



Reconstruction approchée d'images par
tomographie d'impédance électrique

APPROXIMATE RECONSTRUCTION OF IMAGES IN ELECTRICAL
IMPEDANCE TOMOGRAPHY

J. Jossinet, J.Y. Chapelon, M. Schmitt.

Centre d'Etudes et de Technologie Appliquées à la Clinique. 18, av. Doyen Lépine - 69500-BRON (FRANCE)

RESUME

La tomographie par transmission a été utilisée avec différents types de rayons. Les hypothèses impliquées par cette méthode sont propagation linéaire entre les transducteurs, raie infiniment mince, sensibilité uniforme sur la raie. Dans les applications pratiques, ces suppositions ne sont remplies qu'approximativement. Malgré cela, les images obtenues peuvent être exploitées médicalement. Il est proposé d'appliquer la reconstruction tomographique d'images aux mesures d'impédance bioélectrique. Les propriétés du champ électrique aux basses fréquences font que ces hypothèses ne sont théoriquement pas vérifiées. Cependant, dans certaines conditions, l'approximation peut être réduite. En utilisant des corps isolants ou très conducteurs, des images ont été obtenues. Malgré leurs défauts, elles montrent que la méthode tomographique est applicable à l'impédancemétrie bio-électrique. Les images pourraient être améliorées en modifiant les conditions expérimentales et en tenant compte des propriétés du champ dans le calcul. La technique proposée pourrait s'appliquer davantage à des applications comparatives qu'à la caractérisation de tissus.

SUMMARY

Transmissive computerized tomography has been used with rays of different types. The assumptions involved by this method are linear propagation between transducers, ray of projection infinitely thin, uniform sensitivity along a ray. In practical applications these assessments are only approximately fulfilled. In spite of this, the obtained images can be used in clinical applications. It is proposed to apply the tomographic image reconstruction to bio-electrical impedance measurements. Due to the properties of electric field at low frequencies, the above assumptions are theoretically not verified. However, proper practical conditions will reduce the approximation. Images have been obtained with insulating or highly conductive objects. Though they exhibit defaults they show that tomographic method is applicable to bio-electrical impedancemetry. The images could be enhanced by modifying experimental conditions and by accounting for the properties of the field in computation. The proposed technique would rather be applied to comparative methods than to tissue characterization.



I)- INTRODUCTION

Il existe actuellement de nombreuses techniques d'imagerie médicale. Elles diffèrent par le type de rayons ou de champs utilisés et par les méthodes de reconstruction d'images. La tomographie par transmission d'abord développée pour les rayons X a été par la suite largement appliquée aux ultrasons (4) puis à la résonance magnétique nucléaire. Au cours des dernières années, des études ont permis de visualiser la distribution de la conductivité électrique de certaines parties du corps par mesures d'impédance (1), (12). Aux basses fréquences, dans les états dits quasi stationnaires, les effets magnétiques peuvent être ignorés. La répartition du champ électrique est alors régie par les équations de Maxwell simplifiées, dans lesquelles les effets de propagation sont éliminés. Dans ces conditions, il a été envisagé de reconstruire des images tomographiquement ou non, à partir de mesures bioélectriques (2) (9) (10) (11). La reconstruction tomographique implique la notion de raie de projection linéaire et infiniment mince. Dans un milieu hétérogène, la forme des lignes de courant électrique dépend de la distribution de la conductivité. La tomographie d'impédance ne sera donc qu'une méthode approchée, bien que certaines conditions puissent être réunies pour réduire les effets des approximations consenties, ainsi qu'il est pratiqué dans d'autres techniques.

II)- SITUATION DU PROBLEME

A/ Principe de la tomographie par transmission -

Le signal émis par une source traverse entièrement l'objet puis atteint le récepteur. Deux capteurs sont donc nécessaires et doivent être situés de part et d'autre de l'objet. Dans le balayage à faisceaux parallèles, l'objet est observé sous un ensemble de directions couvrant tout le plan. Pour chacune d'entre elles, la source et le récepteur sont déplacés solidairement selon une droite perpendiculaire au segment qui les joint. On obtient ainsi un profil appelé projection dont chaque point, appelé raie, est l'intégrale curviligne du paramètre mesuré le long du trajet du signal entre la source et l'émetteur. Classiquement, ce trajet est assimilé au segment de droite source-récepteur. De plus, on suppose que le signal ne concerne qu'une zone très fine autour de ce segment : une raie de projection est en théorie infiniment mince.

B/ Les approximations pratiques -

Quelle que soit la nature du signal émis, toute variation d'indice du milieu traversé provoque une modification de la propagation. Par exemple, la traversée d'un dioptré séparant des milieux différents provoque en général une réflexion et une réfraction. Par suite le trajet du signal n'est plus linéaire. Dans le cas des rayons X les variations d'indice dans les milieux biologiques sont très faibles et les raies peuvent être considérées comme des droites à une très bonne approximation près. De plus elles peuvent être rendues assez minces par focalisation. Il en résulte une très bonne qualité des images. La tomographie a été appliquée aux ultrasons avec des algorithmes de reconstruction d'images semblables, impliquant les mêmes hypothèses concernant les raies de projection. Les images obtenues soit par mesure de vélocité, soit par mesure d'atténuation (4) (6) sont exploitables médicalement.

Or les variations d'indices rencontrées dans ce type de mesure sont appréciables. Les raies peuvent s'écarter notablement de segments de droites. Des études ont même été développées pour remédier à ce défaut (3). De plus, en dépit de la focalisation,

le faisceau ultrasonore conserve toujours une épaisseur non nulle qui fait que des points non exactement situés sur l'axe des transducteurs peuvent influencer sur la mesure. Malgré ces approximations on considère cependant le plus souvent en tomographie ultrasonore que les raies sont linéaires et infiniment minces. Cette approximation ne nuit pas à l'exploitation des images.

C/ Impédancemétrie -

Si l'on fait circuler un courant électrique dans un milieu homogène illimité, la géométrie des lignes de courant dépend seulement des électrodes. Si le milieu n'est pas homogène, les lignes de courant sont alors déformées. Dans une approche délibérément approximative on peut considérer la différence de potentiel en deux points d'un tube de courant à l'intérieur duquel l'intensité i est constante, comme la somme des différences de potentiel élémentaires provoquées en vertu de la loi d'Ohm par chaque élément du trajet d'impédance d soit

$$V_A - V_B = \int_{AB} i \cdot dz \quad I$$

A partir de cette intégrale curviligne, la méthode tomographique est applicable si l'on peut assimiler le tube de courant considéré à une raie de projection, sachant que des approximations seront inévitables. Tel est le problème à résoudre.

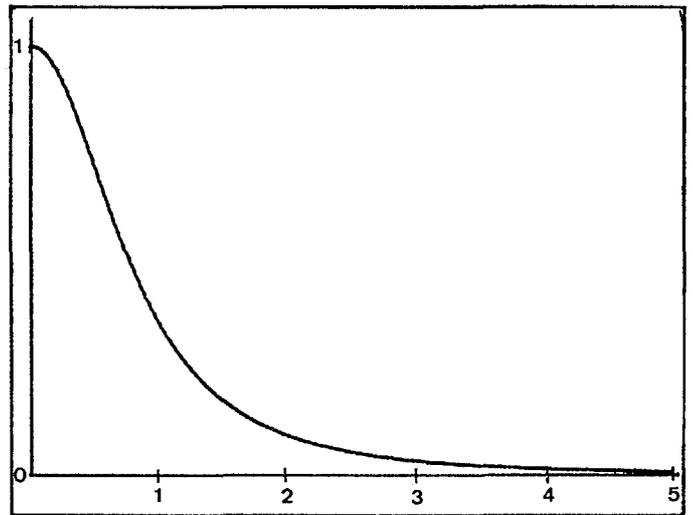


Figure 1 - Densité de courant sur la médiane du segment inter-électrodes. L'unité d'abscisse est la demi longueur de ce segment. Le point à l'origine est pris comme unité d'ordonnée.

III)- TOMOGRAPHIE D'IMPEDANCE

A/ Définition -

Les mesures d'impédance supposent qu'il n'y a pas de phénomènes de propagation, ce qui est vrai dans les états dits quasi stationnaires, c'est-à-dire pour des fréquences ne dépassant pas quelques mégahertz. En pratique, le mouvement mécanique de balayage peut être remplacé par la commutation électronique (5) d'un grand nombre d'électrodes ce qui fait préférer des fréquences peu élevées. Dans un milieu isotrope, la loi d'Ohm s'écrit sous forme vectorielle

$$\vec{I} = \gamma \vec{E} \quad II$$

où \vec{I} est la densité de courant, \vec{E} le champ électrique, γ la conductivité électrique du milieu. Le champ et le courant sont collinéaires. Les lignes de champ électrique et de courant sont confondues. Un tube de courant

APPROXIMATE RECONSTRUCTION OF IMAGES IN ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY

J. Jossinet, J.Y. Chapelon, M. Schmitt,

Centre d'Etudes et de Technologie Appliquées à la Clinique. Directeur D. CATHIGNOL

est un volume cylindrique dont les génératrices sont des lignes de champ s'appuyant sur une courbe fermée donnée.

B/ Distribution du champ électrique -

Le champ électrique dérive du potentiel V. Si de plus le milieu est homogène, la distribution du champ est régie par

$$\begin{aligned} \vec{E} &= - \text{grad } V & \text{III} \\ \text{Div } \vec{E} &= 0 & \text{IV} \end{aligned}$$

Ces équations permettent de calculer la géométrie du champ à partir de celle des électrodes, au moins dans les cas simples. La connaissance du champ dans un milieu homogène montre l'écart à l'hypothèse tomographique induit par le principe même de la mesure d'impédance. Cela concerne aussi bien la forme de la raie que son épaisseur. Le passage du courant n'est pas limité à la ligne inter-électrodes. Le tube de courant central est de symétrie circulaire autour du segment joignant les électrodes. La densité de courant décroît à partir de cet axe (figure 1) mais n'est nulle qu'à l'infini. Si le tube de courant central est pris comme raie de projection, il en résulte une perte de résolution latérale. Cet effet pourrait être réduit par l'utilisation d'électrodes de garde. Cependant, elles ne sont efficaces que si leurs dimensions sont grandes par rapport à celles de l'électrode gardée, ce qui présente des inconvénients pratiques. La limite de cette méthode est l'utilisation d'électrodes infinies produisant un champ uniforme. Dans ce cas, la distribution d'un champ constant dans tout l'espace introduit d'autres effets perturbateurs (8) liés à l'action du champ sur la matière située hors de la zone de mesures. Ces effets qui ne se manifestent que dans le cas d'un champ uniforme, se trouvent atténués lors de l'utilisation d'électrodes de dimensions réduites.

C/ Milieus réels -

Le calcul de la géométrie du champ dans un milieu homogène ne se justifie que si les milieux réels rencontrés ne sont pas trop hétérogènes. Pour le sein, qui semble bien se prêter à des mesures bioélectriques (5), tant en raison de son anatomie que de la nature des tissus rencontrés, la résistivité des tissus y a été mesurée sur pièces opératoires (7). Les différents tissus mammaires sains et pathologiques peuvent être regroupés en grandes classes. Le tableau (1) résume l'ordre de grandeur de la résistivité mesurée à 1 KHz dans ces différents tissus.

Glande mammaire	420 Ohm.cm
Fibroadénome	280 Ohm.cm
Carcinome	360 Ohm.cm

Les variations de résistivité étant peu importantes, la géométrie des lignes de champ doit rester assez régulière.

D/ Application pratique in vitro -

Les essais pratiques ont été faits à l'aide d'un tomographe ultrasonore réalisé pour la tomographie (6). Le déplacement est réalisé mécaniquement selon 100 projections de 128 points. Chaque électrode est un disque d'acier inoxydable de 28 mm de diamètre présentant une surface suffisante pour réduire l'impédance de polarisation. La distance entre les électrodes est 140 millimètres. Les mesures sont faites dans l'eau du réseau qui est conductrice. Les images sont reconstituées selon l'algorithme utilisé pour la vélocimétrie ultrasonore. Les images sont visualisées selon une échelle de 32 couleurs. Les modèles utilisés sont des barres isolantes (plexiglass) ou très conductrices (laiton) de différents diamètres.

RESULTATS -

Les objets utilisés étaient une barre de laiton de 10 mm de diamètre et une barre de plexiglass de 18 mm de diamètre. Les images obtenues dans ces conditions sont montrées sur la figure 2. La disposition des objets est indiquée en 2A. L'image du barreau de laiton seul est montrée en 2B. L'image du barreau de plexiglass seul est en 2C. En plaçant les deux barreaux simultanément dans la cuve on obtient l'image de la figure 2D. Ces images sont très grossières, mais restituent la disposition des objets à visualiser.

INTERPRETATION -

Les images obtenues permettent de visualiser des zones de conductivité différentes de celles du milieu. Elles sont affectées de plusieurs défauts. Dans les essais sur modèles, l'utilisation de corps isolants ou très conducteurs provoque une grande déformation des lignes champ, même à distance. Ce effet peut être illustré par l'exemple de la figure 3 concernant un corps sphérique placé dans un champ uniforme. On observe que pour un corps isolant (3A) les lignes de champ de résistivité peu différente de celle du milieu, la géométrie est nettement plus régulière (3B)(3C).

D'autre part, l'hypothèse tomographique implique en plus des conditions géométriques que la contribution d'un point ne dépend pas de sa position sur la raie. Cette hypothèse ne s'applique théoriquement pas aux mesures d'impédance. En effet, dans le cas d'électrodes supposées ponctuelles, la sensibilité est fonction décroissante de la distance aux électrodes. Cela s'applique aussi bien aux points situés hors de la raie comme exposé ci-dessus, qu'aux points de la raie elle-même. En considérant dans un milieu homogène une hétérogénéité de dimensions infiniment petites située sur l'axe de deux électrodes supposées ponctuelles, on peut tracer la courbe de sensibilité de la figure 4 valable seulement pour les distances aux électrodes non infiniment petites. Il y a évidemment une symétrie par rapport au milieu du segment inter-électrodes. Par homogénéité avec la courbe de la figure 1, on prend comme unité le point médian. La rétroprojection d'une raie comportant un seul point situé près des électrodes sera plus intense que celle d'une raie comportant un point unique et de même intensité que le précédent, mais situé plus loin des électrodes. Sur l'image finale, il en résulte une traînée du point dans la direction de projection d'autant plus intense que pour la direction considérée le point est proche d'une électrode. Cela introduit donc un flou anisotrope faisant apparaître un objet accompagné d'une enveloppe allongée. Cet effet est observé sur les images de la figure 2.

CONCLUSION - PERSPECTIVES

La tomographie appliquée aux mesures d'impédance ne peut être qu'une méthode approchée. Cependant, dans d'autres domaines une certaine marge d'approximation n'empêche pas la production d'images ni leur exploitation médicale. Il pourrait en être de même pour la tomographie d'impédance si l'écart par rapport au modèle théorique reste suffisamment réduit. Les images obtenues in vitro sont encourageantes bien que ne réunissant pas toutes les conditions réduisant les défauts. Certaines dispositions pratiques permettraient facilement d'améliorer les résultats. De plus les défauts d'origine théoriques étant connus, il pourrait en être tenu compte dans le calcul. En pratique, si l'on ne vise pas une caractérisation fine des tissus, les images même non corrigées pourraient être utilisées pour un diagnostic en tout ou rien, principalement dans les cas où une comparaison est possible (sein, membres).



APPROXIMATE RECONSTRUCTION OF IMAGES IN ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY
 J. Jossinet, J.Y. Chapelon, M. Schmitt,¹
 RECONSTRUCTION APPROCHEE D'IMAGES EN TOMOGRAPHIE D'IMPEDANCE ELECTRIQUE

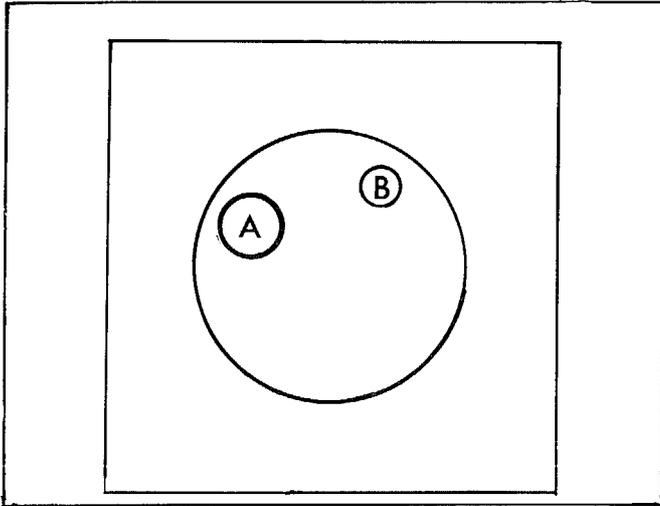


Figure 2A - Disposition des modèles dans la cuve : barreau de plexiglass (A) et barreau de laiton (B).

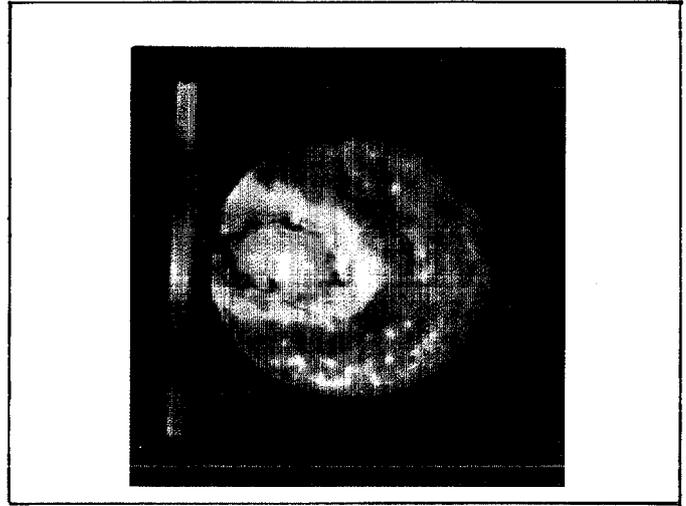


Figure 2B - Image du barreau de plexiglass seul.

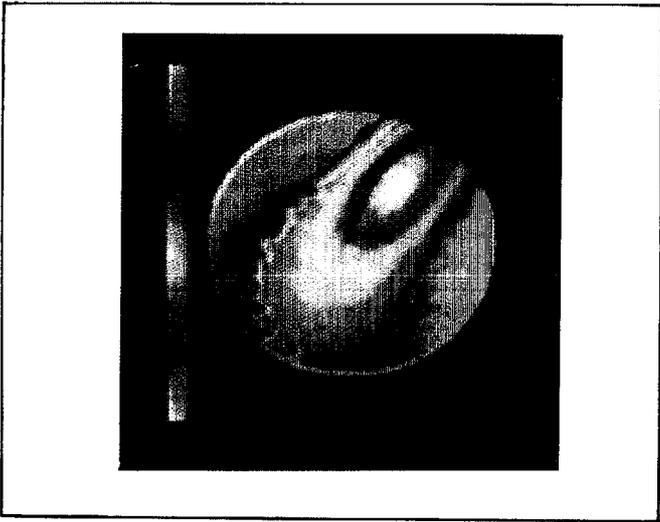


Figure 2C - Image du barreau de laiton seul.

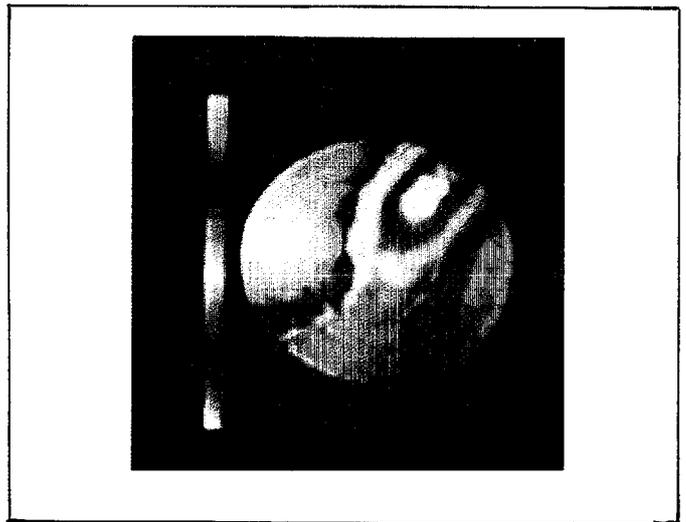


Figure 2D - Image des deux objets ensemble.

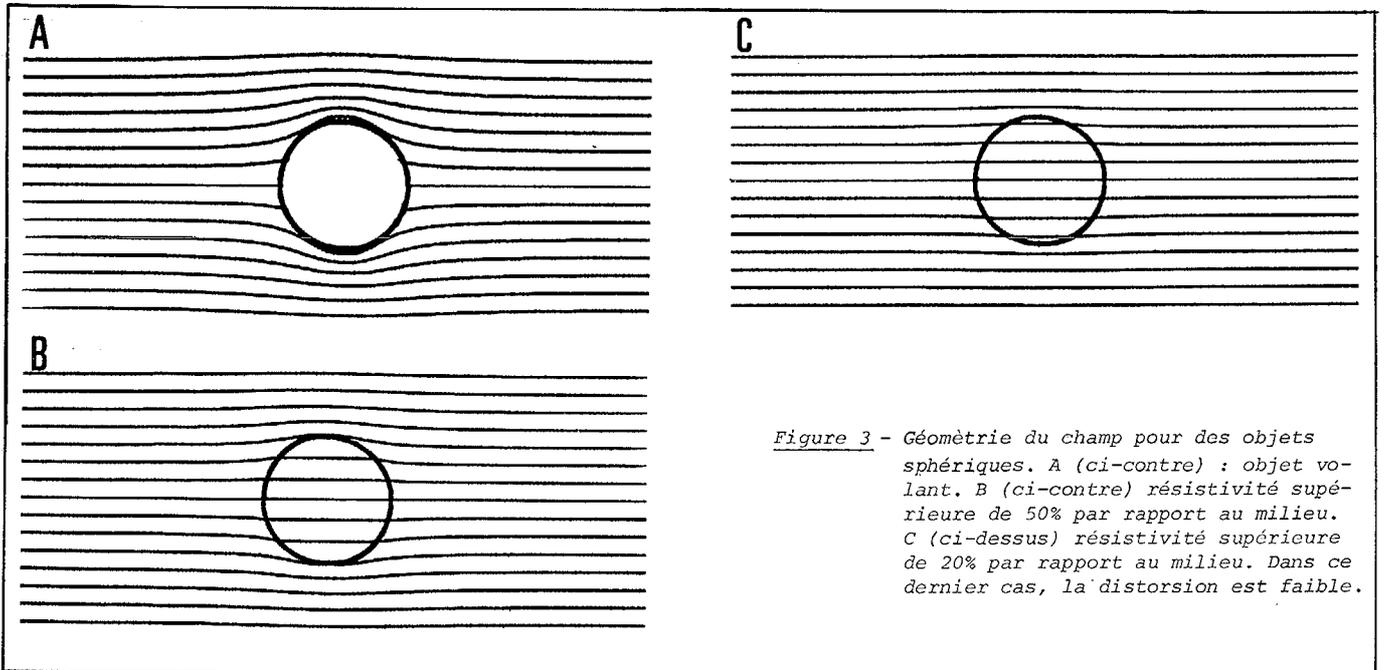


Figure 3 - Géométrie du champ pour des objets sphériques. A (ci-contre) : objet volant. B (ci-contre) résistivité supérieure de 50% par rapport au milieu. C (ci-dessus) résistivité supérieure de 20% par rapport au milieu. Dans ce dernier cas, la distorsion est faible.



APPROXIMATE RECONSTRUCTION OF IMAGES IN ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY

J. Jossinet, J.Y. Chapelon, M. Schmitt

RECONSTRUCTION APPROCHÉE D'IMAGES EN TOMOGRAPHIE D'IMPEDANCE ELECTRIQUE

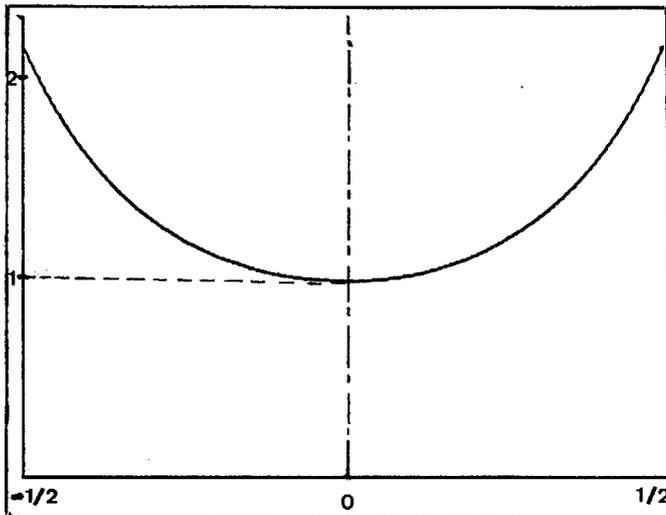


Figure 4 - Sensibilité sur la partie centrale du segment inter-électrodes. L'unité d'abscisse est la demi longueur de ce segment. La valeur du point central est prise comme unité d'ordonnée.

REFERENCES

- 1 - BALME L., RAKOTONANAHARY : Applications of the spectral bio-impedometry to the reconstruction of biological images. 7th Congresso Brasileiro de Engenharia Biomedica, Rio de Janeiro, 1981.
- 2 - BARBER D.C., BROWN B.M., FREESTON I.L. : Experimental results of electrical impedance imaging. 6th Int. Conf. on Electrical Bio-Impedance, Zadar, 1983.
- 3 - CROWTHER R.A. and KAK A.C. : Multipath artifact correction in ultrasonic transmissive tomography. Ultrasonic Imaging, vol. 4, 234-266, 1982.
- 4 - GREENLEAF J.F., BAHN R.C. : Clinical imaging with transmissive ultrasonic computerized tomography. IEEE Trans. on Biomed. Eng., BME-28, 2, 1981.
- 5 - JOSSINET J., FOURCADE C., SCHMITT M. : A study for breast imaging with a circular array of impedance electrodes. 5th Int. Conf. on Electrical Bio-Impedance, Tokyo, 1981.
- 6 - JOSSINET J., CHAPELON J.Y., SCHMITT M., FOURCADE C. : Tomographie mammaire par mesure du temps de vol des ultrasons. Innov. Tech. Biol. Med., 2, 2, 220-231, 1981.
- 7 - JOSSINET J., LOBEL A., FRAPPARD M., SCHMITT M. : Caractérisation bio-électrique des tissus mammaires fraîchement excisés. 6èmes Journées de la Soc. Franç. de Sénologie et Pathologie mammaire, Toulouse, 1982.
- 8 - JOSSINET J. : Volumic field distribution and 2-D measurements in impedance imaging. 6th Int. Conf. on Electrical Bio-Impedance, Zadar, 1983.
- 9 - NAKYAMA K., YAGI W. and YAGI S. : Fundamental study on electrical impedance CT algorithm utilizing sensitivity theorem on impedance plethysmography. 5th Int. Conf. on Electrical Bio-Impedance, Tokyo, 1981.
- 10 - PRICE L.R. : Electrical impedance computed tomography : a new imaging technique. IEEE Trans. on Nuclear Sciences, NS-26, 2, 2736-2739, 1979.
- 11 - SAKAMOTO K. and KANAI H. : A fundamental study of an impedance CT algorithm. 6th Int. Conf. on Electrical Bio-Impedance, Zadar, 1983.
- 12 - TACHIBANA S., AGUILAR J.A. and BIRZIS L. : Scanning the interior of living brain by impedography. J. of Applied Physiology, 28, 4, 1970.