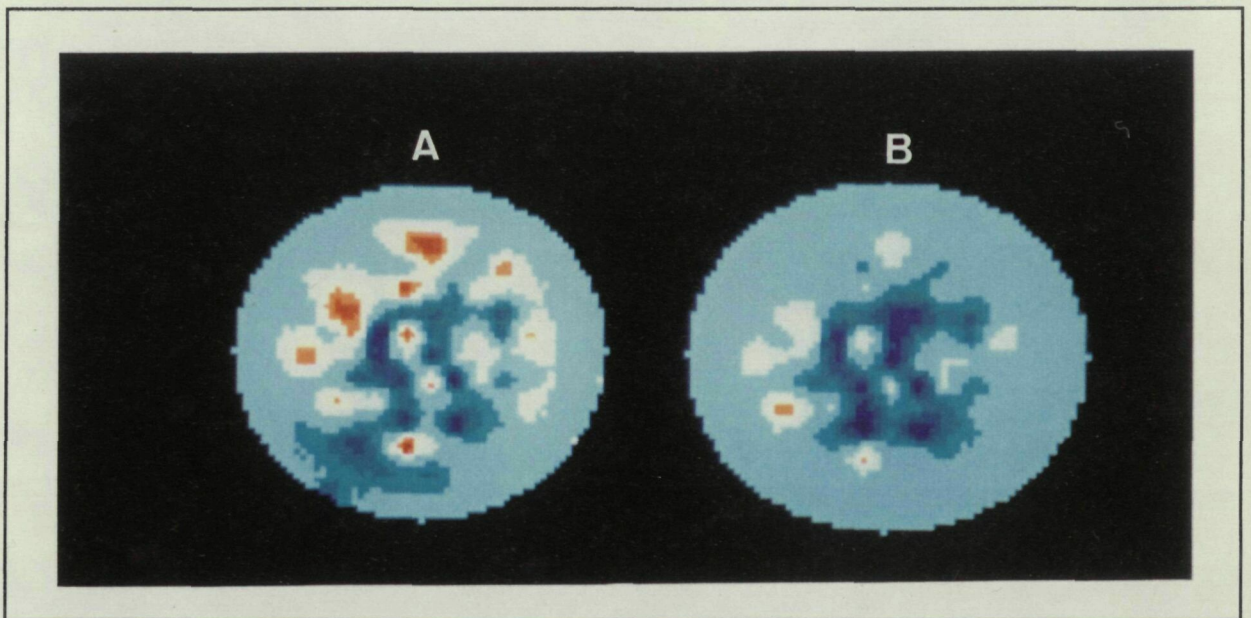


FIGURA 87 - Mesures sobre una maqueta salina amb conductivitat uniforme (a) i amb un objecte aïllant centrat, amb una variació del nivell de l'aigua respecte el cas anterior (b)

Teòricament les dues mesures corresponen a una situació en que no hi variació freqüencial i per tant haurien de donar imatges llises. S'observa que en realitat hi ha un soroll del mateix tipus i valors (200, -200) que en les mesures amb la maqueta discreta. Si la realimentació de mode comú es canvia de posició o se suprimeix, el soroll augmenta bastant, éssent la pitjor situació aquella en que es col·loca al mateix nivell que els elèctrodes. Això pot ser degut a la modificació de les línies de corrent degudes a la presència d'un "elèctrode" amb capacitat de donar o xuclar corrents de desequilibri (Rosell, 1988). Els errors de reciprocitat obtinguts són del 5% a 16 kHz i 7% a 125 kHz. La relació entre el valor mig de les mesures a les dues freqüències és de 1.2, el que indica un error en el nivell de corrent injectat. El procés de reconstrucció realitza una normalització de les mesures abans de fer la retroprojecció dels valors.

A continuació s'han col·locat, seqüencialment en el temps, dos braços de gruix diferent. El primer de l'ordre de  $1/2$  del diàmetre i el segon de l'ordre de  $2/3$  del diàmetre. El resultat es pot veure a la Figura 88.

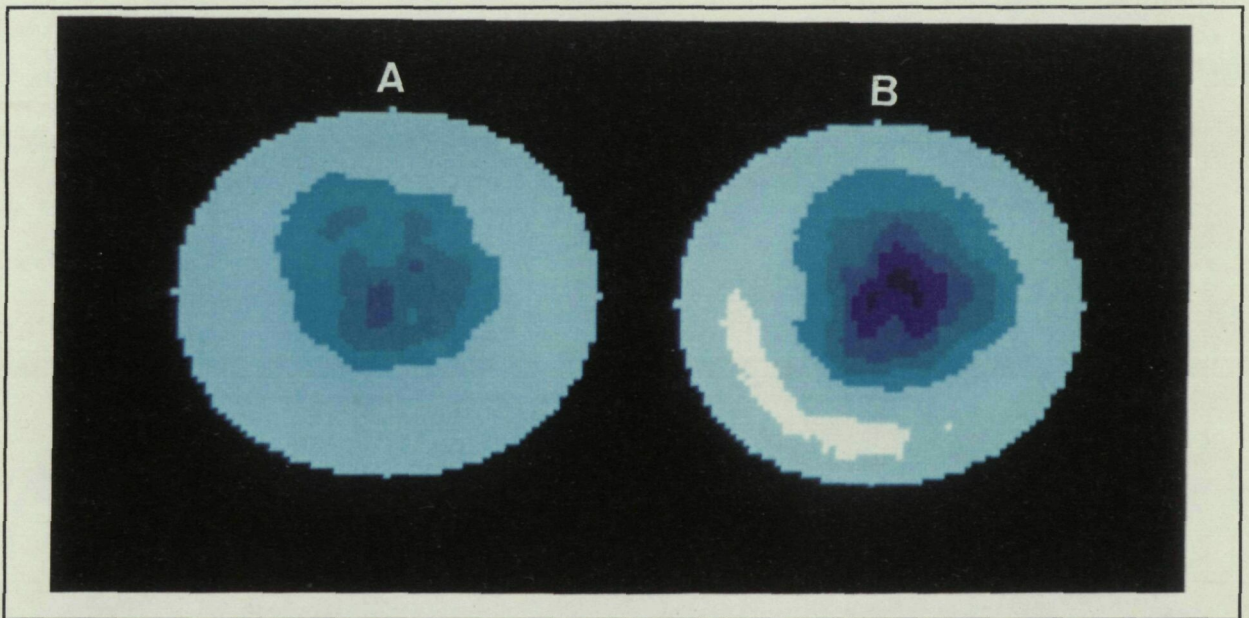


FIGURA 88 - Resultat de introduir en la maqueta salina un avantbraç de diàmetre  $1/2$  del de la maqueta (a) i un avantbraç de diàmetre  $2/3$  del de la maqueta (b).

El color en que apareix el braç indica una disminució de les tensions (augment de conductivitat). Els valors de reconstrucció són de l'ordre de 10 vegades superiors als de soroll obtinguts per la situació uniforme (Les imatges de soroll s'han representat usant una escala de colors ampliada, si no la imatge hauria estat llisa). La relació de valor mig de les mesures de tensió és de l'ordre de 1.3 per la Figura 88(a). Això vol dir un decrement mitjà de les tensions del 10% respecte el cas uniforme. Donat que la relació de freqüències és de 8 i la menor 16 kHz, si tota la maqueta fos teixit muscular la variació esperada seria del 50%. Donat que la relació de superfícies, en aquest cas és de  $\text{muscle/aigua} = 1/4$ , l'ordre de magnitud és correcte. (El decrement mitjà no depèn només de la relació d'àrees sinó també de la posició).

La segona figura correspon a un braç de diàmetre major. Aquest augment de diàmetre no s'aprecia tant com un augment del diàmetre de la taca de color, sinó del valor de retroprojecció (blau més fosc). Aquest efecte el provoca la ponderació utilitzada en la reconstrucció, que tendeix a concentrar les variacions cap al centre de la imatge. La relació de valors mitjans és ara de 1.5. Això vol dir un decrement del 25%. Com que la relació d'àrees és de  $4/9$ , la variació esperada seria del 22%, la qual cosa és també coherent amb suposar que la major variació és deguda al muscle. Cal pensar a més a més que el braç té una certa proporció d'os, la conductivitat del qual no varia en freqüència, i la interfície entre els dos medis és la pell, amb una augment de conductivitat gran.

Finalment s'ha realitzat una mesura a l'abdomen d'un home, col·locant els elèctrodes 5 cm per sobre el melic. Les mesures s'han realitzat a les següents freqüències:

- 1.- 16 kHz i 250 kHz
- 2.- 64 kHz i 250 kHz
- 3.- 64 kHz i 125 kHz
- 4.- 16 kHz i 125 kHz
- 5.- 8 kHz i 125 kHz

Per determinar la bondat de les mesures s'ha utilitzat com a índex l'error de reciprocitat i el soroll aleatori (NER) definit a 4.3., amb els resultat següents:

	8 kHz	16 kHz	64 kHz	125 kHz	250 kHz
Recip. err.	15%	12%	25%	21%	113%
N.E.R	0.8%	0.8%	1.4%	3%	3.8%

Si ho comparem amb el resultat obtingut per la maqueta discreta amb impedància d'elèctrode o la maqueta salina, veiem que l'error de reciprocitat ha augmentat a totes les freqüències. El nivell de soroll aleatori també ha augmentat. A 250 kHz l'error de reciprocitat és extraordinàriament gran i per tant les mesures fetes a aquesta freqüència s'hauran d'interpretar amb compte.

Aquests resultats s'han obtingut col·locant els elèctrodes tant equiespaiat com ha estat possible i usant el tipus d'elèctrode amb el que s'han obtingut uns errors menors (3M Littman). Amb altres tipus d'elèctrode els errors de reciprocitat augmenten en factors de fins a 4.

La realimentació de mode comú s'ha aplicat usant un elèctrode addicional col·locat al coll. L'augment de l'error de reciprocitat pot ser degut a que l'abdomen no és circular i el marge dinàmic de les mesures augmenta, mentre que la tensió de mode comú és la mateixa. Un altre factor que pot degradar l'error de reciprocitat a mida que la freqüència augmenta és que la conductivitat del cos (Llevat per algun teixit) té un comportament freqüencial monotonicament creixent, i les tensions, pel mateix nivell de corrent, decreixen.

A la Figura 89 apareix esquemàticament la secció de l'abdomen a l'alçada aproximada en que s'han posat els elèctrodes (Aquesta secció pot variar de persona en persona), obtinguda de Boileau, 1972. Depenent de la persona i l'alçada de la secció pot aparèixer la part inferior del fetge.

Totes les estructures que hi apareixen tenen el comportament caracteritzat, Llevat dels budells, a la part frontal, que al ser una mescla molt heterogènea i depenent del moment de la mesura, és molt difícil de caracteritzar. Es pot agafar, pel muscle, els ronyons i el fetge la referència de les imatges en la maqueta discreta, que pot ajudar a la

interpretació. L'os no ha de presentar cap variació apreciable a aquestes freqüències.

A la Figura 90 apareixen les tres imatges obtingudes per cada una de les mesures que tenen com a freqüència superior 125 kHz i que, a priori, mereixen major credibilitat donat que l'error de reciprocitat és menor.

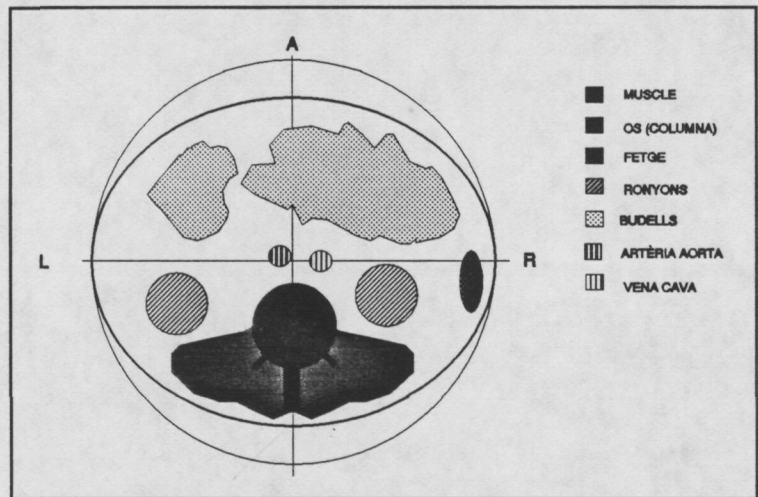


FIGURA 89 - Tall de l'abdomen, corresponent aproximadament a l'alçada on s'han col·locat els elèctrodes.

A la primera i segona imatges, que són molt similars, es pot veure una estructura centrada a la part inferior amb dos lòbuls, a banda i banda de l'eix. Aquesta estructura pot correspondre al múscle erector de l'esпина (*erector spinae*) i als ronyons. Podem comparar només amb les imatges de la maqueta per 16 kHz - 64 kHz o 32 kHz - 125 kHz en les que es veu que el múscle i el ronyó presenten una variació de valor similar, mentre que el fetge la presenta molt menor. Al centre de la imatge hi ha una zona amb increment relatiu de resistivitat respecte al decrement global (Relació de tensions 1.6 per les dues imatges). Aquesta regió pot correspondre al teixit ossi de la columna, del que s'espera que no presenti cap increment de conductivitat. A la banda dreta apareix una regió amb increment de conductivitat menor que el conjunt múscle-ronyó. Aquesta regió podria correspondre al fetge, seccionat per la part inferior. La regió superior dreta presenta un comportament del tipus de l'os, per aquestes mesures. Com que no hi ha informació del comportament dels budells, no se sap que es pot esperar. La taca al costat d'aquesta regió pot ser soroll, del tipus vist fins ara al centre de la imatge.

La tercera mesura, es pot comparar amb la tercera de les realitzades sobre la maqueta. L'increment de conductivitat és menor (1.3) entre altres raons per haver incrementat la freqüència inferior. La regió múscle-ronyons continua éssent visible, així com

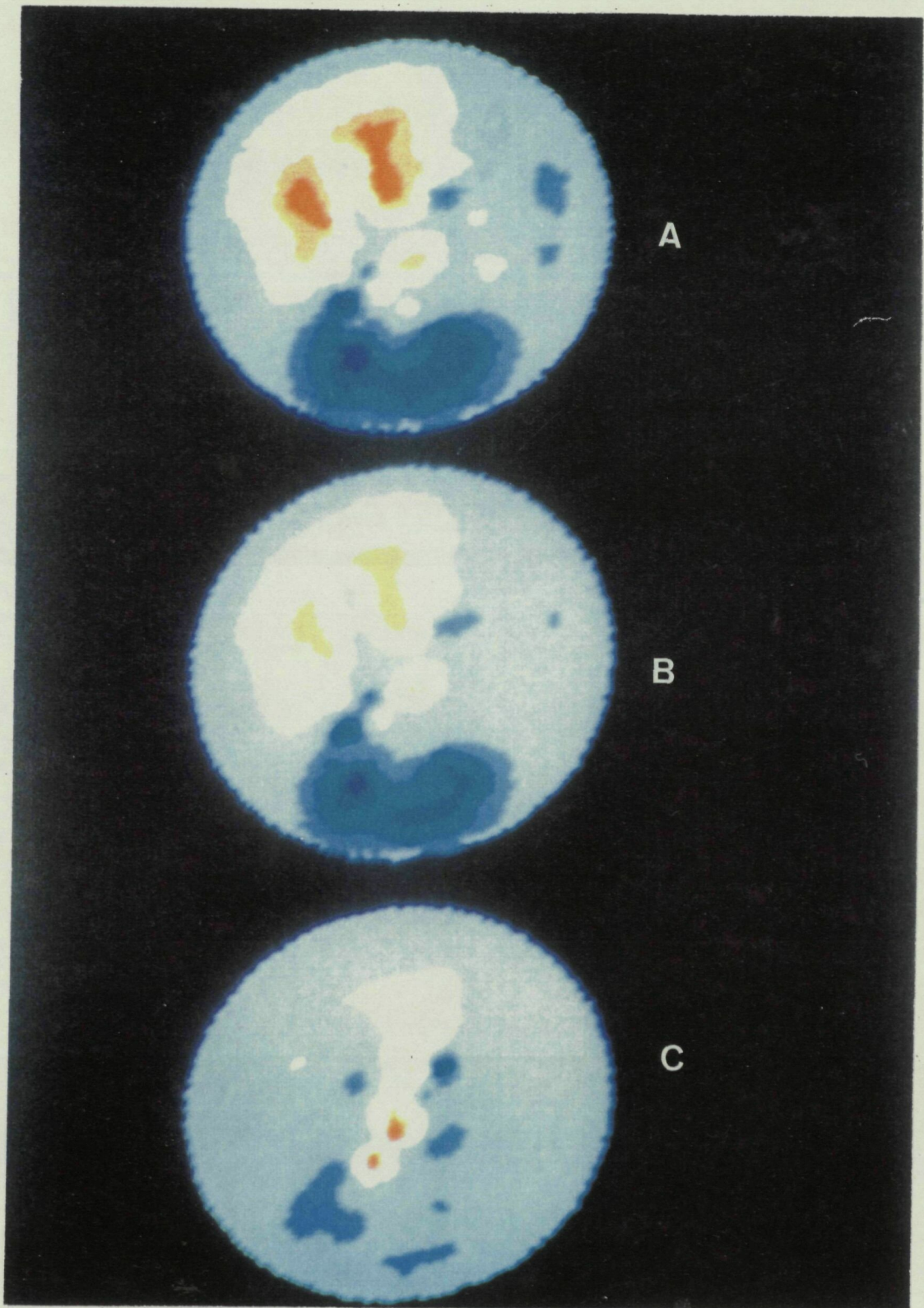


FIGURA 90 - Reconstrucció de les mesures obtingudes sobre el cos, per una secció de l'abdomen. (a) 8 kHz - 125 kHz, (b) 16 kHz - 125 kHz, (c) 64 kHz - 125 kHz



el teixit ossi. La regió superior ha deixat de ser visible. Això indicaria que l'increment de conductivitat que presenta és comparable a la mitjana de la secció que ha disminuït. Es pot deduir doncs que aquesta regió presenta una variació més o menys constant fins a freqüències per sobre 64 kHz, a partir d'on comença a créixer. Les taques a la regió central continuen visibles i la regió que podria correspondre al fetge ha desaparegut al igual que en la mesura sobre la maqueta, tendia a confondre's amb la variació mitjana.

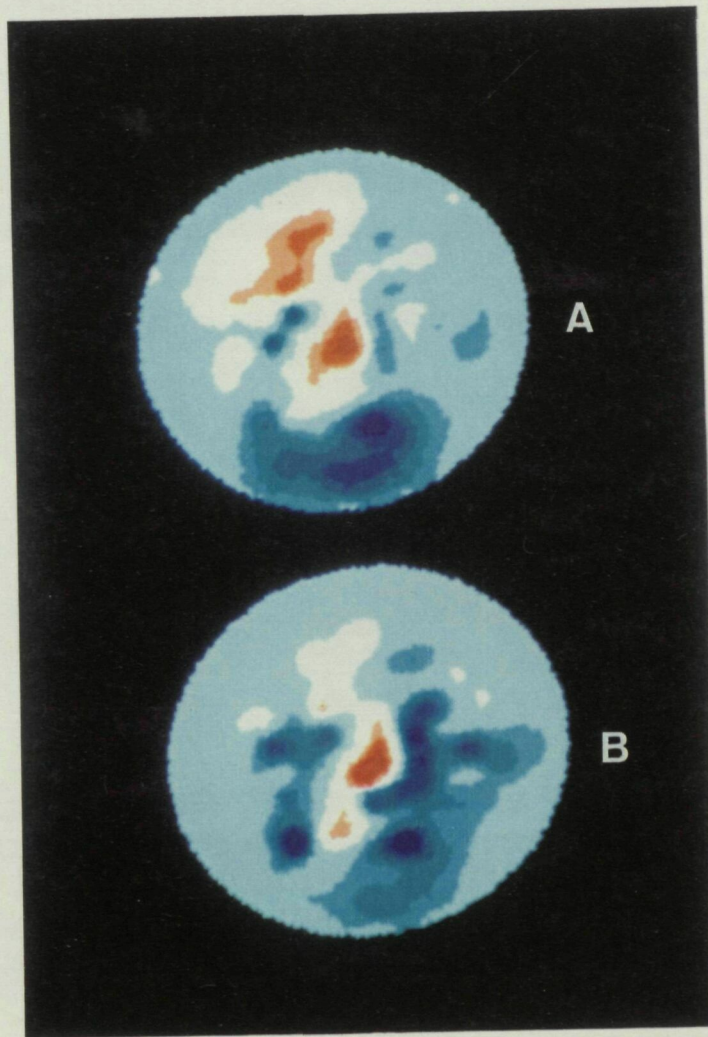


FIGURA 91 - Reconstrucció de les mesures a una secció de l'abdomen. (a) 16 kHz- 250 kHz, (b) 64 kHz - 250 kHz.

A la Figura 91 es poden veure les dues imatges corresponents a freqüències de 16 kHz - 250 kHz i 64 kHz - 250 kHz. A la primera de totes es pot veure el teixit ossi i la regió superior dels budells. La regió corresponent a muscle-ronyó presenta un comportament asimètric i la regió corresponent al fetge és visible. El soroll al centre ha augmentat molt. Per aquest marge de freqüències s'esperava un comportament similar de fetge, ronyó i muscle. Existeix també la possibilitat que, per efectes tridimensionals, i donada la forma del fetge, la assimetria observada a la part inferior sigui produïda per la part superior del fetge.

A la segona imatge, entre 64 kHz i 125 kHz podem observar que la regió dels budells ha desaparegut, igual que abans. A la regió ronyó-muscle s'aprecien dues taques molt marcades, el que és comaprable amb la mesura sobre la maqueta, on el ronyó presenta una major variació que el muscle i la regió del fetge s'ha allargat. Si continuem amb la hipotesi dels efectes tridimensionals, això també s'explicaria degut a que per aquest marge freqüencial el fetge és qui presenta una major variació. El teixit ossi continua visible.

Les dues últimes mesures, però, no tenen la qualitat de les altres i per tant les hipotesis que es puguin fer a partir d'elles són sempre limitades.

Finalment s'ha fet una modificació de la forma de la imatge, usant un algorisme de detecció de contorn a través de les mateixes mesures de impedància (Rosell, 1989). Cal dir que aquest algorisme només deforma el contorn, i de forma similar l'interior, però no compensa l'efecte de desplaçament cap al centre de l'algorisme de retroprojecció. A la Figura 92 es pot veure la imatge obtinguda amb la secció teòrica sobreposada.

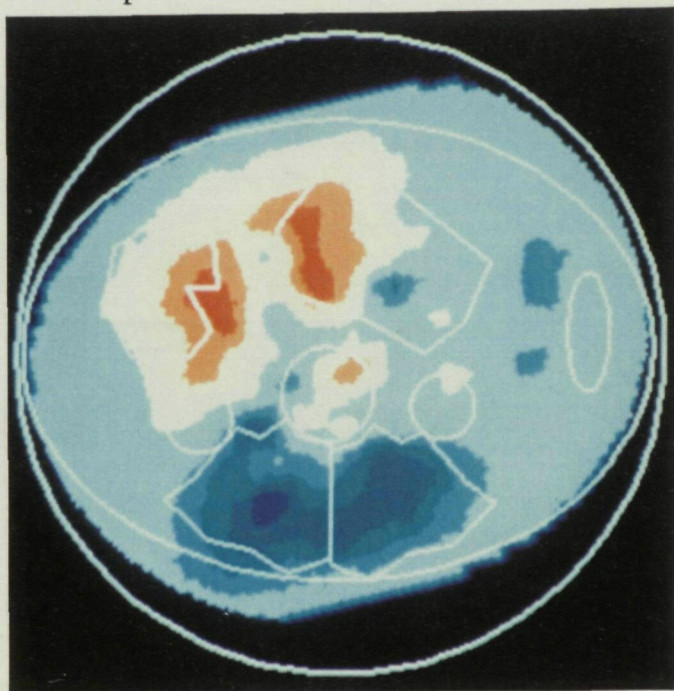


FIGURA 92 - Comparació entre la secció teòrica emprada i la imatge amb contorn corregit.

Com a conclusió d'aquest apartat podem dir que la realització de mesures i obtenció d'imatges sobre el cos humà *in vivo* és possible, però cal encara depurar més el sistema de mesura i el procediment de col·locació d'elèctrodes. Cal posar especial emfasi en eliminar els errors deguts a tensió de mode comú, ja que provoquen soroll que fa que les imatges siguin poc interpretables. Cal també realitzar mesures a majors freqüències, de cara a obtenir informació associada a la part imaginària, massa petita a les freqüències utilitzades, per ampliar la informació de cara a interpretar els resultats.

## RESUM DEL CAPÍTOL 6

Abans d'intentar realitzar mesures en el cos se n'han realitzat en maquetes discretes on és possible controlar la variació de la impedància i el tamany de les regions en que varia.

S'ha dissenyat una maqueta discreta atenent als resultats obtinguts de la resolució analítica del problema de potencial per una regió plana i una de tridimensional. L'objectiu d'aquesta comparació és determinar quina relació han de tenir les conductivitats (volumetrica en el cas tridimensional i superficial en el cas pla) en les dues situacions per obtenir la mateixa impedància transversal amb elèctrodes del mateix tamany relatiu respecte les dimensions de l'objecte. Posteriorment hem determinat la relació existent entre les mesures en una maqueta de  $N \times N$  elements quant s'imposen condicions de contorn a  $n$  nodes i el cas continu amb elèctrodes de longitud  $a$ , trobant la relació entre  $n/N$  i  $a/H$  on  $H$  és la longitud del costat del cos.

Els resultats sobre la maqueta, en el marge de 8 kHz a 250 kHz concorden amb les previsions fetes a partir de l'estudi de variació relativa. El soroll en la imatge és gran, però la relació S/N és bona si la variació de la impedància dels teixits simulats també ho és.

S'han realitzat mesures en el cos humà, primer usant una maqueta salina en la que la posició dels elèctrodes es coneguda i que permet fer mesures sense cap perturbació (cas uniforme), per veure el nivell de soroll existent i permet també introduir-hi elements que no haurien de provocar cap variació freqüencial encara que afecten als valors de les tensions obtingudes (objectes aïllants o conductors "perfectes"). S'observa que el nivell de soroll és similar al que es trobava en la maqueta discreta. Al introduir un cos biològic a la maqueta, aquest pot ésser reconstruït.

L'altre tipus de mesures al cos humà s'han realitzat per una secció de l'abdomen (en el tòrax hi ha una forta variació temporal deguda a la respiració). S'ha constatat que el tipus d'elèctrode emprat pot arribar a fer impossible la mesura, al incrementar molt l'error de reciprocitat, que és el que s'usa com a index de la bondat de les mesures.

La posició on s'aplica la realimentació activa és també un factor important, fent que l'error de reciprocitat variï en un factor de 2.

Els errors obtingut finalment són de l'ordre del 10% a la banda baixa de freqüències i de l'ordre del 25% a la banda alta. Els nivells de soroll són comparables als que s'obtenien per la maqueta discreta.

Les imatges obtingudes, en funció de les freqüències utilitzades, i per aquelles regions de les que es té un coneixement a priori, son perfectament concordants. De les regions d'on no es té informació, el comportament pot ser deduit i és repetitiu en totes les mesures. La valoració final respecte la utilitat o no de les mateixes és una cosa que depèn de l'aplicació.

Com a conclusió podem dir que hem obtingut imatges en mesures *in vivo* corresponents a variació freqüencial dels teixits biològics i que concorden amb el que s'esperava trobar segons els estudis de variació relativa de la impedància dels materials biològics. Les imatges corresponen a estructures que no presenten variació en el temps (estàtiques), o la variació és molt petita.

*Capitol 7*

---

**CONCLUSIONS**

## 7.-CONCLUSIONS

### 7.1.- SOBRE LA VIABILITAT DEL MÈTODE MULTIFREQÜÈNCIA

L'estudi realitzat de sistematització de les mesures disponibles a la bibliografia, de cara a cercar els paràmetres de variació de la impedància i la admitància dels materials biològics ha mostrat que aquesta variació existeix i que és diferent d'un material a un altre, en funció de la freqüència de mesura i de la relació d'aquestes freqüències.

Les simulacions realitzades emprant mètodes d'elements finits han mostrat la possibilitat d'obtenir imatges referides a aquesta variació, congruents amb l'estudi de variació dels paràmetres realitzat abans i a partir de mesures en l'exterior del cos. Les imatges obtingudes, doncs, han de permetre la identificació dels diferents materials, si es trien els marges freqüencials adients. Malauradament, els mètodes de reconstrucció de les imatges no donen numèricament la variació relativa de les regions, llevat que aquesta variació sigui petita, sinó uns valors relacionats de forma no lineal amb aquesta variació.

El disseny i construcció d'un sistema de mesura capaç de treballar de forma contínua en una banda freqüencial ample és imprescindible per explotar al màxim les possibilitats del mètode. El prototipus desenvolupat presenta algunes limitacions funcionals i de possibilitats de mesures. Malgrat això s'han obtingut imatges en maquetes i en el cos humà que poden relacionar-se amb la variació esperada de impedància dels teixits interns, demostrant que la tècnica és aplicable *in vivo*.

La interpretació de les imatges obtingudes en el cos humà és possible, tot i que difícil degut sobre tot a la manca d'informació sobre composició i variació en freqüència d'algunes parts del cos.

## 7.2.- POSSIBLES APLICACIONS MÈDIQUES I NO MÈDIQUES

Aquest treball no s'ha desenvolupat en funció d'una necessitat mèdica o industrial concreta. L'objectiu de realitzar un sistema que permeti l'ús quotidià en un entorn hospitalari (o un treball de camp en un entorn industrial) ve imposada per la difícil justificació del desenvolupament d'un sistema costós i gran d'obtenció d'imatges, amb les limitacions sobre la qualitat de les imatges conegudes a priori.

En aquest moment la tècnica pot ésser utilitzada com a eina de recerca per a la caracterització d'estructures biològiques sense necessitat d'obtenir mostres de les mateixes. En un estadi futur de desenvolupament instrumental, aquesta tècnica podrà ésser utilitzada com a eina complementària d'altres sistemes d'obtenció d'imatges, en entorns, com per exemple unitats de vigilància intensiva on no sempre és possible traslladar el pacient. La possibilitat de realitzar monitorització continuada en pacients pot ésser aplicada a la detecció de variació de característiques, forma o tamany d'estructures sotmeses a algun tipus de tractament, com per exemple tumors interns o hemorràgies internes. L'avantatge sobre la tomografia de impedàncies dinàmica és clara en aquest sentit, degut a que no es necessita un informació prèvia, o referència, en el temps per poder realitzar les mesures.

Altres camps d'aplicació es poden cercar en estudis de composició de material no biològics, ja que no és necessària una variació en freqüència dels paràmetres elèctrics bàsics (conductivitat i permitivitat) per poder distingir entre regions de composició diferent.

Qualsevol aplicació (mèdica o no), però, ha d'ésser fruit de la col·laboració de especialistes en la matèria corresponent, previ estudi de les necessitats i possibilitats del mètode.



### 7.3.- LIMITACIONS DEL MÈTODE MULTIFREQÜÈNCIA

Podem distingir entre aquelles inherents a la tomografia de impedància elèctrica, conegudes a priori, com per exemple la baixa resolució de les imatges obtingudes o la manca de relació lineal entre una variació d'una regió i la variació de les mesures; i aquelles pròpies d'aquest mètode.

Entre les últimes es pot fer una segona distinció entre les limitacions imposades pel comportament dels material biològics i les derivades de la instrumentació i mètodes de mesura.

La necessitat d'una variació diferencial per poder obtenir informació fa que algunes estructures no puguin ser mai distingudes d'altres: Així es teixit ossi de la sang, a baixa freqüència, o el múscle i els material tous, per relacions de freqüència grans. Aquestes limitacions, però, són conegudes a priori i per cal tenir-les en compte a l'hora de pensar en les aplicacions.

Les principals limitacions, diferents entre aquesta tècnica i la tomografia dinàmica, estan condicionades per la instrumentació utilitzada. El control dels paràmetres de mesura d'un instrument en una banda de freqüències gran, per un número gran de canals, i una velocitat d'adquisició raonable és molt difícil. En aquest moment, les tècniques instrumentals desenvolupades limiten principalment el marge de freqüències utilitzable en la mesura.

En últim extrem, però, les limitacions estaran condicionades per l'aplicació que es vulgui fer del mètode i podran ésser més o menys restrictives que les comentades aquí.

#### 7.4.- DESENVOLUPAMENT FUTURS EN IMATGES MULTIFREQÜÈNCIA I EN TOMOGRAFIA DE IMPEDÀNCIA ELÈCTRICA

La caracterització dels paràmetres elèctrics de teixits *in vivo* és una de les possibilitats més grans que obre aquest mètode. Degut a les limitacions de reconstrucció comentades, caldrà cercar variacions prou petites per poder relacionar la variació de les imatges amb variació de la impedància interna. Donades les característiques dels materials biològics cal treballar amb relacions de freqüències petites i realitzar escombrats en un marge gran, la qual cosa dificulta el disseny i construcció dels instruments. D'altra banda cal construir sistemes amb velocitats d'adquisició grans, per evitar que les variacions temporals, que podrien ser comparables a les freqüèncials en magnitud, alterin la validesa de les mesures. Cal doncs obrir una línia de recerca en aquest sentit, orientada al desenvolupament de tècniques instrumentals adequades.

Els elèctrodes són un dels elements claus, com s'ha comentat al parlar de mesures *in vivo*, a l'hora d'obtenir resultats fiables. La caracterització dels mateixos pot ajudar a determinar les especificacions del sistema de mesura, però hi haurà sempre limitacions no salvables. El desenvolupament d'elèctrodes especialment dissenyat per mesures de impedància (no només tomografia, sinó també pletismografia) podria resoldre un dels majors problemes pràctics de mesura.

La concepció del sistema de mesura ha constatat les limitacions del mateix per treballar a freqüències grans. Cal un canvi de concepció de l'estructura d'aquests sistemes que els faci menys susceptibles d'errors a altes freqüències. L'alternativa de col·locar par de l'electrònica en els elèctrodes pot ser una solució, però cal cercar-ne d'altres.

La tomografia dinàmica és una tècnica que pot donar informacions complementàries o diferents de les que es poden obtenir per aquest mètode. La integració de les dues tècniques en un sol mètode hauria de donar com a resultat una nova mètode amb els avantatges d'ambdós.

En l'estat actual de les tècniques d'obtenció d'imatges mèdiques amb altres mètodes,

cal també desenvolupar algorismes de millora i interpretació de les imatges. Cal una recerca en nous mètodes de reconstrucció de imatges que permetin una més fàcil interpretació de les imatges, pensant sempre en que el sistema resultant (instrument de mesura + computador + algorismes) ha d'ésser un instrument de dimensions i cost raonables, per no imposar restriccions addicionals a les possibles aplicacions.

La possibilitat d'obtenir imatges de materials no biològics que no presentin, o la presentin en menor grau, una variació dels paràmetres elèctrics bàsics porta a la necessitat d'un estudi del comportament d'aquest materials i de la viabilitat d'aplicar el mètode.

---

**BIBLIOGRAFIA**

---

## 8.- BIBLIOGRAFIA

### 8.1.- REFERÈNCIES

Baker, L. E.  
Principles of the impedance technique  
IEEE Eng. in Med. & Biol. Magazine 1989,pp.11-15

Barber D. C. y Brown B. H.  
Applied potential tomography  
J. Phys E. Sci. Instrum., Vol 17 1984,pp.723-733

Barber D.C (project leader)  
Proposal for a Concerted Action - Electrical impedance tomography  
COMAC-BME 1989.

Barber D.C.  
Electrical impedance tomography in Europe  
1st. European Conf. on Biomedical Engineering, Niza 1991,pp.36-37

Barber D.C. and Brown B.H.  
Review article: Applied Potential Tomography.  
J. Phys. E. Sci. Instrum., 17 1984,pp.723-733

Barber D.C. and Brown B.H.  
Errors in reconstruction of resistivity images using a linear reconstruction technique  
Clin.Phys.Physiol.Meas. Vol.9, Suppl.A 1988,pp.101-104

Blank M.  
Electrical Double Layers in Biology  
Plenum Press,New York 1986

Boileau Grant J.C.  
Grant's atlas of anatomy  
The Williams & Wilkins Co., Baltimore 1972.

Brown B.H. and Seager A.D.  
The Sheffield data collection system  
Clinical Physics and Physiological Measurement, 8, Suppl. A 1987,pp.91-97

Brown B.H., Barber D.C., Freeston I.L.  
UK Patent application GB 2119520 A.  
UK Patent Office London 1983,pp.1-3

Ceña, J.A.  
Desenvolupament d'algorismes de resolució del problema directe i invers amb mètodes d'elements fints, per tomografia d'impedància elèctrica.  
PFC, ETSETB, UPC, Barcelona 1992

Davila A.  
Evaluación de métodos de reconstrucción en tomografía de impedancia eléctrica  
PFC, ETSETB 1989.

Drago G.P., Marchesi M. and Ridella S.  
The frequency dependence of an analytical model of an electrically stimulated biological structure  
Bioelectromagnetics 5 1984,pp.47-62

Eyuboglu B.M., Brown B. H., Barber D.C.  
In vivo imaging of cardiac related impedance changes  
IEEE Eng. in Med. and Biol. Magazine 1989,pp.39-45

Fitzgerald K.  
Magnetic resonance imaging  
The Institute (IEEE), vol 15, 6 1991,pp.1,6

Foster K.R., Schwan H.P.  
Dielectric properties of tissues and biological materials. A critical Review  
CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering, vol 17, 1 1989,pp.25-104

Fricke H.  
A mathematical treatment of the electric conductivity and capacity of disperse systems.  
Phys. Rev. vol 26 1925,pp.678-681

Geddes L. A. and Baker L.E.

The specific resistance of biological material A compendium of data for the bio-medical engineer and physiologist

Medical and Biological Engineering and Computing, 5 1967,pp.271-293

Gisser D.G., Isaacson D. and Newell J.C.

Current topics in impedance imaging

Clinical Physics and Physiological Measurement, 8, suppl. A 1987,pp.39-46

Griffiths H.

A phantom for electrical impedance tomography

Clin. Phys. Physiol. Meas, vol 9, A 1988,pp.15-20

Griffiths H. and Ahmed A.

A dual-frequency applied potential tomography technique: computer simulations.

Clinical Physics and Physiological Measurement, 8, suppl. A 1987,pp.103-107

Guardo R., Boulay C., Murray B., Bertrand M.

An experimental study in electrical impedance tomography using backprojection algorithm

IEEE Trans. on Biom. Eng., vol 38, 7 1991,pp.617-626

Hua P., Woo E.J., Webster J.G., Tompkins J.

An electrical impedance tomograph using compound electrodes

IEEE Eng. in Med. & Biol. Society 11th Annual Intl. Conference IEEE 1989,pp.472-473

Henderson R. P. y Webster J. G.

An Impedance Camera for Spatially Specific Measurements of the thorax

IEEE T-BME, Vol 25, No 3, May 1978,pp.250-254

Isaacson D.

Distinguishability of conductivities by electric current computed tomography.

IEEE Trans. on Med. Imaging, M1, 5 1986,pp.91-95

Kim Y., Woo H., Brooks T. J. y Elliott S. O.  
Electrical Impedance Techniques in Medical Imaging: A Feasibility Study  
Journal of Clinical Engineering, Vol 12, No. 3, May-June 1987,pp.221-231

Lozano A. Rosell J. Pall s-Areny R.  
Two-frequency impedance plethysmograph: real and imaginary parts  
Med. & Biol. Eng. & Comput. 1990,pp.38-42

Macovski A.  
Medical Imaging Systems  
Prentice Hall Inc. New Jersey 1983.

Murai T. y Kagawa Y.  
Electrical impedance computed tomography based on a finite element model  
IEEE T-BME, Vol 32, No 3, March 1985,pp.177-184

Murphy D. y Rolfe P.  
Aspects of instrumentation design for impedance imaging  
Clin. Phys. and Physiol. Measur., vol 8, 1988,pp.5-14

Newell J.C., Gisser D.G. and Isaacson D.  
An electric current tomograph  
IEEE transactions on biomed. eng., vol.35 no.10 1988,pp.828-833



Palls-Areny R., Webster J.G  
Common mode rejection ratio in differential amplifiers  
IEEE Tans. Instrum. & Measur., vol 40 1991,pp.669-676

Pethig R.  
Dielectric properties of biological materials : biophysical and medical applications.  
IEEE Transactions on Electrical Insulation, 19, 5 1984,pp.453-474

Pethig R.  
Dielectric properties of body tissues  
Clin. phys. physiol. meas. Vol.8 suppl.A 1987,pp.5-12

Ramo S., Whinnery J. R., Van Duzer T.  
Campos y Ondas  
Ediciones Pirámide, Madrid 1965.

Riu P. Palls-Areny R y Lopez J.M.  
Multiplexores analógicos. Panorámica de mercado  
Mundo Electrónico 1989,pp.64-71

Riu P., Lozano A., Palls-Areny R.  
Instrumentation requirements for static imaging in electrical impedance tomography  
Proc. of the World Congress on Med. Phys. & Biom. Eng. Med & Biol Eng & Comp, Kyoto  
1991,pp.

Riu P., Lozano A., Rosell J.  
Errors in tomography systems caused by reactive electrode impedance  
Proc. of a meeting of the CAIT, Coopenhagen 1990.

Rosell J.  
Tomografía de impedancia eléctrica para aplicaciones médicas  
Tesis doctoral. UPC, Barcelona 1989.

Rosell J. Colominas J., Riu P., Palls-Areny R., Webster J.G.  
Skin impedance from 1 Hz to 1 MHz  
IEEE Trans. on biomed. eng. Vol. 35 No.8 1988, pp.649-651

Rosell J., Murphy D., Pallas R. y Rolfe P.

Analysis an assessment of errors in a parallel data acquisition system for electrical impedance tomography.

Clin. Phys. and Physiol. Measur., vol 9, suppl. A 1988, pp.93-100

Rosell J., Riu P.

Common Mode Feedback in electrical impedance tomography

Clin. Phys. & Physiol. Meas. 1992, pp.

Rosell J., Riu P., Lozano A., Palls-Areny R.

Errors and sensitivity in multielectrode systems for electrical impedance imaging

Proc. of the Mediterranean Conf. on Biom. Eng. Patras 1989,pp.

Rush S., Abildskov J.A. and Mc Fee R.

Resistivity of body tissues at low frequencies.

Circulation Res., 12 1963, pp.40-50

Santosa F. and Vogelius M.

A backprojection algorithm for electrical impedance imaging

University of Maryland Technical note BN-1081 1988, pp.1-33

Schwab H. P.

Alternating current spectroscopy of biological substances

Proc IRE 1959,pp.1851-1855

Schwab H. P.

Analysis of dielectric data: experience gained with biological materials

IEEE Trans. on Electrical Insulation, vol EI-20, 6 1985,pp.913-922

Schwarz G.

A theory of the low frequency dielectric dispersion of coloidal particles in electrolyte solution

J. Phys. Chem. vol 66 1962,pp.2636-2642

Seagar A.D. and Brown B.H.

Limitations in hardware design in impedance imaging.

Clinical Physics and Physiological Measurement, 8, suppl. A 1987,pp.63-70

Seagar A.D., Barber D.C. and Brown B.H.  
Theoretical limits to sensitivity and resolution in impedance imaging.  
Clinical Physics and Physiological Measurement, 8, suppl. A 1987,pp.13-31

Singh B., Smith C.W., Hughes R.  
In vivo dielectric spectrometer  
Med. & Biol. Eng. & Comp., vol 17 1979,pp.45-60

Stoy R.D., Foster K. R., Schwan H. P.  
Dielectric properties of mammalian tissues from 0.1 to 100 MHz: a summary of recent data  
Phys. in Med. & Biol., vol 27, 4 1982,pp.501-513

Trillaud C., Jossinet J.  
Imaging the high frequency reactive component in electrical impedance tomography  
1st. European Conf. on Biomedical Engineering, Niza 1991,pp.40-41

Webster J.G.  
Medical Instrumentation. Application and Design  
Houghton Mifflin Company, Boston 1978.

Webster J.G.  
Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation  
John Wiley & Sons, New York 1987.

Webster J.G.  
Electrical Impedance Tomography  
SOP Publishing, New York 1990.

Wexler A, Fry B. and Neuman M.R.  
Impedance-computed tomography algorithm and system.  
Applied Optics, 24 1985, pp.3985-3992

Wilmshurst T.H.  
Signal recovery from noise in electronic instrumentation  
Adam Hilger Ltd.Bristol 1895,pp.

Woo E.J., Hua P., Webster J.G., Tompkins J., Palls-Areny R.  
Skin impedance measurements using simple and compound electrodes  
Med. & Biol. Eng. & Comp. (accepted) pp.

Yamamoto T. and Yamamoto Y. (a)  
Dielectric constant and resistivity of epidermal stratum corneum  
Medical and biological eng. 1976, pp.494-499

Yamamoto T. and Yamamoto Y. (b)  
Electrical properties of the epidermal stratum corneum  
Medical and biological eng. 1976, pp.151-158

Yamamoto Y., Yamamoto T. and Ozawa T.  
Characteristics of skin admittance for dry electrodes and the measurement of skin  
moisturisation  
Med. and biol. Eng. and comput., 24 1986, pp.71-77

Yorkey T. J.  
Comparing reconstruction methods for electrical impedance tomography  
Tesis Doctoral, University of Wisconsin - Madison, USA 1986

Yorkey T.J. and Webster J.G.  
A comparison of impedance tomographic reconstruction algorithms.  
Clinical Physics and Physiological Measurement, 8, suppl. A 1987, pp.55-62

---

**8.2.- BIBLIOGRAFIA CONSULTADA**

Ackmann J.J., Seitz M.A.

Methods of complex impedance measurements in biologic tissue  
CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering, vol 11, 4, pp.281-331

Barber D. C. y Brown B. H.

Recent developments in applied potential tomography-APT  
Information processing in Medical Imaging S. L. Barcharach Dordrecht, The Netherlands  
1986, pp.106-121

Barber D. C., Brown B. H. y Freeston I. L.

Imaging spatial distributions of resistivity using applied potential tomography  
Electronics Letters, Vol 19, No 22 1983, pp.933-935

Barber D.C., Brown B.H.

Reconstruction of impedance images using filtered back-projection  
Proceedings of a meeting of the CAIT. Coopenhagen 1990, pp.1-8

Bates R.H.T., Mc Kinnon G.C. and Seagar A.D.

A limitation on systems for imaging electrical conductivity distributions.  
IEEE Transactions on biomedical engineering, 27, 7 1980, pp.418-420

Boulay C., Guardo R. and Bertrand M.

Instrumentation for electrical impedance measurements in biological media  
IEEE Eng.in med. and biol.soc. 10th conf. 1988, pp.1300-1301

Breckon W.R. and Pidcock M.K.

Progress in electrical impedance tomography  
Informe intern

Breckon W.R. and Pidcock M.K.

Data errors and reconstruction algorithms in electrical impedance tomography  
Clin.Phys.Physiol.Meas. Vol.9 Suppl.A 1988, pp.105-109

Brown B.H.

Electrical impedance images of the body  
Scientists in Medicine (APSM) Bulletin, 4 1984, pp.10

Conway J.

Electrical impedance tomography for thermal monitoring of hyperthermia treatment: an assesment using in vitro and in

Clinical Physics and Physiological Measurement, 8, suppl. A 1987,pp.141-146

Dines K.A. and Lytle R.J.

Analisis of electrical conductivity imaging.

Geophysics, 46, 7 1981,pp.1025-1036

Eyboglu B.M., Brown B.H., Seagar A.D. and Barber D.C.

Localisation of cardiac related impedance changes in the thorax.

Clinical Physics and Physiological Measurement, 8, suppl. A 1987,pp.167-73

Gabriel C., Bentall R.H. y Grant E.H.

Comparison of the Dielectric Properties of Normal and Wounded Human Skin Material

Bioelectromagnetics, 8 1987,pp.23-27

Geselowitz D.B.

An application of Electrocardiographic Lead Theory to impedance Plethysmography

IEEE trans. on biomedical engineering, vol 18, no 1 1971,pp.38-41

Gisser D.G., Isaacson D. and Newell J.C.

Theory and performance of an adaptive current tomography system

Clin. phys. physiol. meas. Vol.9 suppl.A 1988,pp.35-41

Goble J.C. and Gallagher T.D.

A distributed Architecture for medical instrumentation: an electric current computed tomograph

IEEE Eng. in med. and biol. soc. 10th conf. 1988,pp.285-286

Griffiths H.

The importance of phase measurement in electrical impedance tomography

Phys. in Med. & Biology, vol 32 1987,pp.1435-1444

Griffiths H., Zhang Z.

The significance of dual frequency electrical impedance image  
Proceedings of a meeting of the CAIT 1990,pp.36-42

Grimmes S.

Impedance measurement of individual skin surface electrodes  
Med. Biol. Eng. & Comput., vol 21 1983,pp.750-755

Jossinet J.

Volumic field distribution and 2D measurements in impedance imaging.  
Proc. of the VIth. Int. Conf. on Electrical Bio-impedance (ICEBI)Zadar, Yougoslavia  
1983,pp.73-76

Kim Y. and Webster J.G.

Medical imaging using electrical impedance.  
L.E. Medical applications of microwave imaging.  
IEEE PressNew York 1986,pp.106-107

Kim Y., Tompkins W.J. and Webster J.G.

Electrical impedance imaging of the thorax.  
Journal of Microwave Power, 18, 3 1983,pp.245-257

Lidgey J., Vere-Hunt M., Toumazou C.

Developments in current driver circuitry  
Proceedings of a meeting of the CAITCoopenhagen 1990,pp.183-190

Löfgren B

The electrical impedance of a complex tissue  
Acta Physiologica scandinavica, vol 23, supp. 81 1951,pp.1-50

Murphy D.

Developments of the Electrical Impedance Method With Application to Pletismography and  
Tomography.  
Tesis Doctoral, University of Oxford, United Kingdom. 1987,pp.249

Murphy D. and Rolfe P.

Algorithms for electrode positioning and configuration in impedance imaging  
IEEE 8th ann.conf. Eng.Med.Biol.Soc. 1986,pp.1-2

Schwan H.P.

Electrical properties of body tissues and impedance plethysmography  
Inst. Radio Eng. Proceedings 1954,pp.32-46

Schwan H.P. and Kay C.F.

Specific resistance of body tissues  
Circulation Res. Vol.4 1956,pp.644-670

Yamamoto Y., Yamamoto T., Berg P.A.

Impedance plethysmography in human limbs. Part 1: on electrodes and electrode geometry  
Med. & Biol. Eng. & Comp., 29 1991, pp.419-424



---

## **ANEX - Publicacions pròpies sobre el tema de la tesi**

Riu P, Rosell J, Lozano A & Pallàs-Areny R

"A Broadband system for static imaging in electrical impedance tomography".  
Clinical Physics & Physiological Measurement, 1992 (acceptat).

P. Riu, J. Rosell, F. Silva, R. Pallàs-Areny

"A Real Time Data Acquisition System for Electrical Impedance Tomography"  
Mediterranean Conference on Biomedical Engineering, Patras (Grecia), Setembre 1989

P. Riu, A. Lozano, J. Rosell

"Errors in tomography systems caused by reactive electrode impedance"  
Workshop of the European Concerted Action on Impedance Tomography, Copenhagen,  
15-17 de juny 1990

P. Riu, A. Lozano, R. Pallàs-Areny

"Instrumentation requirements for static imaging in electrical impedance tomography", World  
Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Kyoto (Japó), 7 - 12 juliol 1991

P. Riu, A. Lozano, M. Fernández, R. Pallàs-Areny

"Electrode requirements for electrical impedance tomography", IV International Symposium  
on Biomedical Engineering, Peñíscola, 17 - 20 setembre 1991.

---

J. Rosell, P. Riu

"Common Mode feedback in Electrical Impedance Tomography"  
Clin Phys and Physiol Meas.

J. Rosell, P. Riu, A. Lozano, R. Pallàs

"Errors and sensitivity in multielectrode systems for electrical impedance imaging"  
Mediterranean Conference on Biomedical Engineering, Patras (Grecia), Setembre 1989

J. Rosell, P. Riu, R. Pallàs

"A Parallel Data Acquisition System for Electrical Impedance Imaging"  
IEEE Engineering in Medicine & Biology Society 11th Annual International Conference.  
Seattle, (U.S.A.) 9 al 12 de novembre de 1989.

---

Record PM, Riu PC, Gadd R, Rolfe P

"A proposed format for the interchange of raw data in electrical impedance tomography"  
Workshop of the European Concerted Action on Impedance Tomography, Coopenhagen,  
15 -17 juny 1990.

J. Rosell, R. Pallas-Areny, P. Riu & P. Rolfe

"A data acquisition system for electrical impedance imaging"  
World Conges on Medical Phisics and Biomedical Engineering. San Antonio(U.S.A.), 6-12  
d'agost 1988

J. Rosell, R. Pallas, P. Riu, A. Lozano, J. Colominas

"Tomografia de impedancia electrica: Un nuevo metodo de obtención de imagenes"  
VIII Reunión Anual de la A.E.B. Barcelona 1988

A. Lozano, J. Rosell, P. Riu, R. Pallás

"Estimación de desplazamiento de fluidos mediante tecnicas de impedancia electrica"  
IX Reunión Anual de la A.E.B. - Granada, 1 i 2 de desembre de 1989

P. Record, B. Rigaud, P. Riu, J. Rosell

"Tentative aproach of an European concertation on EIT hardware design"  
IInd. Workshop of the European Concerted Action on Impedance Tomography, York (UK)  
25 - 27 juliol 1991.

A. Lozano, J. Rosell, F. Silva, P. Riu, R. Pallàs-Areny

"Generación de señal para la monitorización de desplazamiento de fluidos biologicos", X  
Reunión Anual de la AEB, Madrid 5 desembre de 1991

J. Rosell, J. Colominas, P. Riu, R. Pallàs-Areny, J.G. Webster

"Skin Impedance from 1 Hz to 1 MHz"  
IEEE Trans. on Biomedical Engineering, august 1988, vol 35, num. 5, pp. 649.

J. Rosell, J. Viscasillas, P. Riu, R. Pallàs, D. Murphy, P. Rolfe.

"Desarrollo de la tomografia de impedancia electrica y sus aplicaciones medicas I". Mundo  
Electronico; juliol 1988.

J. Rosell, J. Viscasillas, P. Riu, R. Pallàs, D. Murphy, P. Rolfe.

"Desarrollo de la tomografia de impedancia electrica y sus aplicaciones medicas II. Mundo  
Electronico; setembre 1988.

---

7 - D'allò que no es pot parlar,  
cal guardar-ne silenci

Ludwig Wittgenstein