

THÈSE

présentée à

L'UNIVERSITÉ DES SCIENCES ET TECHNIQUES DE LILLE

pour l'obtention du titre de

DOCTEUR-INGÉNIEUR

MENTION AUTOMATIQUE

par

Jean-Paul BOURRIERES

Ingénieur E.S.I.E.E

**"ANALYSE ET MODÉLISATION DE LA RÉPONSE
CÉPHALIQUE D'UN OPÉRATEUR HUMAIN SOUMIS
À UNE STIMULATION BINAURICULAIRE
DANS UNE TACHE DE LOCALISATION D'UN SON"**



Soutenue le 11 décembre 1979 devant la Commission d'Examen

Membres du Jury

MM. P. VIDAL

L. POVY

J. VANLERENBERGHE

G. MILBLED

J.C. ROUHET

Président et Rapporteur

Examinateur

Examinateur

Examinateur

Examinateur

AVANT - PROPOS

Le travail présenté dans ce mémoire a été effectué au Laboratoire d'Automatique du Professeur VIDAL à l'Université de LILLE I en liaison avec le Laboratoire d'Automatique Physiologique du Professeur MILBLED à l'Université de LILLE II, dans le cadre d'un contrat soutenu par la D.R.E.T., et appartient au domaine très général de l'étude de la perception et du contrôle par l'Homme de son environnement.

La recherche s'est portée plus particulièrement sur l'étude du caractère spatial de l'audition chez l'Homme dans une tâche de localisation de sources sonores sans information visuelle. L'analyse des réponses à la stimulation binauriculaire effective en présence de sons diversifiés spatialement et énergétiquement a conduit à la proposition d'un modèle comportemental.

L'analyse des travaux antérieurs, compte tenu des données physiologiques limitées sur le mécanisme de fusion des informations véhiculées par les voies auditives, a orienté la recherche vers une étude plus globale du comportement d'un opérateur humain dans une tâche de localisation de sons et a dégagé les objectifs des travaux.

Le chapitre suivant propose quelques remarques sur les paramètres objectifs de l'audition binaurale et en particulier sur les caractéristiques physiques de la stimulation binauriculaire.

La méthode d'analyse utilisée qui s'apparente à un "tracking" auditif ainsi que le protocole et le dispositif expérimental développés pour son application font l'objet des chapitres suivants.

Après avoir décrit le traitement informatique effectué sur les enregistrements binauriculaires correspondants à 130 réponses obtenues sur 10 sujets, le mémoire présente les résultats statistiques concernant la faculté des sujets de localiser les sons.

La modélisation de la réponse moyenne à une stimulation type permet d'effectuer la synthèse des résultats et des observations établis tout au long de ce travail.

PLAN DU MEMOIRE

PAGE

1	I - ANALYSE DES TRAVAUX ANTERIEURS - OBJECTIFS DE L'ETUDE
29	II - PARAMETRES PHYSIQUES DE L'AUDITION BINAURALE
58	III - OPERATEUR HUMAIN DANS UNE TACHE DE LOCALISATION D'UN STIMULUS SONORE : METHODE D'ANALYSE
86	IV - TRAITEMENT INFORMATIQUE DES SIGNAUX BINAURICULAIRES
118	V - RESULTATS STATISTIQUES SUR LA LOCALISATION SONORE
140	VI - PROPOSITION D'UN MODELE COMPORTEMENTAL MOYEN D'UN OPERATEUR HUMAIN DANS UNE TACHE DE LOCALISATION D'UN SON

CONCLUSION

CHAPITRE I

ANALYSE DES TRAVAUX ANTERIEURS

ET

OBJECTIFS DE L'ETUDE

I 1 - ANALYSE DES TRAVAUX ANTERIEURS

1.1 AUDITION BINAURALE

1.2 OPERATEUR HUMAIN DANS UNE TACHE DE LOCALISATION D'UN
STIMULUS SONORE

1.3 MODELES RELATIFS A L'AUDITION BINAURALE

I 2 - OBJECTIFS DE L'ETUDE

I 1 - ANALYSE DES TRAVAUX ANTERIEURS

Les publications ayant trait à l'audition binaurale non pathologique relèvent de la physiologie, de la psychoacoustique ou encore de la cybernétique.

La diversité de ces approches témoigne de l'étendue d'un sujet qui n'est pourtant qu'une composante de la fonction auditive mais qui présente des caractéristiques de nature différente, depuis les stimulus acoustiques des tympans jusqu'à la fusion au niveau des centres nerveux supérieurs des informations véhiculées par les voies auditives, les divers phénomènes entrant en jeu étant d'ordinaire regroupés sous le nom d'audition binaurale objective et d'audition binaurale subjective.

Les connaissances concernant l'audition binaurale restent limitées relativement à ce qui est su de l'audition monaurale, la difficulté de l'exploration fonctionnelle résidant dans la complexité de la fonction binaurale dont DECROIX (11) dit qu'elle dépasse largement la simple addition des fonctions monaurales, faisant intervenir des interactions à divers niveaux entre les voies auditives mais aussi des phénomènes de psychoacoustique, le rôle de l'expérience, de la mémoire.

Les recherches bibliographiques informatiques effectuées au CNRS, à l'INSERM et au CEDOCAR ont permis de regrouper les sujets traités par les différents auteurs comme suit :

AUDITION BINAURALE

Caractéristiques fonctionnelles de l'audition binaurale :

- accroissement de la sonie
- réduction du seuil différentiel
- discrimination d'un message en présence de bruit
- précision meilleure dans la localisation spatiale.

Mécanismes de la localisation d'une source sonore placée dans le plan médian vertical de la tête.

Mécanismes de la reconnaissance de la distance d'une source sonore.

Mécanismes de la localisation sonore dans le plan horizontal

- différence interauriculaire de temps (D.I.T.)
- différence interauriculaire d'intensité (D.I.I.)

L'OPERATEUR HUMAIN DANS UNE TACHE DE LOCALISATION SONORE

Caractéristiques de la source employée

Posture du sujet.

MODELES RELATIFS A L'AUDITION BINAURALE

1.1 AUDITION BINAURALE

Caractéristiques fonctionnelles de l'audition binaurale

Les avantages de l'écoute binauriculaire par rapport à l'écoute monaurale sont rappelés par MENZIO (31), DECROIX (11), HENNEBERT (19).

- accroissement de la sonie, c'est-à-dire de l'évaluation subjective du niveau sonore, tant au niveau du seuil qu'aux niveaux supraliminaires. L'abaissement moyen du seuil constaté par MENZIO chez différents auteurs est de 2 à 3 dB par rapport au seuil monaural, pour les sons purs comme le bruit blanc.

En ce qui concerne le gain binaural, DECROIX cite plusieurs auteurs pour qui la valeur varie de 1 à 6 dB, les discordances dans les résultats étant selon lui les conséquences des différentes méthodes d'examen utilisées. Il ressort quoiqu'il en soit qu'il existe bien une sommation binaurale augmentant la sensibilité par rapport à l'écoute monaurale.

- réduction du seuil différentiel pour les variations d'intensité et de fréquence. Ces seuils qui expriment le pouvoir discriminatif de perception de variations d'intensité ($\frac{\Delta I}{I}$) et de fréquence ($\frac{\Delta f}{f}$) sont améliorés en écoute binaurale (MENZIO) sans chiffrage précis de la part des auteurs.

- meilleure discrimination d'un message en présence de bruit.
Pour LEMAN (26) la discrimination dépend des 3 facteurs : influence de phase, effet de masque du bruit (inhibition interauriculaire) et localisation des deux sources sonores.

- plus grande précision dans le processus de la localisation des sons, faculté que les auteurs s'accordent à reconnaître comme étant la caractéristique dominante de l'audition binaurale. Le sujet est traité dans sa totalité chez (4), (11), (19), (31).

MENZIO (31) rappelle que la localisation est un "phénomène extrêmement important pour la fonction auditive, pour les relations entre les sujets et le monde extérieur".

La plupart des recherches sur le caractère spatial de l'audition ont été faites dans un plan horizontal (évaluation de l'angle d'azimuth d'une source sonore). D'autres auteurs ont étudié la localisation dans le plan vertical (HEBRANK, WRIGHT (18)), d'autres encore ont effectué des recherches sur l'évaluation de la part du sujet de la distance de la source sonore, son azimuth étant supposé connu de lui (MOLINO (28)) ou inconnu (LAMBERT (25)).

Mécanisme de la localisation d'une source sonore placée dans le plan sagittal de la tête

HEBRANK-WRIGHT (18) rapportent une expérimentation dans laquelle un bruit blanc est utilisé dans le but d'étudier surtout l'

influence du niveau sonore sur la localisation. Pour des intensités inférieures à 40 dB_A , les erreurs de localisation augmenteraient quand l'intensité du stimulus baisse, tandis qu'elles se maintiendraient à une valeur constante pour des stimulus d'intensité supérieures à 40 dB_A , jusqu'à 80 dB_A . Les auteurs concluent que la précision de la localisation est pratiquement indépendante de l'intensité du stimulus pour l'angle d'exploration de 240° utilisé. Ils confirment d'autre part le processus de reconnaissance des spectres sonores spécifiques de l'angle dans le plan vertical de la source mentionné chez MENZIO (31). Le spectre initial de la source sonore serait modifié de façon différente selon sa hauteur (en particulier dans les hautes fréquences), le pavillon des oreilles jouant dans ce cas un rôle important. Cette hypothèse suppose la connaissance au préalable par le sujet des caractéristiques spectrales de la source et s'applique donc à la localisation de bruits familiers ou de bruits quelconques après apprentissage.

Mécanisme de la reconnaissance de la distance d'une source sonore

MOLINO (28) montre par un raisonnement géométrique, où la tête est représentée par une sphère de 17 cm de diamètre, que la direction de la source sonore étant connue, sa distance s'exprime dans le calcul de la différence de marche de l'onde sonore vers les deux oreilles. Il fait remarquer que pour des distances supérieures au mètre, l'expression de la différence de marche devient très peu sensible à la distance. L'expérimentation qu'il rapporte confirme ces résultats théoriques.

LAMBERT (25) décrit la possibilité théorique d'évaluer simultanément l'angle d'azimut dans un plan horizontal et la distance d'une source sonore lorsque le sujet effectue des mouvements céphaliques lors de l'écoute. Il propose un modèle dynamique d'audition binaurale que nous rapportons plus loin ; l'auteur s'accorde avec MOLINO pour ne reconnaître à l'opérateur humain qu'une faculté très limitée d'évaluer la distance d'une source sonore et s'appuyant surtout sur l'apprentissage par mémorisation des caractéristiques spectrales des bruits familiers.

Mécanismes de la localisation sonore dans le plan horizontal

Les phénomènes acoustiques entrant en jeu sont connus depuis longtemps et font l'accord des auteurs.

Deux phénomènes sont à considérer pour l'écoute en champ libre ou en salle anéchoïque.

- la différence de marche de l'onde sonore entre les trajets source/oreille droite et source/oreille gauche, qui se manifeste, compte tenu de la vitesse de propagation du son, par une différence interauriculaire de temps (D.I.I.)

- l'effet d'ombre de la tête qui perturbe la propagation de l'onde sonore, créant ainsi une différence interauriculaire d'intensité (D.I.I.)

La différence interauriculaire de temps (D.I.T.)

Les résultats rapportés par les différents auteurs quant à la mesure de la D.I.T. sont homogènes (**4**), (**12**), (**13**) et correspondent à la formule obtenue en assimilant la tête à une sphère (PIAGET (**35**)).

Les valeurs de la D.I.T. vont de 0 à 600 μ s environ pour des valeurs de l'angle θ allant de 0 à 90° (MOLINO (**27**)).

Les auteurs utilisant des sons purs (sinusoïdaux) mesurent le déphasage de l'onde sonore reçue à une oreille par rapport à celle reçue à l'autre oreille, déphasage créé par la différence de marche et donc lié à la D.I.T. Le déphasage interauriculaire, fonction linéaire de la fréquence du son pur pour une D.I.T. donnée, serait directement perceptible pour certains auteurs (**26**), (**11**).

La différence interauriculaire d'intensité (D.I.I.)

Les résultats expérimentaux de la mesure de la D.I.I. en fonction de l'angle θ sont extrêmement dispersés (**1** , **4** , **12** , **27**).

DECROIX (**11**) fait remarquer que, outre le "problème de la mesure en acoustique" dont parle BARON (**2**), on se trouve dans les expérimentations souvent fort loin des conditions de propagation en champ libre, les mesures les moins fiables étant celles concernant les sons purs en raison de l'apparition d'ondes stationnaires dans la

cabine expérimentale. A ce sujet DIRKS et MONFUR (12) discutent l'influence de l'environnement expérimental, conditionné par le coefficient de réverbération de la cabine, sur le résultat des mesures acoustiques. En cabine anechoïque, les auteurs concluent que l'intensité sonore reçue à l'oreille directement exposée au stimulus (oreille droite dans le cas d'une source située dans le demi-plan droit) reste pratiquement constante pour une rotation dans le demi-plan de 0 à 90° de la source sonore. La D.I.I. mesurée par eux en utilisant des sons purs vaut 7 dB pour $\theta = 45^\circ$ pour une fréquence de 500 à 2000 Hz et atteignait 9.2 dB pour des fréquences supérieures. Pour $\theta = 90^\circ$, ces valeurs sont respectivement de 4 dB et 8 dB. Le niveau de la source sonore n'est pas précisé.

Dans le cas de la cabine réverbérante, les auteurs notent une variation du niveau sonore à l'oreille directement exposée pour une rotation de la source sonore, mais ne rapportent pas la mesure de la D.I.I. dans ce cas.

Quelques auteurs (4), (27), (31) proposent une formulation mathématique empirique de la D.I.I. sur la base des résultats d'autres publications.

Ainsi HOLINO (27) propose :

$$(D.I.I.)d_B = (k/\lambda) (\sin \theta)^{\frac{1}{2}} \text{ pour } f \leq 2000 \text{ Hz}$$

$$(D.I.I.)d_B = 13.3 \log (k/\lambda) \sin \theta \text{ pour } f > 2000 \text{ Hz}$$

où k vaut 275 dB.cm, λ est la longueur d'onde en cm du son pur,
 θ l'angle de latéralité.

L'approximation de BERNFELD (4) se traduit par un rapport (m) d'intensité interauriculaire :

$$m = 0.6 (1.10^{-5} + 1) \sin \theta + 1$$

Quoique différentes, ces formulations expriment les caractéristiques générales suivantes, admises par la majorité des auteurs, de la D.I.I. :

- à fréquence donnée, elle augmente avec l'angle de latéralité
- à angle de latéralité donné, elle augmente avec la fréquence.

En conclusion, les mécanismes de la localisation sonore dans le plan horizontal sont qualitativement connus depuis longtemps.

Toutefois, si les paramètres D.I.I. (différence interauriculaire de temps) et la D.I.I. (différence interauriculaire d'intensité) ont une signification directe dans le cas des sons purs, il faut remarquer que dans le cas d'un son complexe dont on n'a pas perçu l'apparition (qui donnerait directement la valeur du retard de propagation), l'expression de la D.I.I. et de la D.I.I. ne peuvent se faire qu'à l'aide des opérateurs mathématiques plus sophistiqués que sont la fonction

d'intercorrélation ou l'analyse spectrale. BARON (2), SAYERS-CHERRY (37) constatant le caractère aléatoire des signaux acoustiques réels préconisent les méthodes statistiques pour le traitement de l'information acoustique spatiale.

1.2 L'OPERATEUR HUMAIN DANS UNE TACHE DE LOCALISATION SONORE

Dans tous les travaux qui nous sont connus, la source sonore est fixe dans l'espace.

La majorité des études porte sur la perception de l'angle de latéralité (azimuth) d'une source sonore dans un plan horizontal.

Les protocoles expérimentaux sont très divers, mais on peut les classer en distinguant :

- les caractéristiques de la source sonore employée
- la posture du sujet soumis aux tests.

Caractéristiques de la source sonore

Certains auteurs (13), (27), (35), (37), (43) émettent les stimulus auditifs par l'intermédiaire d'écouteurs placés sur les oreilles du sujet, soit pour pouvoir agir séparément sur les paramètres de l'écoute binaurale D.I.I. et D.I.T., soit pour se dégager des perturbations inévitables dues à l'environnement par l'emploi d'un haut parleur.

MOLINO (27) et CHERRY (8) étudient ainsi les relations entre les réponses du sujet et les paramètres d'écoute, pour établir la fonction psychométrique représentative de l'évaluation subjective de l'azimuth de la source.

WRIGHT (42) utilise les écouteurs pour restituer à chaque oreille l'enregistrement effectué sur tête artificielle par un microphone placé dans l'oreille correspondante, le bruit enregistré étant un bruit réel (bruit de trafic). Les enregistrements sont effectués pour diverses positions de la tête artificielle et le traitement des signaux avant leur restitution (introduction d'un retard, balance et filtrage sur une voie) permet d'étudier le rôle des paramètres d'écoute sur l'évaluation de la latéralité.

Quelle que soit l'utilisation des écouteurs, il faut remarquer que dans ce cas, les caractéristiques sonores du stimulus auditif restent totalement indépendantes du comportement postural du sujet.

L'utilisation de hauts-parleurs (4) (11) (28) (37) (40), bien qu'expérimentalement plus complexe puisque faisant intervenir l'environnement, présente l'avantage de se rapprocher des conditions naturelles d'écoute : source réelle, donc rapports non arbitraires du couple D.I.I./D.I.I., et surtout dépendance des caractéristiques du stimulus sonore reçu aux oreilles envers le comportement postural du sujet.

Les sons utilisés sont purs (26) (28) (27) chez les

auteurs s'attachant à la mesure des D.I.T. et D.I.I., ils sont complexes, en général des bruits blancs, chez les auteurs (4) (11) (37) (33) (7) (18) (40) étudiant la dépendance de la précision de l'évaluation du sujet vis-à-vis de la bande passante de la source sonore.

La majorité des auteurs utilise des sons continus (plusieurs secondes), en modulant pour certains le début du signal sonore en amplitude par une fonction rampe (établissement du régime permanent du signal en 100 ms chez THURLOW - HANGELS - RUNGE) (40) afin d'éliminer l'information spatiale que constitue l'apparition du signal.

THURLOW - HERGENER (41) étudient l'effet de la durée du stimulus sur la localisation. L'expérimentation est effectuée avec des bruits blancs passe-haut ou passe-bas de durée 0.3, 1.2, et 5 s ; les sujets étant libres d'effectuer des mouvements céphaliques. Les auteurs constatent une nette amélioration de la localisation lorsque la durée du stimulus augmente et en attribuant l'effet aux mouvements céphaliques. La performance de localisation serait optimale pour une durée de 2 s. , et serait supérieure pour un bruit blanc passe-haut que pour un bruit blanc passe-bas.

D'autres auteurs (26) (35) emploient des bruits transitoires qui permettent une mesure aisée de la D.I.I. et dont la caractéristique est d'avoir un spectre très étendu. LEMAN (26) dans son analyse des latences des potentiels cochléaires en écoute binaurale, utilise des "clics" sonores décelables sur électrocochléogramme.

Posture du sujet (écoute par haut-parleur)

La variation de l'angle d'azimuth de la source sonore par rapport au sujet s'obtient soit en fixant la source et en orientant le sujet par rapport à celle-ci (26), soit en rendant la source sonore orientable, le corps du sujet étant fixe comme c'est le cas dans la plupart des publications, soit encore en rendant les deux orientables (11).

Le comportement postural est plus particulièrement conditionné par les mouvements céphaliques éventuels (24, 40).

BERNFELD (4) insiste tout particulièrement comme THURLOW - MERGENER (40) sur l'amélioration de la localisation lorsque le sujet est libre de ses mouvements céphaliques.

Avec eux, THURLOW - MANGELS - RUNGE (41) et LAMBERT (25) soulignent l'intérêt de prendre ces mouvements en considération puisque leur effet est de modifier les caractéristiques sonores des stimulus reçus aux oreilles. Loin de constituer une perturbation, ces mouvements céphaliques apporteraient un surplus d'information spatiale par "feed-back". Pour BERNFELD, tout dispositif de fixation de la tête permet encore des mouvements céphaliques, si faibles soient-ils, susceptibles de créer le retour d'information.

De la communication de THURLOW - MANGELS - RUNGE (41) il ressort une prédominance de la composante rotation des mouvements céphaliques, ce qui donne un appui expérimental au modèle de LAMBERT rapporté plus loin.

En conclusion, les protocoles expérimentaux utilisant des sons purs par haut-parleur ou écouteurs visent généralement à établir des relations entre les paramètres D.L.I. et D.I.I. de l'écoute binaurale et l'évaluation du sujet de la latéralité de la source sonore. L'utilisation des sons complexes, un haut-parleur, un sujet libre de ses mouvements céphaliques permet d'approcher les conditions réelles de l'écoute binaurale.

On peut noter qu'un point délicat des protocoles expérimentaux, qu'est l'extériorisation de la part du sujet de sa perception de la localisation, n'est pas toujours rapporté. Dans les communications qui nous sont connues elle s'effectue généralement par réponse orale du sujet qui choisit, parmi quelques positions pré-déterminées des haut-parleurs, celle qui correspond au mieux à son évaluation. (WRIGHT -42) THURLOW et MERGENFER (41) proposent un pointage du sujet à l'aide d'un bâton vers l'endroit évalué de la source.

Parmi les conclusions très diverses, parfois contradictoires de ces expérimentations, on peut relever chez les auteurs les avis majoritaires suivants :

- l'évaluation subjective de la direction d'une source dans le plan horizontal est plus sûre pour un bruit complexe que pour un son pur.

- le pouvoir discriminatif de cette évaluation est maximum pour un angle d'azimut nul (source en face).

- pour les auteurs (4) (26) (40) et (31) elle est de plus très supérieure avec des mouvements céphaliques, en particulier dans la discrimination demi-plan avant demi-plan arrière de la tête.

1.3 MODELES RELATIFS A L'AUDITION BINAURALE

Les hypothèses et les expérimentations rapportées dans les publications sur l'audition binaurale sont rarement synthétisées par un modèle. Les chercheurs du corps médical s'attachent plutôt à la description des caractères objectifs de l'audition binaurale par un modèle physiologique, tandis que les recherches des "psychoacousticiens" débouchent en général sur un modèle mathématique s'appuyant sur le traitement de l'information spatiale du signal acoustique dans une approche plus globale des phénomènes de l'audition binaurale.

Modèle physiologique de MATZKER (30)

MATZKER propose une explication de la localisation sonore par laquelle la D.I.T. serait perçue au niveau des cortex cérébraux auditifs sous forme de différence d'intensité, c'est-à-dire par un nombre différent de neurones en activité vers le cortex gauche (influx nerveux provenant de l'oreille droite) et vers le cortex droit (influx nerveux provenant de l'oreille gauche).

L'explication s'appuie sur le schéma physiologique des voies auditives (figure I.1) où seules sont représentées les voies associatives à l'exclusion des voies directes.

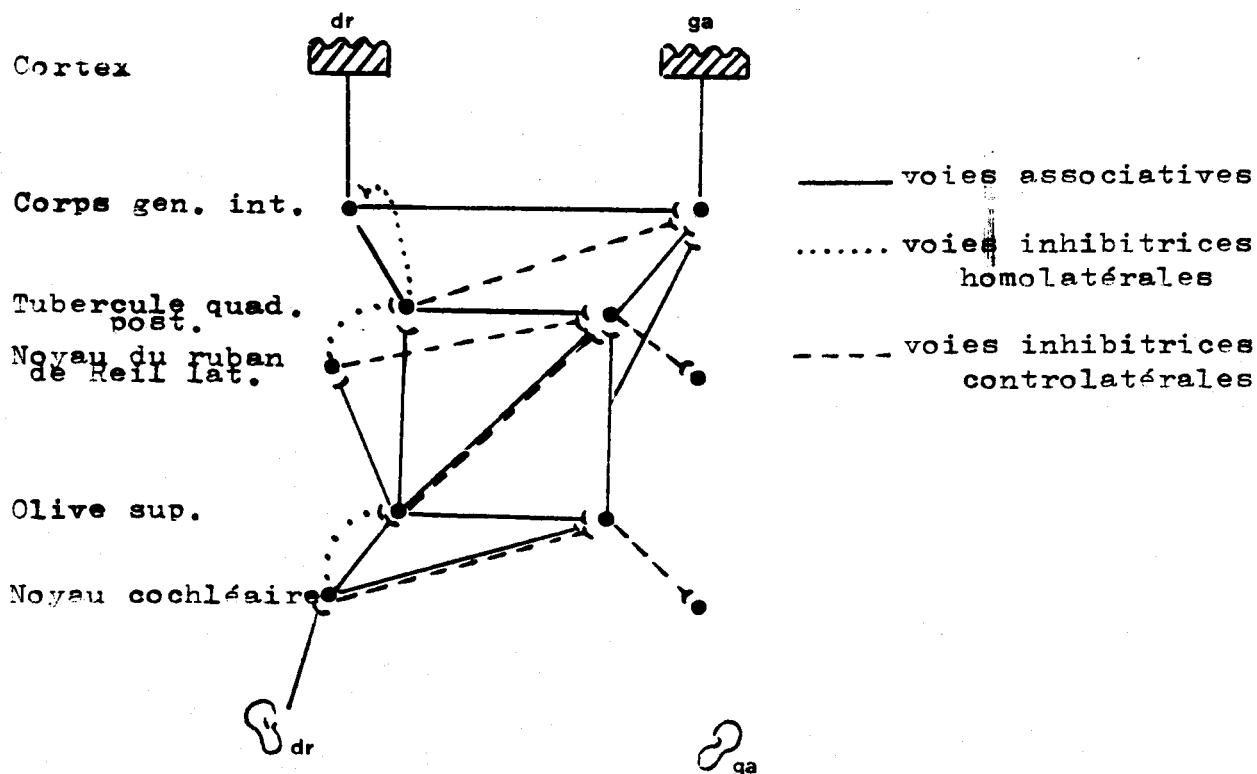


Fig. I.1 Schéma physiologique des voies auditives selon MATZKER dans le cas d'une excitation de l'oreille droite en premier.

A l'écoute d'un "clic", les influx nerveux en provenance de l'oreille excitée la première, par exemple la droite, parviennent en presque totalité au cortex gauche. Simultanément, les neurones inhibiteurs entrent en action, mais leur temps de réponse ne leur permet d'annihiler que les influx nerveux en retard provenant de l'oreille gauche. La différence d'intensité de perception corticale permettrait la localisation du son à droite.

Quand la D.I.T. augmente, le nombre de neurones inhibiteurs en activité augmenterait, diminuant le nombre des influx nerveux par-

venant au cortex droit. MATZKER fait remarquer que la valeur maximum possible de la D.I.T. (600 μ s environ pour $\theta = 90^\circ$) correspond effectivement au retard de conduction de l'influx nerveux créé par une synapse dont il suppose l'existence dans les voies inhibitrices.

En outre, la D.I.I. se superposerait à l'effet cité, augmentant la différence d'intensité aux cortex et renforçant la localisation.

En résumé, les neurones inhibiteurs des deux voies auditives entreraient en activité, mais seuls ceux de l'oreille excitée la première exerceraient leur effet. Pour chaque fréquence, il existerait un faisceau de fibres spécifiques avec ses neurones inhibiteurs.

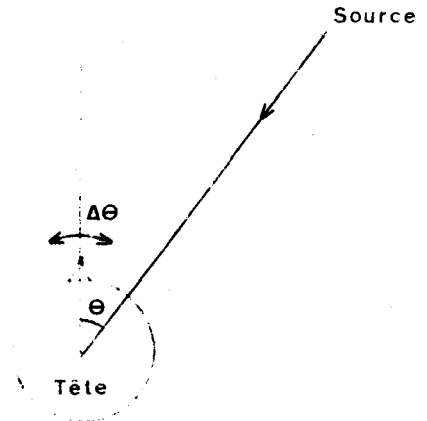
Le schéma physiologique des voies auditives sur lequel s'appuie l'explication de MATZKER est contesté, en particulier pour l'existence de neurones inhibiteurs ascendants nécessaires à l'explication exhaustive du mécanisme de la localisation sonore.

Modèles mathématiques

LAMBERT (25) montre la possibilité théorique pour l'opérateur humain de déterminer à la fois l'angle d'azimuth et la distance de la source lorsqu'il effectue des mouvements céphaliques.

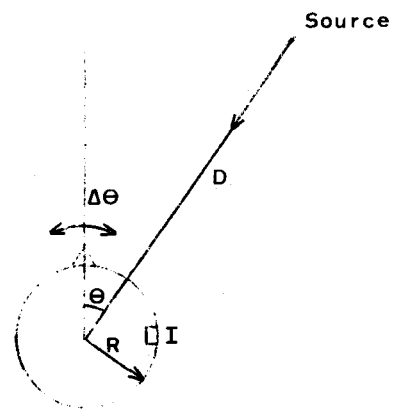
Il établit que l'évaluation de θ (angle d'azimuth) est une performance binaurale sur la base de la formule suivante :

$$\theta = D.I.I. \frac{\Delta(D.I.I.)}{\Delta(D.I.I.)}$$



L'évaluation de la distance serait une performance monaurale :

$$D = \frac{2 R \Delta \theta}{\Delta I^{\frac{1}{2}}}$$



Le modèle de SAYERS et CHERRY (37) concerne l'écoute à tête fixe par rapport à la source sonore. Il est basé sur les expérimentations qu'ils ont effectuées montrant que le sujet n'a pas la sensation d'existence d'une source sonore spatialement déterminée si les signaux injectés dans ses écouteurs sont statistiquement indépendants. Ceci concorderait avec le fait que les signaux auditifs reçus à l'écoute d'une source sonore ponctuelle en champ libre sont toujours corrélés. Dans le modèle proposé, les signaux acoustiques reçus aux oreilles sont intercorrélés, la fonction d'intercorrélation des signaux auditifs étant maxima pour une valeur de l'incrément égale

à la D.I.T., les auteurs identifient le processus de la localisation sonore à la reconnaissance de ce maxima (figure I.2).

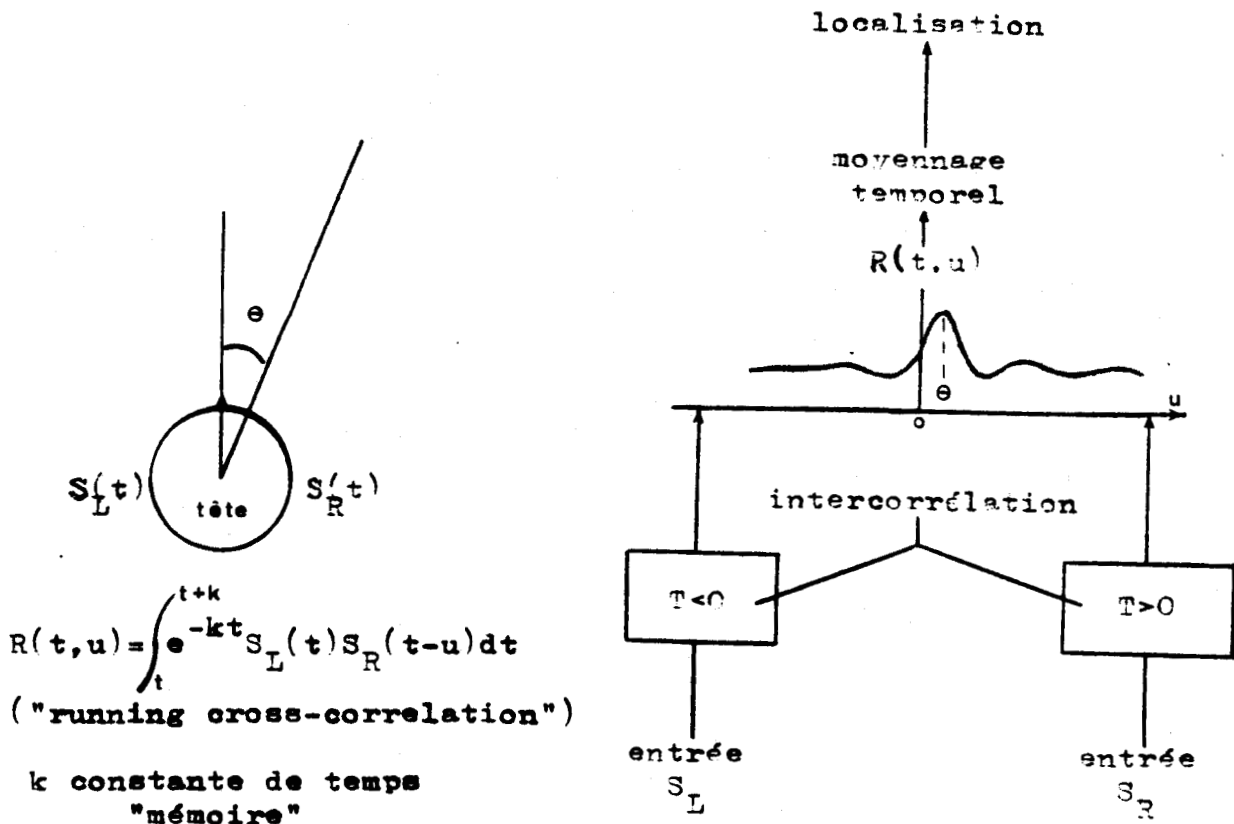


Fig. I.2 Modèle de SAYERS CHERRY

En outre, comme le temps d'intégration infini nécessaire au calcul de la fonction d'intercorrélation ($\int_0^{\infty} S_L(t) \cdot S_R(t-u) dt$) est en contradiction avec la brièveté de la localisation de l'opérateur humain, les auteurs introduisent une fonction pondératrice e^{-kt} assimilée à la fonction mémoire. La nouvelle fonction d'intercorrélation obtenue permet la mesure "à la volée" (running crosscorrelation) du D.I.T., par repérage permanent du maximum de la fonction.

Si la communication de SAYERS et CHERRY (37) ne prend en considération que peu de données physiologiques, elle se distingue par la résolution théorique du problème de la mesure de D.I.T. pour un stimulus sonore déjà établi, donc sans perception de son apparition. ce, pour un signal quelconque mais stationnaire.

Notons que la fonction de corrélation permet en traitement du signal la reconnaissance d'un signal noyé dans un bruit de fond.

BERNFELD (4) enfin propose un schéma de principe de la fonction auditive spatiale faisant intervenir tous les phénomènes concernant l'écoute spatiale cités isolément par les différents auteurs (figures 1.3 et 1.4).

On y reconnaît les centres nerveux effectuant les mesures différentielles sur les signaux auditifs A et B, en relation avec la mémoire mentionnée par SAYERS - CHERRY, les entrées sensorielles secondaires mentionnées par DAY (10) (muscles du cou) et DECROIX (11) (rôle du vestibule), enfin le "feed back" causé par les mouvements céphaliques dûs au centre moteur sous l'action combinée hypothétique de phénomènes réflexes directs et de commandes élaborées par les centres nerveux à l'issue des mesures.

CONCLUSION

Les différents auteurs mentionnés dans cette recherche bibliographique ont contribué à une meilleure approche du caractère spatial de l'audition binaurale.

Il se dégage de leurs études plusieurs points importants :

- le rôle des différences interauriculaires de temps et d'intensité (D.I.T. et D.I.I.)
- l'influence des mouvements céphaliques mêmes faibles sur le phénomène de localisation sonore.
- la volonté de définir par des protocoles expérimentaux mettant en oeuvre des sources diverses (écouteurs, hauts-parleurs, sources continues, complexes, etc...) des modèles tant physiologiques que psycho-physiologiques ou même éventuellement mathématiques du caractère spatial de l'audition.

A notre connaissance, aucune publication ne fait état d'une approche de l'étude faisant appel à la théorie de l'Automatique, bien que BERNFELD (4) propose un schéma bloc mettant en évidence le bouclage sur les "entrées" auditives par les mouvements céphaliques.

I 2 - OBJECTIFS DE L'ETUDE

Les auteurs s'accordent à reconnaître dans la localisation auditive la faculté dominante de la fonction binaurale.

Il n'est question dans la suite de ce mémoire que de localisation auditive binaurale et plus particulièrement de *l'évaluation de la latéralité de la source sonore en l'absence d'information visuelle*, l'évaluation de sa distance étant théoriquement (cf chapitre II : Paramètres physiques de l'audition binaurale) et expérimentalement (**28**) peu probante sans information supplémentaire.

L'analyse des travaux antérieurs a montré une connaissance qualitative déjà ancienne de cette caractéristique fonctionnelle de l'audition binaurale qu'est la localisation à laquelle s'est adjointe plus récemment l'importance des mouvements céphaliques durant l'écoute.

La quantification de certains phénomènes, en particulier des modifications des paramètres interauriculaires de temps et d'intensité par les mouvements de la tête en écoute dynamique reste pourtant mal connue.

Compte tenu de ces remarques et dans le but de considérer des conditions d'écoute plus réalistes, l'étude a été centrée sur deux points originaux :

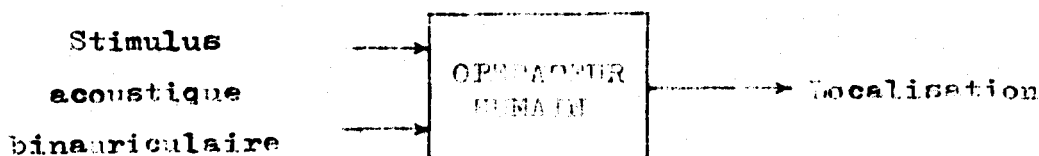
- l'appréhension des signaux effectivement reçus aux oreil-

les de l'auditeur dans son environnement expérimental et qui constituent les entrées du système étudié, l'influence des perturbations dues aux conditions expérimentales (bruit ambiant ou accidentel, réverbérations) se trouvant incluse dans les variables d'entrées.

- la prise en compte des mouvements céphaliques durant l'écoute en tant que variable et non perturbation du système étudié.

Ces options prises pour l'étude ont été le support de la recherche présentée dans les chapitres suivants et dont l'objectif précis est l'établissement des relations systématiques existant entre les caractéristiques physiques des signaux acoustiques stimulateurs des voies auditives de l'auditeur et la qualité de la perception de la latéralité de la source sonore de la part de celui-ci.

Il s'agit par conséquent de caractériser le transfert propre à l'opérateur humain schématisé ci-dessous :



Les phénomènes physiques (acoustiques) susceptibles de conditionner objectivement l'audition binaurale dans le cas statique (tête fixe par rapport à une source sonore stationnaire) ou dynamique

(avec mouvements céphaliques) font l'objet du chapitre II.

L'audition proprement dite et la perception de localisation de l'opérateur humain sont abordées dans le chapitre III où est défini précisément le système étudié pour la détermination du transfert propre à l'opérateur humain effectuant une tâche de localisation d'un stimulus sonore fixe dans l'espace.

Le protocole et le dispositif expérimentaux développés autour d'un ordinateur en ligne sont décrits dans le chapitre IV qui présente en outre le logiciel réalisé pour la conduite du protocole expérimental et le traitement des signaux d'entrée-sortie.

CHAPITRE II

PARAMETRES PHYSIQUES

DE

L'AUDITION BINAURALE

II 1 - L'INFORMATION SPATIALE DANS LE STIMULUS BINAURICULAIRE

1.1 REDUCTION DE L'INFORMATION SONORE A SA COMPOSANTE SPATIALE

1.2 LA DIFFERENCE INTERAURICULAIRE DE TEMPS (D.I.T.)

1.3 LA DIFFERENCE INTERAURICULAIRE D'INTENSITE (D.I.I.)

II 2 - LE TRANSFERT INTERAURICULAIRE

2.1 CORRELATION INTERAURICULAIRE ET EFFET DE FILTRAGE DE LA TETE

2.2 CARACTERISTIQUES DU TRANSFERT INTERAURICULAIRE EN FONCTION
DE L'ANGLE D'INCIDENCE DE LA SOURCE SONORE

II 3 - LOCALISATION D'UN SON EN TERMES D'AUDITION BINAURALE OBJECTIVE

3.1 AUDITION PAR VOIE AERIENNE ET CONDUCTION PAR VOIE OSSEUSE

3.2 RETOUR D'INFORMATIONS PAR MOUVEMENTS DE TETE

3.3 LA TACHE DE LOCALISATION DANS LES DIFFERENTES CONFIGURATIONS
D'ECOUTE

CONCLUSION

Les performances de la localisation auditive dépendent de l'emplacement mais aussi de la nature de la source sonore et de l'environnement d'écoute ((7), (19), (31)).

L'étude est dans ce travail restreinte pour simplification au cas de sources sonores placées dans le plan horizontal passant par les oreilles de l'auditeur (approximation du cas général d'une source terrestre éloignée).

L'objet de ce chapitre est de formuler, compte tenu des conditions d'écoute, quelques remarques sur les caractéristiques physiques des signaux acoustiques stimulateurs des voies auditives, signaux dont il importe de bien connaître les propriétés avant d'étudier les effets perceptuels qu'ils occasionnent chez l'auditeur.

Les résultats présentés sont issus de mesures préliminaires effectuées sur quelques sujets et sur tête artificielle pour l'étude des phénomènes acoustiques intervenant lorsque la propagation d'une source sonore se trouve interceptée par la tête d'un auditeur.

L'audition proprement dite n'est pas abordée dans ce chapitre où l'homme ne se trouve impliqué que par la morphologie de sa tête.

Cette étude préliminaire des signaux acoustiques binauriculaires permettra la définition d'un protocole expérimental pour l'analyse du processus de localisation d'un son chez un opérateur humain soumis à une stimulation binaurale.

La description du protocole expérimental, des moyens d'analyse et des résultats propres au caractère spatial de l'audition fera l'objet des chapitres suivants.

II 1 - L'INFORMATION SPATIALE DANS LE STIMULUS BINAURICULAIRE.

1.1 REDUCTION DE L'INFORMATION SONORE A SA COMPOSANTE SPATIALE

Les sons reçus aux oreilles de l'auditeur sont porteurs isolément d'une information monaurale qui n'est pas l'objet de cette étude. Si toute stimulation naturelle binaurale est porteuse d'une double information, l'une sémantique (son), l'autre spatiale (localisation de la source), l'on ne s'intéresse ici qu'à la deuxième composante, qui prend une forme différentielle (cf fig. II 1).

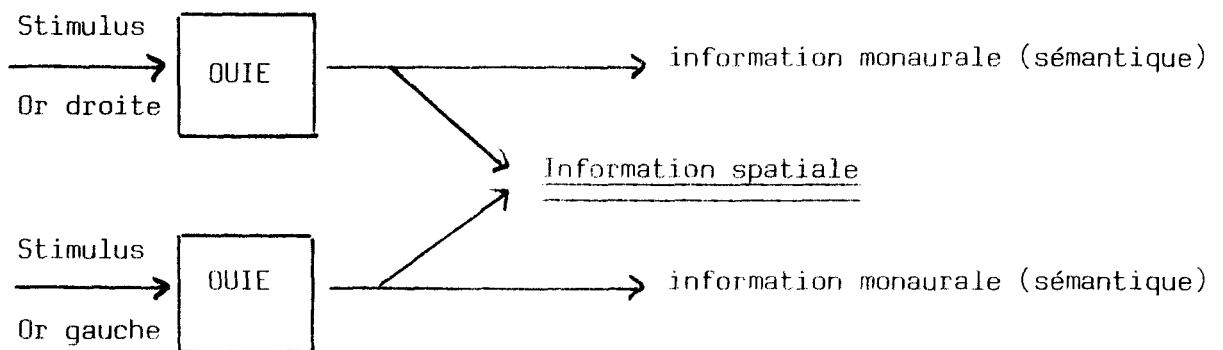


Fig. II.1 Composantes sémantique et spatiale de l'information sonore en audition binaurale.

L'étude se trouve donc simplifiée par la réduction de l'information binaurale à sa composante spatiale, ce qui revient, au niveau des entrées du système étudié, à substituer au couple des signaux acoustiques binauricaux une "entrée spatiale" définie par des mesures différentielles sur ces signaux.

L'information spatiale est caractérisée par les paramètres différentiels classiques : différence interauriculaire de temps et différence interauriculaire d'intensité.

1.2 LA DIFFERENCE INTERAURICULAIRE DE TEMPS - (D.I.T.)

La différence interauriculaire de temps est constituée par un retard de propagation, l'onde sonore incidente étant reçue à l'oreille la plus proche de la source avant réception à l'oreille contralatérale (cf fig. II 2 a).

La valeur de ce retard est géométriquement liée à trois paramètres qui sont : distance et azimuth de la source sonore vis à vis de la tête de l'auditeur, et distance interauriculaire de celui-ci.

L'influence de la distance de la source devient en fait rapidement négligeable lorsqu'elle croît. En assimilant la tête à une sphère et pour une source sonore distante de plus d'un mètre, la D.I.T. devient en bonne approximation indépendante de cette distance et s'exprime (PIAGET (35)) par :

$$D.I.T. \neq R/C (\theta + \sin \theta)$$

θ étant l'azimuth de la source par rapport au plan médian de la tête, R la demi distance interauriculaire et C la vitesse de propagation du son dans l'air (340 m s^{-1} environ).

On peut alors considérer que la D.I.T. est, pour un auditeur donné, en relation biunivoque avec la valeur azimuthale de la source sonore supposée par ailleurs ponctuelle.

Les mesures effectuées dans nos conditions expérimentales (cf chap. III) sur une tête artificielle en utilisant des bruits transitoires ("clics" sonores) sont restées voisines de l'expression en $R/C (\theta + \sin \theta)$ (cf fig. II 2 b).

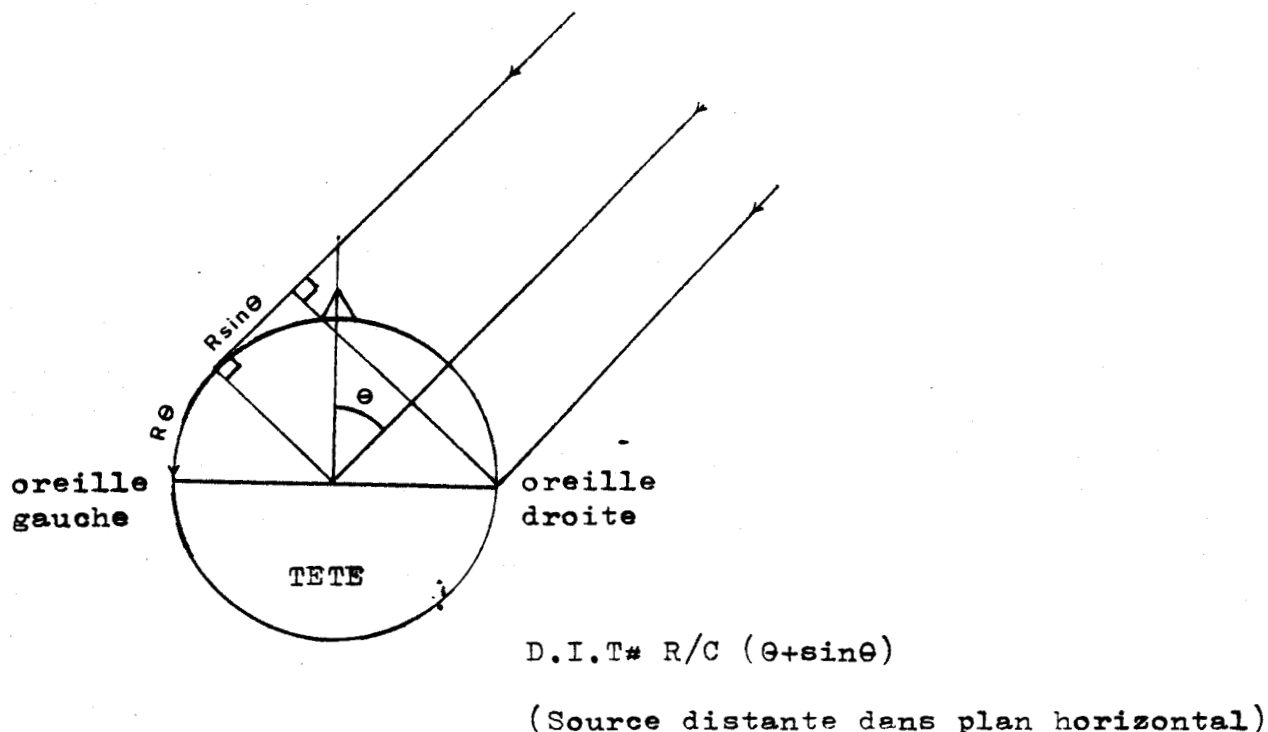


Fig. II.2 a Expression de la D.I.T. d'après PIAGET (35)

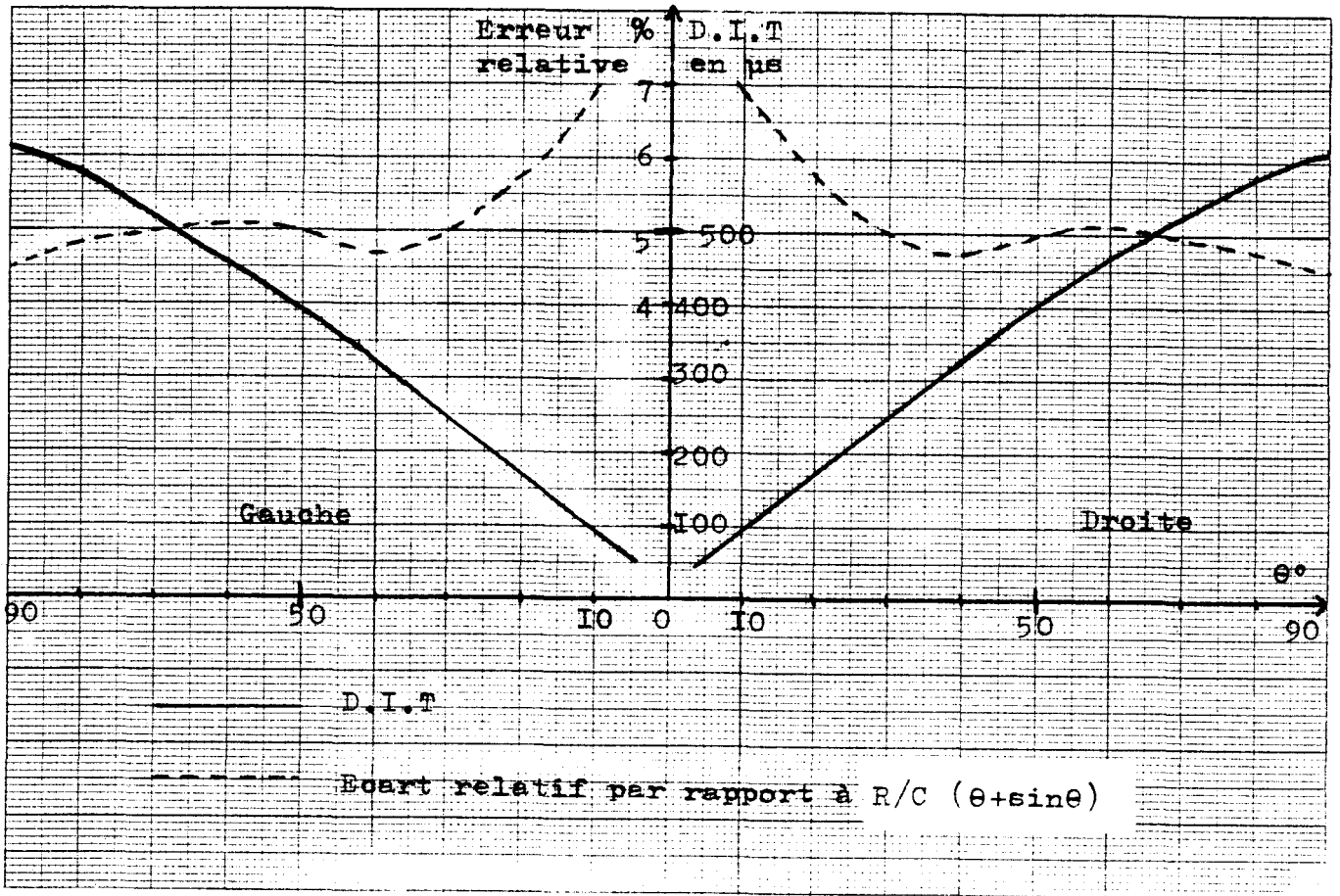


Fig. II.2 b Mesure de la D.I.T. en fonction de l'azimuth de la source - (Tête artificielle 2 R = 16 cm)

La morphologie de la tête de l'auditeur intervient dans l'expression de la D.I.T. par la valeur de la distance interauriculaire 2 R. Une variation de 10 mm de cette distance d'un auditeur à un autre, autour d'une valeur moyenne de 18 cm, entraîne une variation relative de la D.I.T. de

$$\left(\frac{\Delta(D.I.T)}{D.I.T} \right)_\theta = \frac{\Delta R}{R} \approx 6\%$$

L'influence des différences morphologiques sur la D.I.T. semble donc limitée.

Toute variation de l'excentricité de la source par rapport à la tête, soit que la source est en mouvement, soit que l'auditeur effectue des mouvements céphaliques, entraîne une modification de la D.I.T. La sensibilité de la D.I.T. à ces mouvements est donnée par l'expression :

$$\rho_{\theta} = \left(\frac{\partial \text{D.I.T.}}{\partial \theta} \right)_R = R/c (1 + \cos \theta)$$

Cette sensibilité croît lorsque la source sonore s'approche du plan sagittal de la tête. (On a $\rho_{\theta} = 7,5 \mu\text{s/d}^{\circ}$ pour $\theta = 50^{\circ}$ et $\rho_{\theta} = 9,2 \mu\text{s/d}^{\circ}$ pour $\theta = 0^{\circ}$).

La D.I.T. est par ailleurs responsable de la différence interauriculaire de phase couramment mentionnée en temps que phénomène acoustique supplémentaire mais qu'il n'y a pas lieu à notre sens de distinguer, le déphasage étant directement lié à la D.I.T. par la relation (1).

$$(1) \quad \varphi = \varepsilon_{\theta} \omega \quad \left\{ \begin{array}{l} \varphi \text{ déphasage sur la raie } \omega \text{ du} \\ \text{spectre de phase.} \\ \omega \text{ pulsation} \\ \varepsilon_{\theta} \text{ D.I.T. pour l'azimut } \theta \end{array} \right.$$

La mesure du déphasage interauriculaire pour une D.I.T. donnée (c'est-à-dire pour une excentricité de la source donnée) peut s'effec-

tuer pour un son pur ((1), (31)) tandis que pour un son stationnaire quelconque, la relation (1) indique une rotation de phase interauriculaire dans le plan complexe de la représentation fréquentielle des signaux binauriculaires, rotation de vitesse angulaire constante égale à la D.I.T. (notée $\mathcal{G}_\varphi$ dans (1)).

La détermination de la D.I.T. apparaît dans le cas général des sons quelconques plus aisée que la mesure et la comparaison des spectres de phase des signaux reçus aux oreilles, aussi ne sera-t-il plus fait mention dans la suite de ce mémoire de la différence interauriculaire de phase dont il est rappelé qu'elle est entièrement déterminée par la valeur de la D.I.T.

1.3 DIFFERENCE INTERAURICULAIRE D'INTENSITE (D.I.I.)

La différence interauriculaire d'intensité est due à l'amortissement de l'onde sonore incidente par la tête de l'auditeur.

Dans le cas d'un son pur (sinusoïdal), l'affaiblissement du signal reçu à l'oreille la plus éloignée de la source relativement au signal reçu à l'oreille qui "voit" la source, dépend de la fréquence du son.

Cet affaiblissement définit une D.I.I., habituellement exprimée en décibels, d'autant plus importante que la fréquence du son est élevée, pour un angle d'incidence de la source donnée ((1), (4), (31)).

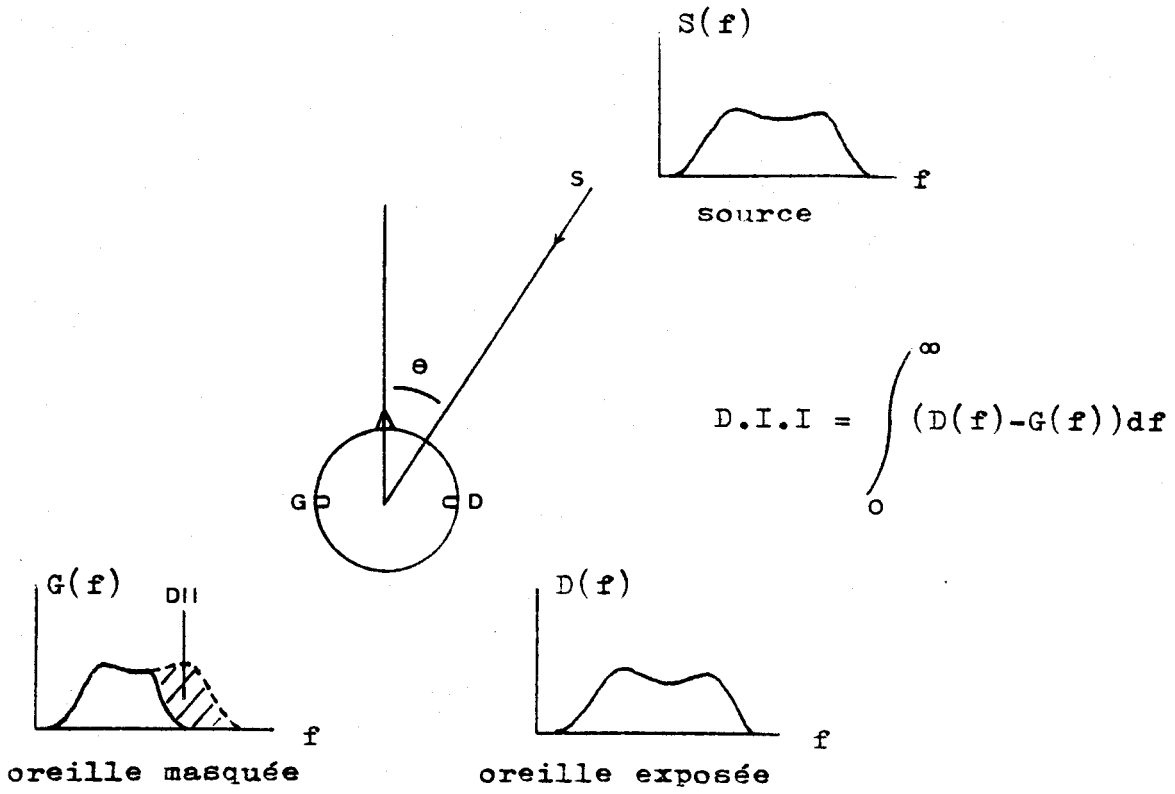


Fig. II 3 a

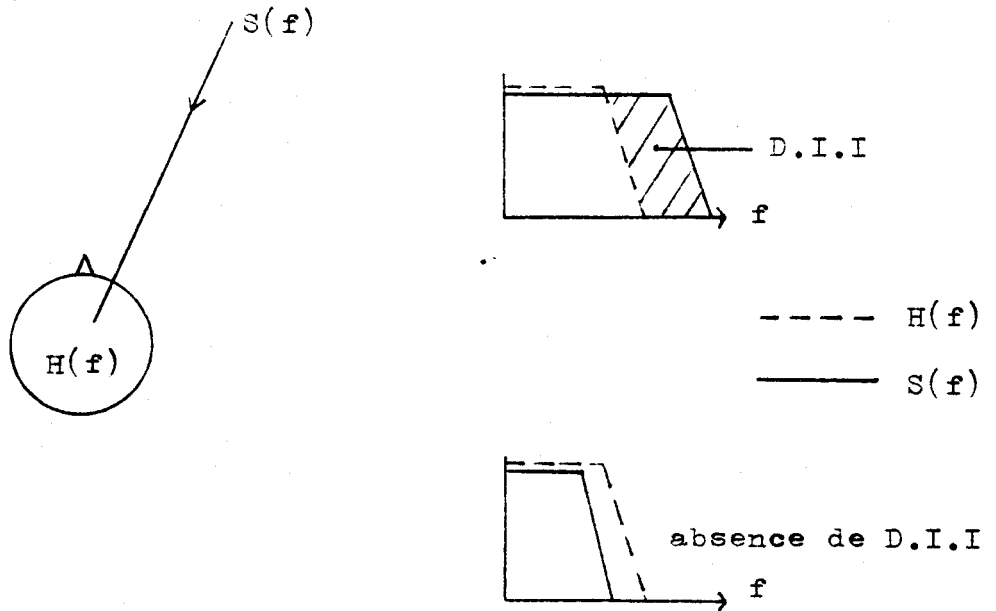


Fig. II 3b

En d'autres termes, la tête amortissant davantage les fréquences élevées que les basses, se comporte en filtre "passe-bas" dont les caractéristiques sont liées à l'angle d'incidence de la source, cette introduction de l'effet de filtrage étant apparu essentiel tout au long de ce travail.

Dans le cas d'une source sonore quelconque stationnaire (cf fig. II 3 a), le spectre d'amplitude du signal reçu à l'oreille masquée par la tête est l'image filtrée de son homologue de l'oreille controlatérale et la D.I.I. correspond à la bande coupée par l'effet de filtrage, pour un angle d'incidence et pour un son donné.

Selon les cas (cf fig. II 3 b), et pour un angle d'incidence de la source donné, les D.I.I. prennent des valeurs différentes voire nulles selon la largeur du spectre du signal sonore vis à vis de la bande passante du filtre constitué par la tête pour cette incidence.

Ce phénomène se vérifie expérimentalement et a permis de définir les sons à employer dans le protocole expérimental (cf chap. III).

II 2 - LE TRANSFERT INTERAURICULAIRE.

2.1 CORRELATION INTERAURICULAIRE

SAYERS et CHERRY (37) ont émis l'hypothèse que les signaux acoustiques binauriculaires présentent dans tous les cas d'écoute naturelle une corrélation liée à l'angle d'incidence du son sur la tête de l'auditeur, indépendamment de la nature de la source sonore.

Cette hypothèse a été reprise ici en la confrontant à la définition des paramètres différentiels D.I.T. et D.I.I. et il est apparu une représentation synthétique utile des phénomènes acoustiques propres à l'audition binaurale, désignée par la suite par "transfert interauriculaire".

Pour une source sonore donnée fixe par rapport à la tête et lorsque (par exemple) l'oreille droite est la plus proche de la source, on peut traduire :

- la D.I.T. par un retard pur droite $\rightarrow$ gauche.
- la D.I.I. par la conséquence d'un filtrage des composantes haute fréquence du signal reçu à l'oreille droite.

La corrélation interauriculaire s'exprime alors par (cf fig.

II 4) le transfert interauriculaire spécifique à l'incidence θ du son :

$$H_{\theta}(p) = e^{-\zeta_{\theta} p} F_{\theta}(p) \quad \text{où } p \text{ est la variable de Laplace,}$$

ζ_{θ} la valeur du retard interauriculaire et $F_{\theta}(p)$ une fonction de transfert passe-bas à déphasage minimal.

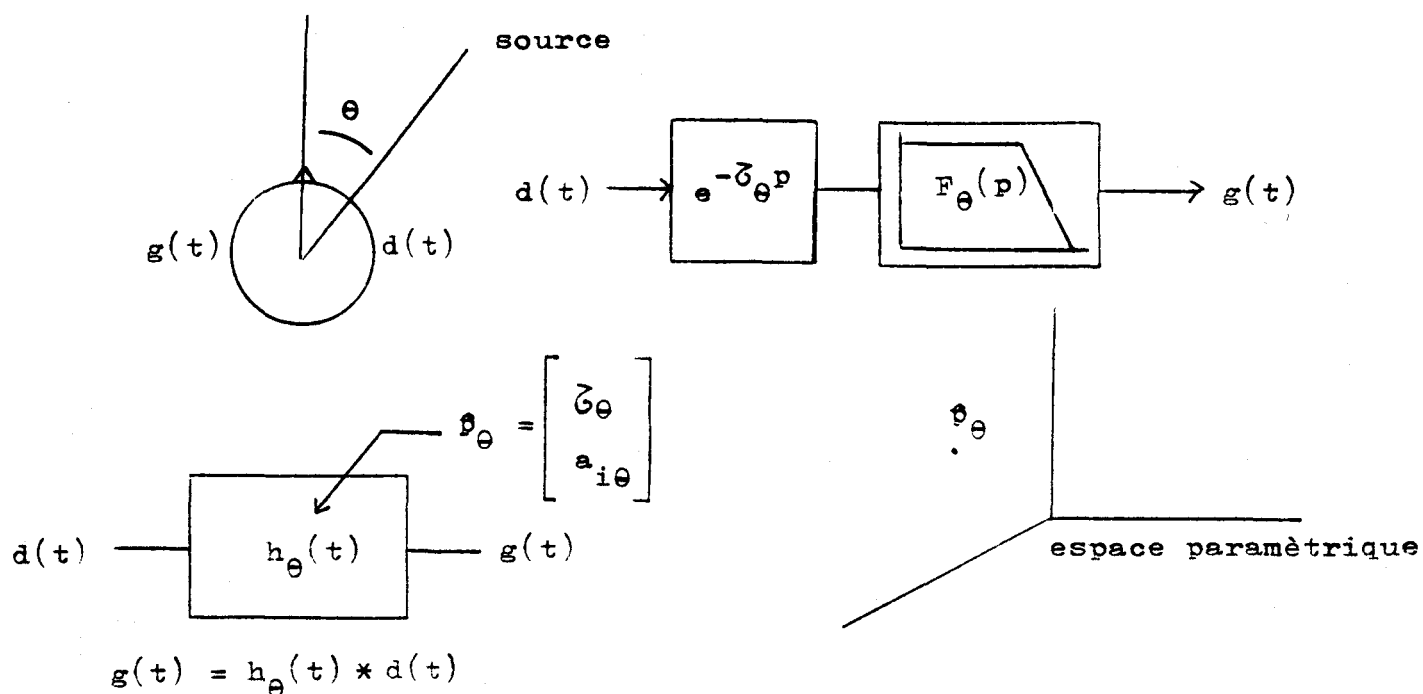


Fig. II 4 - Transfert interauriculaire dans un environnement d'écoute donné

Les signaux acoustiques $d(t)$ et $g(t)$ reçus respectivement aux oreilles droite et gauche sont liés par l'équation de convolution

$g(t) = d(t) * h_\theta(t)$ où $h_\theta(t)$ représente la réponse impulsionnelle du transfert interauriculaire d'un auditeur donné pour un angle d'incidence donné de la source sonore dans son environnement d'écoute.

L'angle d'incidence θ du son est caractérisé dans le transfert interauriculaire par le vecteur paramétrique $\hat{p}_\theta$ de la structure modèle (cf fig. II 4). Ce vecteur paramétrique est composé d'un retard pur ζ_θ et de paramètres de coupure passe-bas $a_{i\theta}$ qui sont indépendants du signal sonore. L'application d'un signal sonore donné sur le transfert interauriculaire a pour effet la création de stimulus binauriculaires ($d(t)$, $q(t)$) liés par les paramètres différentiels D.I.T. et D.I.L.

La notion de transfert interauriculaire constitue un support théorique utile lorsque l'on cherche à raisonner directement en angle d'incidence de la source sonore uniquement sur la base des signaux reçus effectivement aux oreilles de l'auditeur, quelque soit le son incident et les conditions d'écoute.

Sans avoir procédé à l'identification complète de ces transferts, leur étude a permis une meilleure connaissance des phénomènes acoustiques propres à la cabine expérimentale pour la détermination des signaux sonores à utiliser dans le protocole expérimental (chap. III).

Le choix d'une structure modèle simple a par ailleurs permis l'élaboration d'un algorithme de traitement des signaux binauriculaires (cf chap. IV) qui s'est montré suffisant pour la détermination à tout moment de la position de la source sonore vis à vis de la tête de l'auditeur par déconvolution des signaux binauriculaires.

Le paragraphe suivant propose donc une étude rapide des transferts interauriculaires.

2.2 CARACTERISTIQUES DES TRANSFERTS INTERAURICULAIRES

L'étude s'est bornée à vérifier la linéarité des transferts interauriculaires dans la cabine expérimentale (cf chap. III) et à en calculer à titre de référence les caractéristiques en champ libre sur la base de formulations empiriques de quelques auteurs.

La linéarité des transferts interauriculaires pour les différentes excentricités de la source a été mesurée par l'emploi d'un bruit pseudo-aléatoire stationnaire très large bande (la bande passante étant alors conditionnée par le haut parleur) et par le relevé du rapport interauriculaire d'intensité pour différents niveaux sonores. Les résultats obtenus avec une tête artificielle (cf fig. II 5 a et b) indiquent une linéarité à 5% près des transferts interauriculaires dans la cabine expérimentale pour le domaine exploré, soit :

$$D = (200 \text{ Hz} - 16 \text{ KHz}) \times (60 - 80 \text{ dB}_A)$$

Les résultats font de plus apparaître que dans la cabine expérimentale la D.I.I. pour le signal employé est moindre pour une source sonore placée à 90° du plan sagittal de la tête que pour une source placée à 50°, ce phénomène étant signalé par (31).

Certains auteurs ((4), (27)) ont proposé des formulations empiriques de la D.I.I., pour un son pur de fréquence f donnée, en fonction de l'excentricité de la source en champ libre.

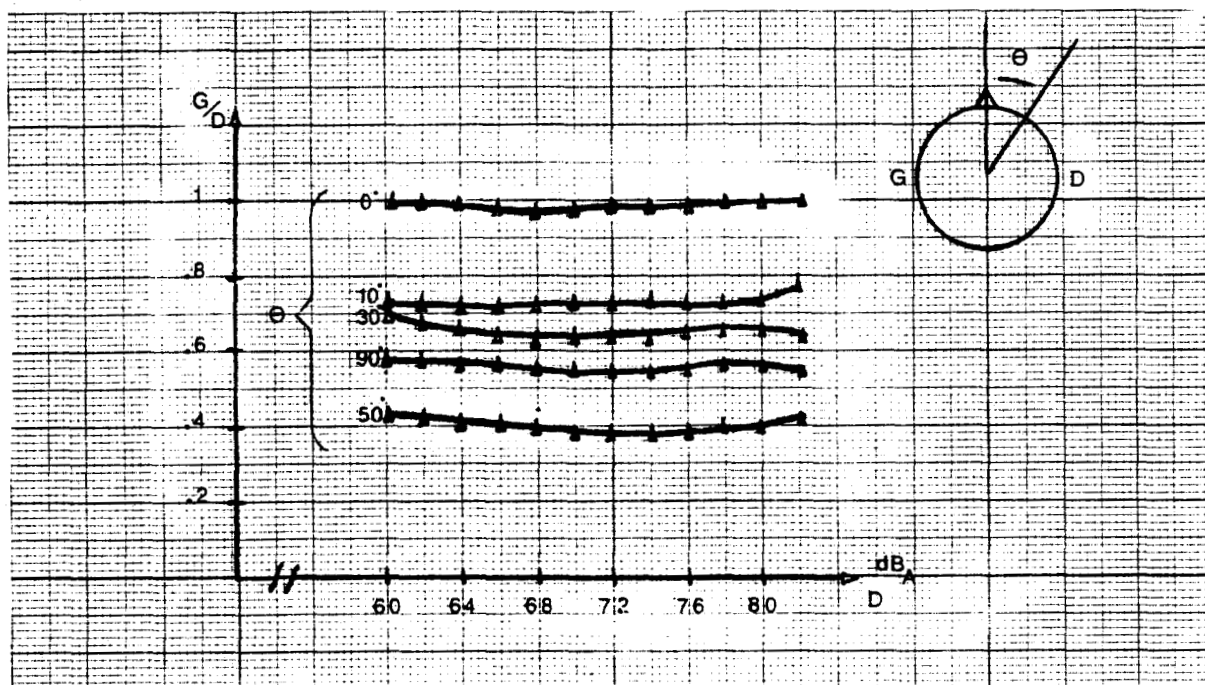


Fig. II.5 a Linéarité du transfert interauriculaire dans l'environnement expérimental (tête artificielle, bruit blanc 200 Hz-16KHz)

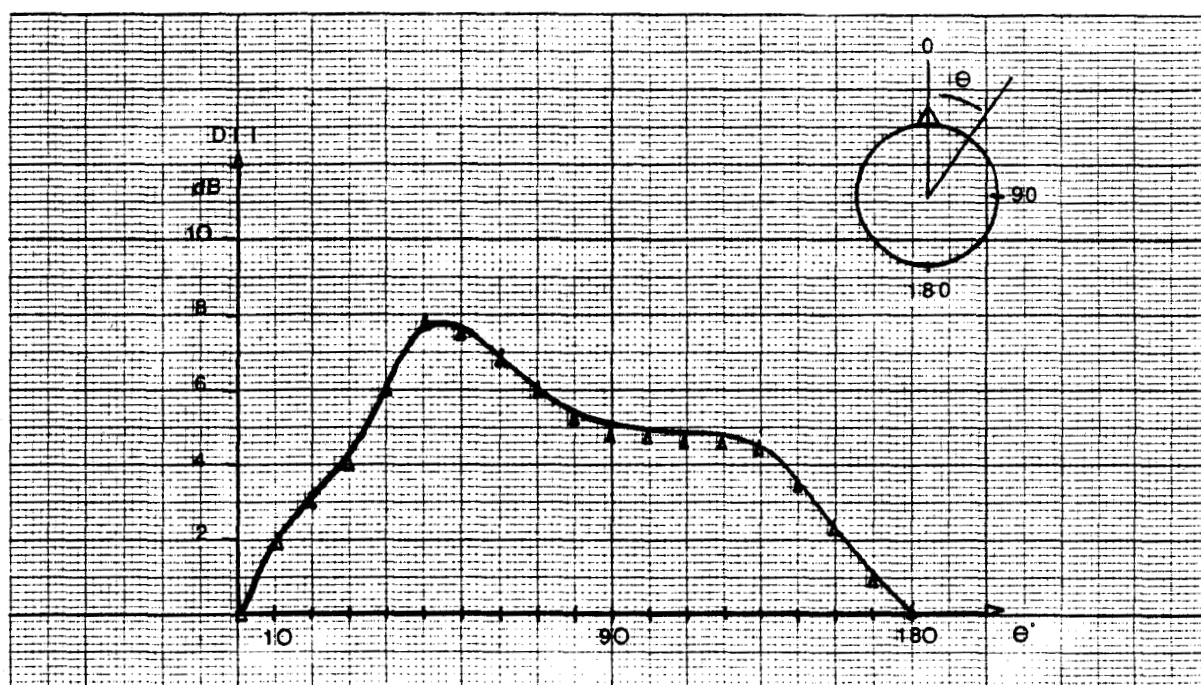


Fig. II. b Valeur de la D.I.I. en fonction de l'excentricité de la source dans l'environnement expérimental (tête artificielle, bruit blanc 75 d B.)

Par exemple :

Formulation de MOLINO (27)

$$(D.I.I.)_{dB} = f(\theta) = (K/\lambda) (\sin \theta)^{\frac{1}{2}} \quad f < 2000 \text{ Hz}$$

$$|\theta| < 90^\circ$$

$$(D.I.I.)_{dB} = f(\theta) = 13,3 \log (K/\lambda) \sin \theta \quad f > 2000 \text{ Hz}$$

Formulation de BERNFELD (4)

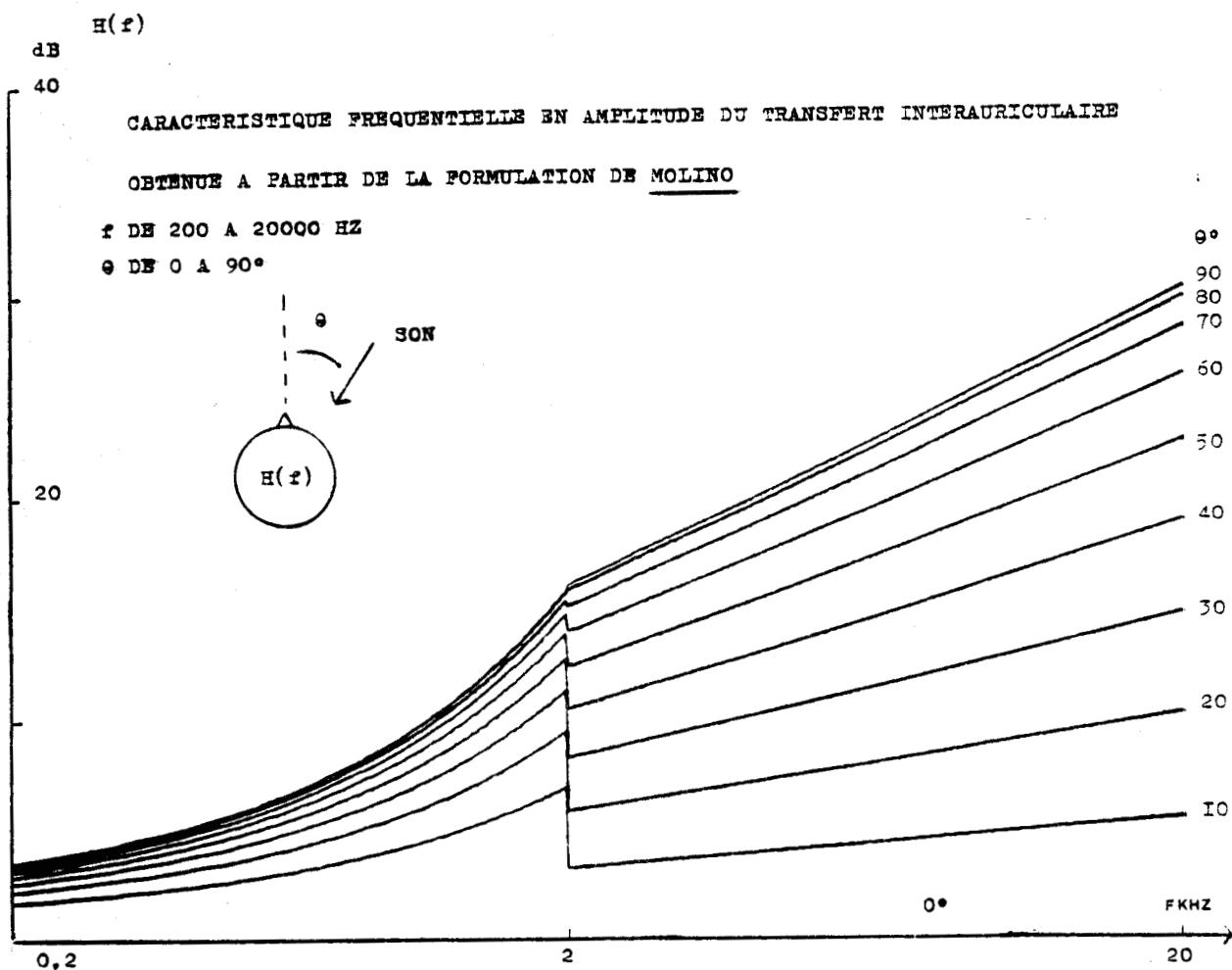
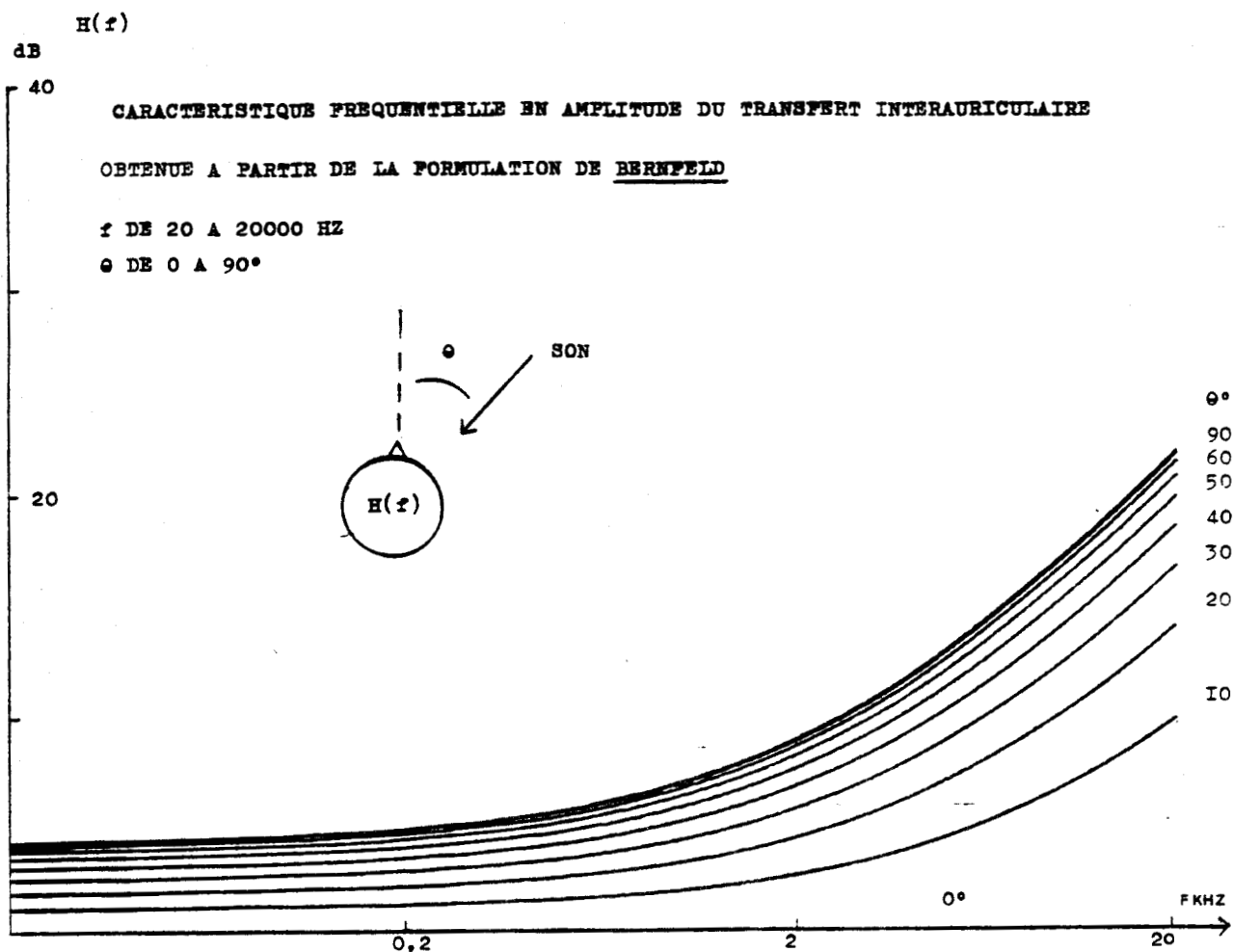
$$D.I.I. = f(\theta) = 0,6 (f \cdot 10^{-3} + 1) \sin \theta + 1 \quad |\theta| < 90^\circ$$

En intervertissant paramètre et variable dans ces formulations, on obtient la caractéristique fréquentielle des transferts interauriculaires pour un angle d'incidence donné en champ libre (cf fig. II.6)

La courbe établie à partir de la formulation de MOLINO présente une discontinuité. (point particulier $f = 2000 \text{ Hz}$ où la longueur d'onde du son pur devient égale au diamètre interauriculaire :

$$\lambda = c/f = 340/2000 = 17 \text{ cm}).$$

Si les courbes obtenues à partir de ces formulations empiriques ne sont pas identiques d'un auteur à l'autre, elles font toutefois apparaître l'effet de filtrage passe-bas, spécifique de l'angle d'incidence de la source, dont les caractéristiques semblent être les suivantes :



BUS
VILLE

- existence d'un amortissement statique et d'une pente asymptotique augmentant avec l'excentricité jusqu'à 90°

- sensibilité maximale de ces paramètres à l'excentricité θ pour une source placée dans le plan sagittal de la tête ($\theta = 0$).

En conséquence, la D.I.I. correspondant à ces caractéristiques dans le cas d'un bruit blanc couvrant la bande passante des transferts interauriculaires augmente avec l'excentricité de la source.

Pour nos conditions expérimentales, il a été constaté que la D.I.I. est maximum pour une excentricité de la source de 50° (cf fig. II.5 b). La sensibilité maximale de la D.I.I. s'est trouvée confirmée pour une source située dans le plan sagittal, en avant ($\theta = 0^\circ$) ou en arrière ($\theta = 180^\circ$). On peut noter sur la même figure que la D.I.I. ne présente pas de symétrie autour du point $\theta = 90^\circ$, ce qui laisse supposer que le transfert interauriculaire ne présente aucune ambiguïté avant/arrière, les pavillons auriculaires jouant vraisemblablement un rôle important dans cette dissymétrie ((1), (19)).

En conséquence, et en rappelant que l'ambiguïté droite/gauche est levée par l'existence d'un retard pur, il semble que les caractéristiques du transfert interauriculaire soient en relation biunivoque avec l'angle d'incidence de la source quel qu'il soit, hormis l'ambiguïté source devant ($\theta = 0$)/source derrière ($\theta = 180^\circ$) qui demeure.

Il apparaît donc l'impossibilité "théorique" de discriminer, la tête restant fixe, ces deux excentricités correspondant à des transferts interauriculaires identiques.

On peut attendre des mouvements céphaliques durant l'écoute qu'ils contribuent à cette discrimination du fait que le transfert interauriculaire est sensible au maximum pour ces positions de la source.

II 3 - LOCALISATION D'UN SON EN TERMES D'AUDITION BINAURALE OBJECTIVE

3.1 AUDITION PAR VOIE AERIENNE ET CONDUCTION PAR VOIE OSSEUSE

Les organes de Corti de la cochlée (cf fig. II.7 a et b), dont le rôle consiste à traduire les vibrations du canal cochléaire en excitation des voies auditives, sont stimulés à la réception d'un son selon deux modes (cf fig. II.7 c) :

- la voie aérienne où les vibrations acoustiques sont transmises par le tympan et les osselets au milieu liquide de l'oreille interne et au canal cochléaire.

- la voie osseuse où le crâne conduit les vibrations à la cochlée, ces vibrations étant reproduites sur la membrane basilaire compte tenu de l'inertie du milieu fluide dans lequel elle se situe.

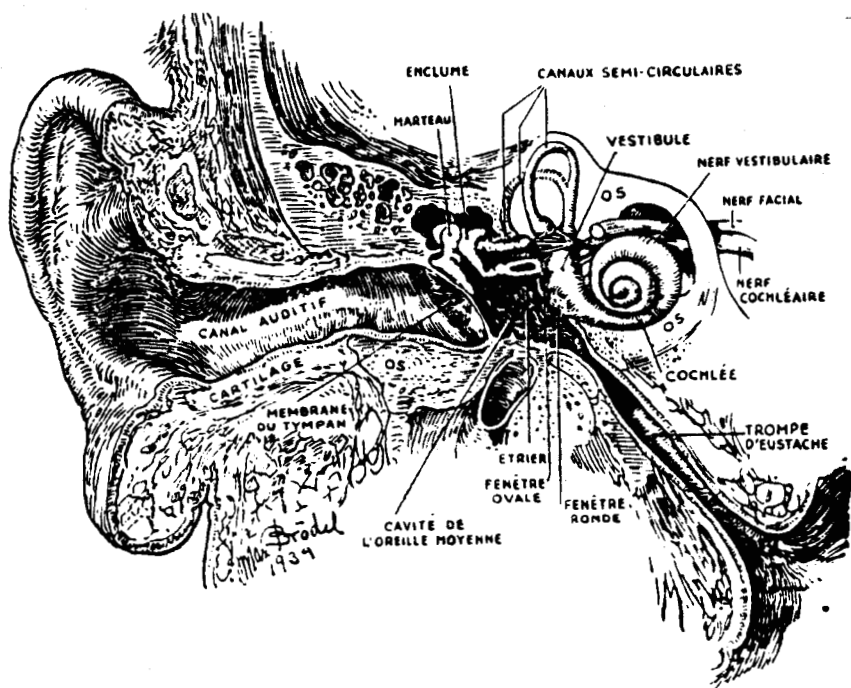


Fig. II.7 a Représentation semi-schématique de l'appareil auditif de l'Homme.

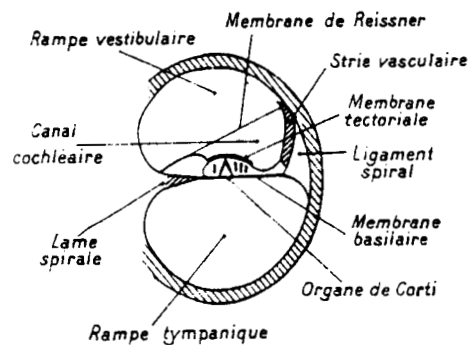


Fig. II.7 b Coupe de la cochlée.

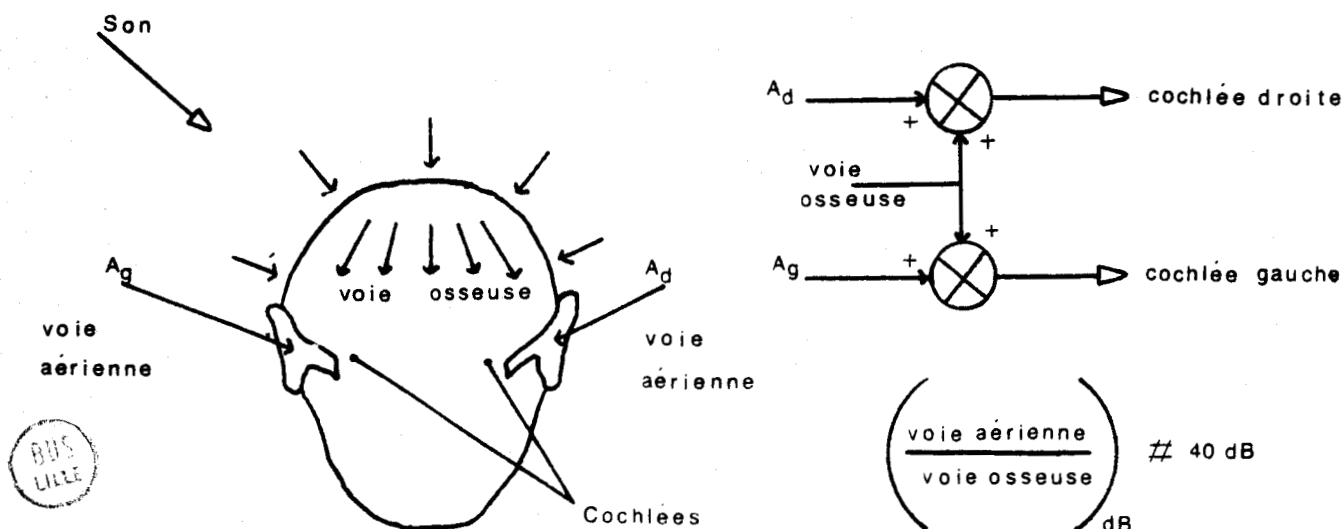


Fig. II.7 c Voie aérienne et voie osseuse

Seule la composante aérienne du stimulus binauriculaire est prise en compte dans la suite de ce mémoire, cette simplification de l'étude répondant aux remarques suivantes :

- le rapport des amplitudes des signaux d'origine aérienne et d'origine osseuse est important, de l'ordre de 40 dB ((23), (38)).

- la conduction par voie osseuse transmet aux deux cochlées des signaux peu différenciés qui sont la résultante d'une multitude de sources réparties sur le crâne de l'auditeur, elle n'est pas en ce sens porteuse d'une information spatiale.

Aussi dans tout ce qui suit, la conduction par voie osseuse est considérée, en ce qui concerne la localisation d'un son en audition binaurale, comme un bruit de mesure.

3.2 RETOUR D'INFORMATION PAR MOUVEMENT DE TETE

Le transfert interauriculaire étant fonction de l'excentricité de la source, tout mouvement céphalique induit un déplacement apparent de la source qui modifie le stimulus binauriculaire.

Un certain nombre d'auteurs ((4), (16), (24), (40)) s'accordent à reconnaître dans ce phénomène, plutôt qu'une perturbation de l'écoute, un moyen d'acquérir un apport d'information par contre réaction (cf Fig. 11.8).

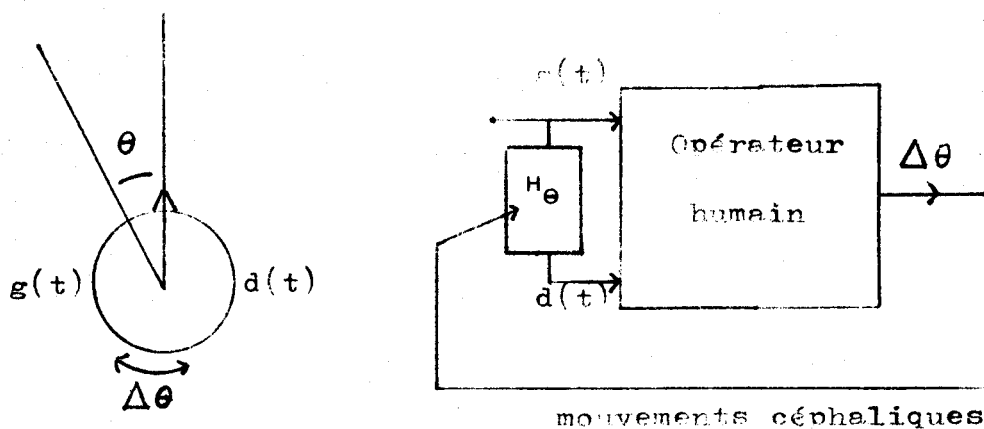


Fig. II.8 Contre réaction par mouvements céphaliques

D'autres (35) supposent l'existence d'une tendance à orienter la tête vers la source perçue ou de "micro-mouvements" inconscients à l'apparition d'un stimulus sonore (4).

Le capteur des mouvements céphaliques développé pour le protocole expérimental (cf chap. IV § 3) a permis de procéder à une expérimentation pour l'étude de ces mouvements à caractère réflexe.

Lors de celle-ci, aucun mouvement céphalique supérieur en degré (sensibilité du capteur) n'a été corrélé avec l'apparition d'un son issu du demi plan avant des sujets, lorsqu'on donne à ceux-ci la

consigne de garder la tête fixe. Dans le cas contraire (aucune consigne n'est donnée à l'auditeur), les mouvements céphaliques durant l'écoute sont variables d'un sujet à l'autre et semblent liés aux stratégies individuelles (JACQUESSON (16)) plutôt qu'à un phénomène réflexe d'orientation au son, bien que dans certaines conditions qui ne sont pas reproductibles expérimentalement (situation de danger par ex.) on puisse en supposer l'existence.

3.3. TACHE DE LOCALISATION DANS LES DIFFERENTES CONFIGURATIONS D'ECOUTE

Localiser une source sonore sur des données uniquement auditives est une faculté qui relève d'une identification puis d'une reconnaissance.

L'information spatiale étant contenue dans les caractéristiques de la corrélation interauriculaire, la tâche de localisation se traduit pour l'auditeur par une tâche d'identification de ces caractéristiques. Cette identification suppose une structure modèle préalable. On conçoit que la reconnaissance de la latéralité de la source, faute de toute référence physique, se fasse pour l'opérateur humain par rapport à une référence subjective (cf fig. II.9).

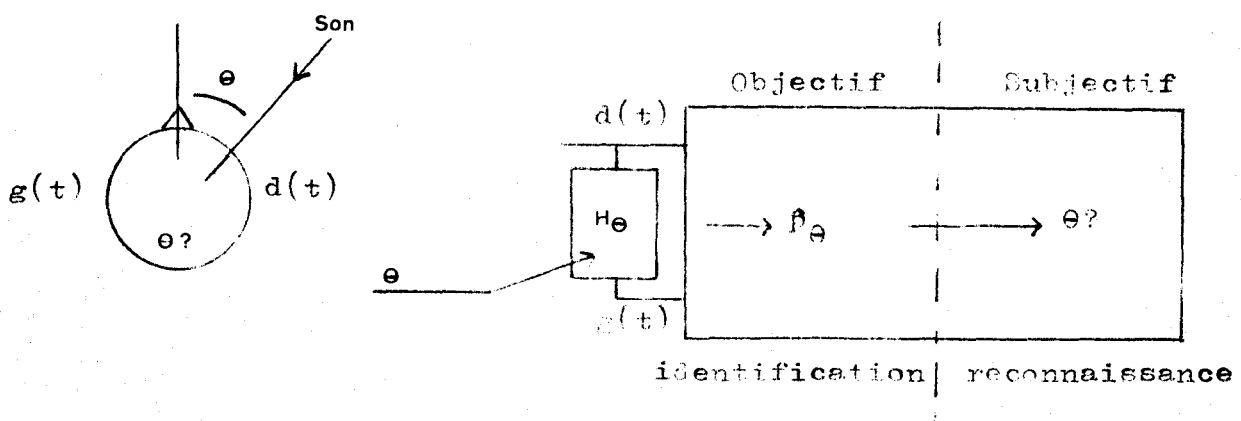
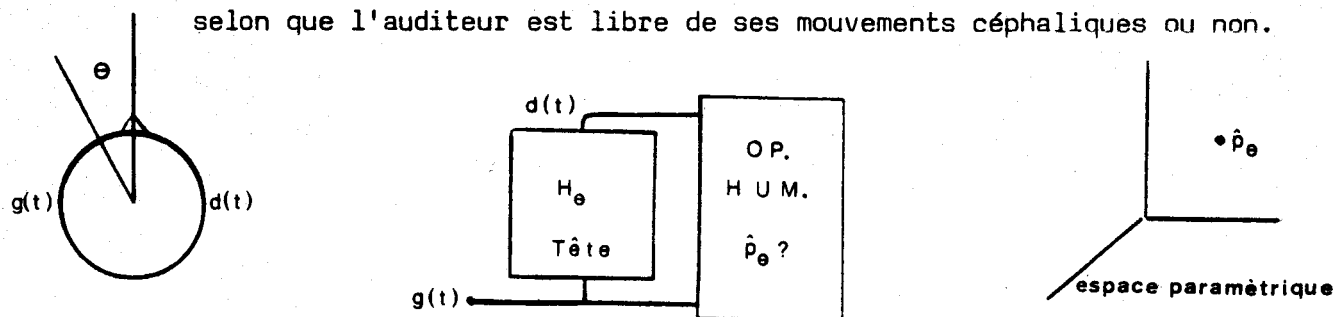
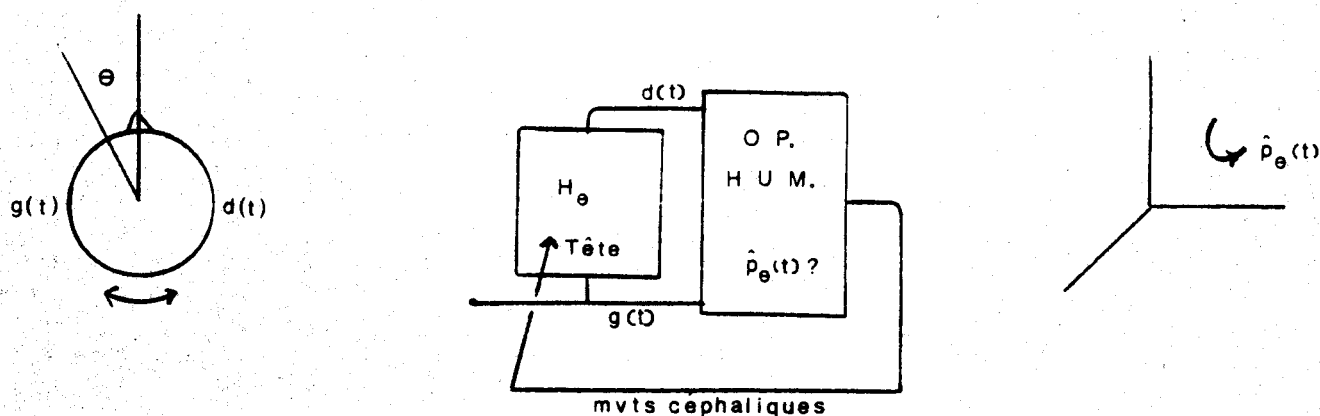


Fig. II.9 Tâche de localisation

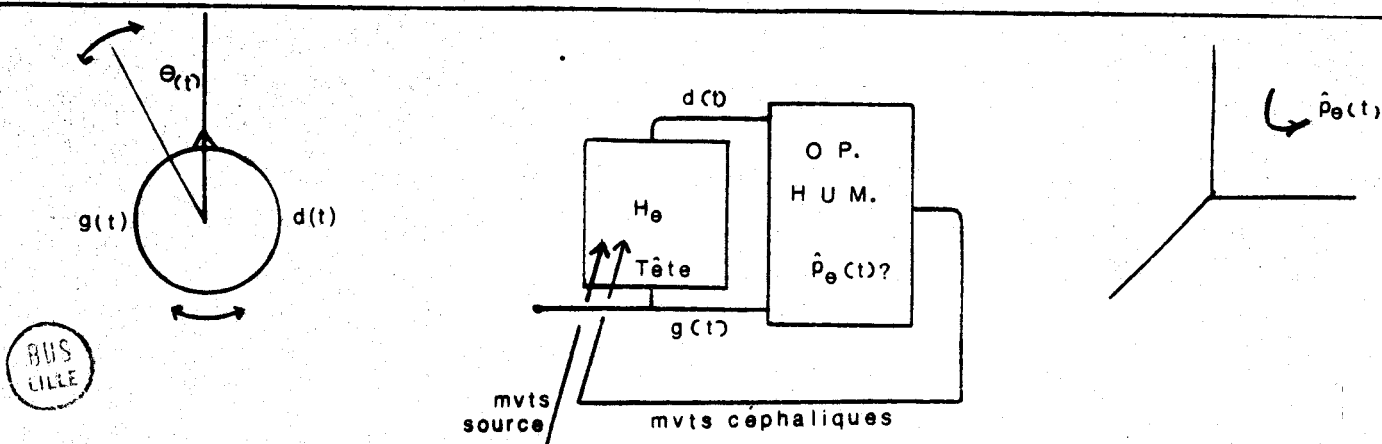
Cette tâche de localisation varie en outre avec les différentes configurations d'écoute schématisées, fig. II.12, selon que le stimulus binaurculaire est naturel ou généré par casque stéréophonique et selon que l'auditeur est libre de ses mouvements céphaliques ou non.



Source fixe tête fixe ou casque stéréophonique



Source fixe tête mobile



Source et tête mobiles

**Fig. II 10 Opérateur humain en écoute binaurale.
Différentes configurations**

CONCLUSION

L'information spatiale présente sous forme différentielle aux oreilles, concerne l'audition binaurale de l'auditeur.

Cette information peut se décrire au moyen de paramètres indépendants, l'un (la D.I.T.) n'étant, pour un auditeur donné, lié qu'à l'excentricité de la source, l'autre (la D.I.I.) étant fonction à la fois de cet angle d'incidence et des caractéristiques spectrales de la source (BOURRIERES, JACQUESSON, GUILBERT (5)).

D'un point de vue théorique, la tête restant fixe par rapport à la source, la détermination de la D.I.T. par l'auditeur suffit à l'évaluation de la latéralité de la source dans le demi plan avant de la tête, avec une ambiguïté demi plan avant / demi plan arrière, ambiguïté qui disparaît par l'existence éventuelle de la D.I.I., en particulier grâce aux pavillons auriculaires.

Par ailleurs, la D.I.I. se superpose à la D.I.T. d'une manière redondante, ce qui aide vraisemblablement à la localisation et correspond à l'observation que les sons à spectres larges (D.I.I. forte) sont mieux localisés que les sons à spectres étroits (D.I.I. faible ou nulle) ((7)).

L'ensemble des phénomènes physiques qui déterminent les caractéristiques du stimulus binaurculaire trouve une représentation synthétique dans la notion de transfert interauriculaire, spécifique à l'excentricité de la source sonore et à la tête de l'auditeur dans son environnement d'écoute.

L'information spatiale présente dans le stimulus binauriculaire peut être définie soit par la donnée du couple (D.I.I., D.I.T.) qui est lié à la nature du son, soit par l'identification du transfert interauriculaire (donnée du vecteur paramétrique de la structure modèle) qui en est indépendant.

Dans la suite de l'étude, l'une ou l'autre représentation a été utilisée, la première se prêtant à des mesures simples, la seconde constituant un support théorique largement utilisé pour la définition du protocole expérimental.

L'identification complète des transferts interauriculaires ne constitue pas une nécessité pour l'étude, mais pourrait être envisagée dans un but de simulation, par écouteurs, de sources sonores spatialement déterminées ce qui relève davantage de psycho-acoustique.

En restant dans l'hypothèse où la tête est fixe par rapport à la source sonore, il apparaît en outre que les paramètres différentiels cités sont exempts de toute information de distance de la source sonore. Le premier paramètre (D.I.T.) y est quasiment insensible au delà du mètre, tandis que le deuxième (D.I.I.) est indépendant du niveau sonore, donc de la distance (cf fig. II.5 a).

L'importance des mouvements de tête pour la localisation d'un son signalée par de nombreux auteurs ((4), (16), (24), (40)) trouve un appui théorique pour les excentricités faibles de la source où les paramètres différentiels D.I.I. et D.I.T. y sont sensibles.

Ils constituent en outre une boucle de retour sur le stimulus binauriculaire dont l'importance théorique est évidente et qui ne peut être ignorée dans l'étude de l'audition binaurale.

Les paramètres physiques ne sont vraisemblablement pas les seuls à conditionner l'audition binaurale, les paramètres subjectifs (fatigue, situation psychologique...) intervenant comme dans toute forme de perception.

Les remarques formulées dans ce chapitre ont permis l'élaboration d'un protocole expérimental pour l'étude de l'évaluation de la latéralité d'une source sonore de la part d'un opérateur humain soumis à un stimulus binauriculaire et son étude fera l'objet du chapitre suivant.

CHAPITRE III

OPÉRATEUR HUMAIN

DANS UNE TÂCHE DE LOCALISATION

D'UN STIMULUS SONORE :

MÉTHODE D'ANALYSE

III 1 - DEFINITION DES ENTREES ET DES SORTIES DU SYSTEME

1.1 ENTREES

1.2 SORTIE : CHOIX DE LA REPONSE CEPHALIQUE

III 2 - ANALYSE DU PROCESSUS DE LOCALISATION EN SYSTEME BOUCLE

2.1 AUDITEUR EN DETECTEUR D'ERREUR

2.2 UNICITE DU CAPTEUR D'ENTREES-SORTIE

III 3 - DISPOSITIF EXPERIMENTAL

3.1 CABINE EXPERIMENTALE

3.2 GENERATION DES SONS

3.3 CHAINE DE MESURE

III 4 - PROTOCOLE EXPERIMENTAL

4.1 TACHE DU SUJET

4.2 CONDUITE INFORMATIQUE DU PROTOCOLE EXPERIMENTAL

4.3 SEQUENCE DE STIMULATION

CONCLUSION

Faisant suite à l'étude de certains caractères objectifs de l'audition binaurale, ce chapitre présente les méthodes employées pour l'analyse de la réponse d'un opérateur humain lors d'une tâche de localisation d'un son, dans le but de décrire les relations existant entre l'information spatiale effectivement présente à ses oreilles et son évaluation de la latéralité de la source.

Le choix de la *réponse céphalique* a conduit à une méthode d'analyse en *tracking* auditif. La réponse céphalique ayant pour effet de modifier le stimulus binaurculaire d'entrée, l'analyse de ces modifications permet d'appréhender le comportement de l'auditeur.

On se ramène ainsi à une systématisation en boucle fermée à deux entrées (D.I.T., D.I.I.) et une sortie (réponse céphalique).

La discussion de la méthode employée pour l'étude de la localisation fait l'objet des deux premiers paragraphes tandis que les deux suivants présentent le dispositif et le protocole expérimental utilisés pour son application.

III 1 - DEFINITION DES ENTREES ET DE LA SORTIE DU SYSTEME

1.1 ENTREES

Les entrées sont définies au niveau des pavillons auditifs du sujet par les valeurs différentielles D.I.T. et D.I.I. qui représentent à tout instant la composante spatiale de l'information binaurale (cf chap. II §1).

Le système étudié comporte donc deux *entrées indépendantes*, avec pour certains sons, une réduction au cas monovisible par l'absence de D.I.I. (cf chap. II §2).

Ces entrées sont mesurables sur le stimulus acoustique binaurculaire du sujet dans les conditions d'écoute effectives (cf fig. III.1).

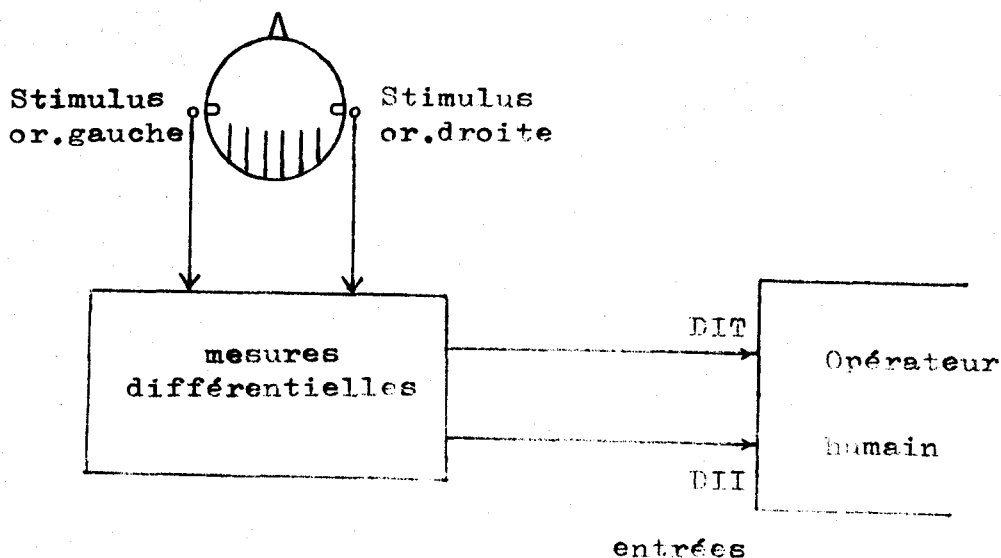


Fig. III.1 - Entrées du système

1.2 SORTIE : CHOIX DE LA REPONSE CEPHALIQUE

L'analyse des performances de localisation de l'auditeur passe par la mesure d'une variable de sortie représentatrice de la perception qu'il éprouve.

Les auteurs rapportant rarement le dispositif de réponse utilisé, les formes de réponse suivantes ont été envisagées :

- codage des secteurs localisés par l'auditeur avec réponse orale ou organe discret à touches.
- réponse par pointage, vers la source perçue, de la main, des yeux ou de la tête.

L'expérimentation de ces diverses formes de réponse a conduit aux conclusions suivantes :

La réponse orale, le sujet devant désigner en "heures" ou en degrés l'excentricité du secteur localisé, fait apparaître une imprécision de plusieurs dizaines de degrés même après apprentissage, ce qui ne répond pas aux performances de localisation .

Les formes de réponse où intervient une transposition d'espace (réponse sur clavier, réponse graphique) conduisent aux mêmes résultats.

L'inadaptation de ces dispositifs semble être liée aux difficultés d'extériorisation et de formulation, de la part des sujets, d'une perception par ailleurs très présente.

Ces contraintes psychologiques sont apparues moins critiques dans les tâches de pointage de la source perçue.

Le pointage du regard, en temps que forme de réponse, paraît convenir en précision dans la mesure où l'auditeur est accoutumé dans la vie courante à superposer localisation auditive et visuelle.

On ne peut toutefois, par cette forme de réponse, garantir une recherche uniquement auditive de la source, même dans le cas où l'obscurité est complète.

Le pointage de la main ou d'un levier font apparaître la nécessité d'un retour d'information sur la réponse, les retours proprioceptifs du bras restant insuffisants pour éviter les erreurs propres au dispositif de pointage. Les retours d'information sur le pointage manuel que l'on peut envisager font appel à la vue et induisent des mouvements céphaliques perturbateurs.

La nécessité d'un retour d'information à l'auditeur de sa réponse et la volonté de considérer les mouvements de tête pendant l'écoute en tant que variable et non perturbation du système ont été conciliés par le choix de *la réponse céphalique*.

Cette forme de réponse qui consiste à pointer la tête en direction de la source perçue (cf fig. III.2) est apparue particulièrement adaptée à l'extériorisation de la part des sujets de leur perception, ce qui est à rapprocher du fait que la réponse céphalique constitue un bouclage sur les entrées principales (cf chap. II § 3.2) et que la sensibilité de ce bouclage croît lorsque la source se rapproche du plan sagittal de la tête.

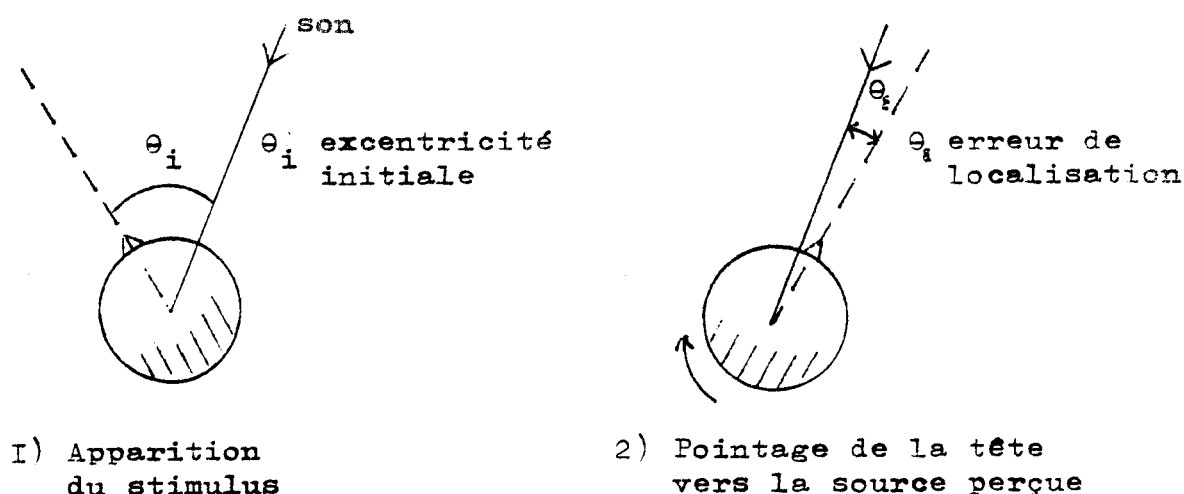


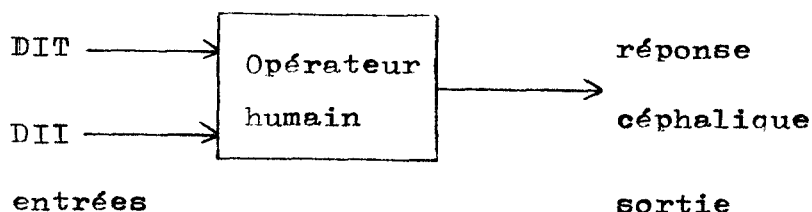
Fig. III.2 Réponse céphalique

L'erreur finale du pointage céphalique fournit une estimation de l'erreur de localisation dont l'étude est l'objet principal de ce travail.

Le choix de la réponse céphalique implique par contre l'analyse du processus de la localisation d'un son par un système bouclé conformément aux remarques formulées au chap. II § **3.2**

III 2 - ANALYSE DU PROCESSUS DE LOCALISATION EN SYSTEME BOUCLE

En raison du choix des variables d'entrée et de sortie, le transfert propre à l'opérateur humain correspond au schéma ci-dessous :



2.1 AUDITEUR EN DETECTEUR D'ERREUR. TRACKING AUDITIF

L'effet de la réponse céphalique (cf chap. II § **3**) est de modifier les caractéristiques physiques de la corrélation interauriculaire et par suite le stimulus binauriculaire.

L'auditeur se trouve ainsi impliqué dans un système bouclé où il est sensibilisé par l'erreur de son pointage. L'étude s'apparente à un tracking auditif, où la tâche du sujet est d'annuler les entrées D.I.I. et D.I.I., en pointant sa tête en face de la source sonore.

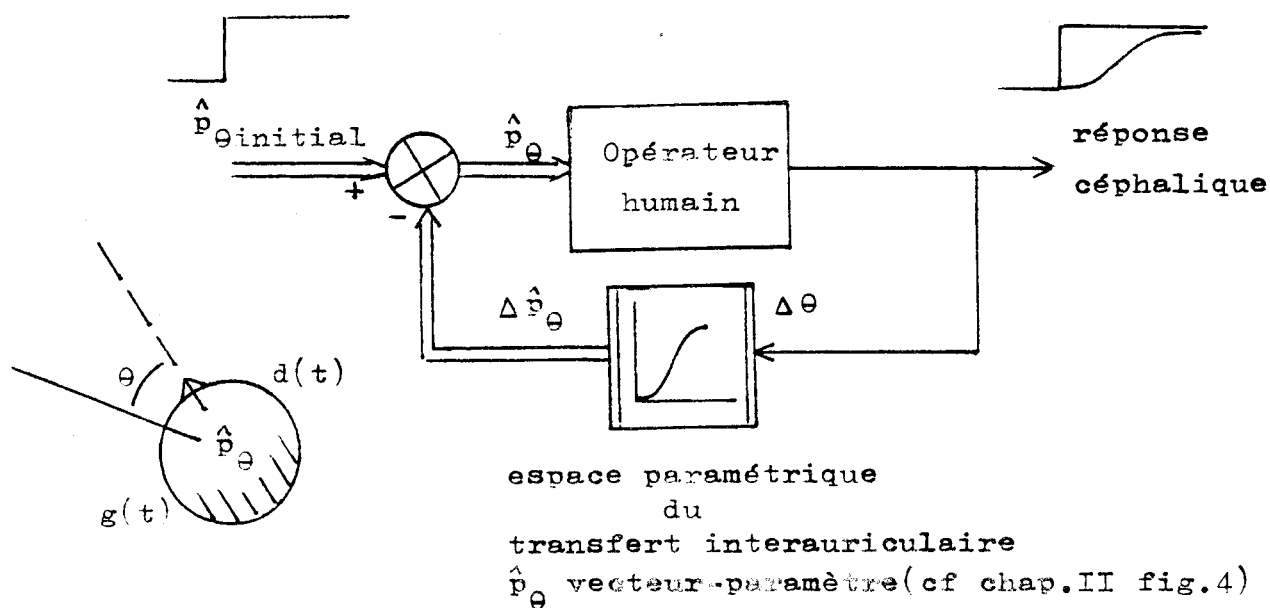


Fig.III 3a Représentation générale avec transfert interauriculaire. (son quelconque)

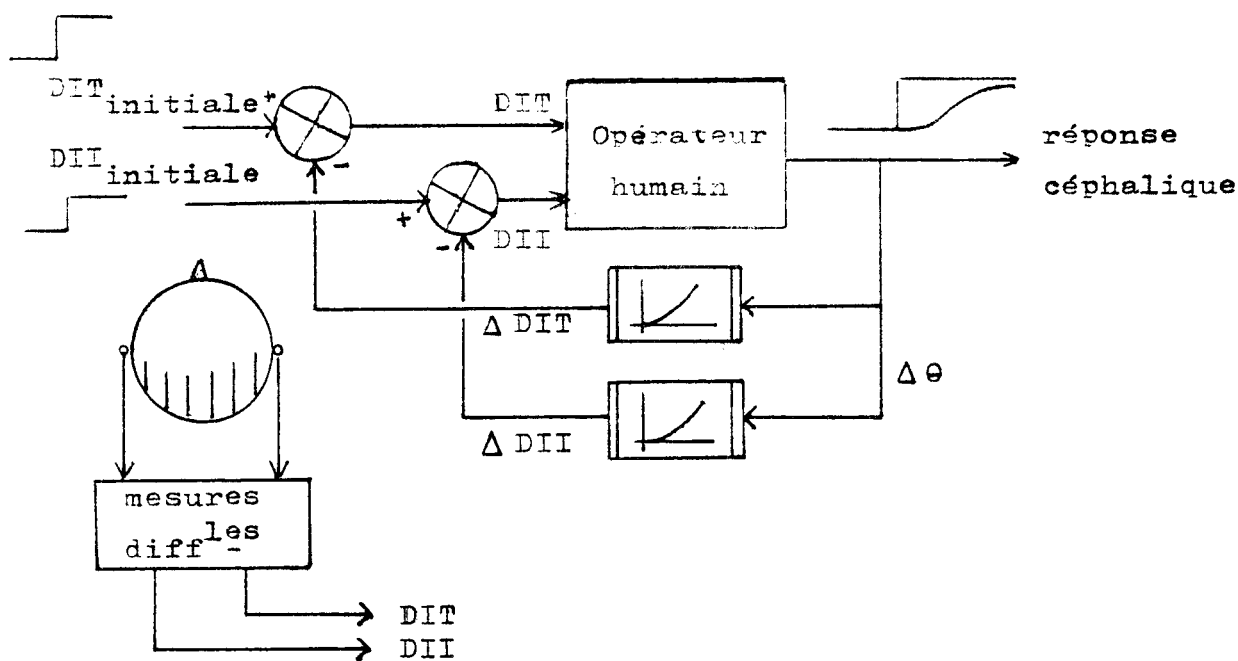


Fig.III 3b Système étudié expérimentalement. (pour un son donné)

Fig. III. 3 Système étudié pour l'analyse du processus de localisation

Selon que l'on représente l'information spatiale par le couple paramétrique (D.I.I., D.I.I.) ou par le vecteur paramétrique du transfert interauriculaire (cf chap. II § 2), la méthode d'analyse du processus de la localisation d'un son avec réponse céphalique est schématisé fig III.3 (a et b). La représentation de l'entrée par le vecteur paramétrique $\hat{\mathbf{p}}_{\theta}$ du transfert interauriculaire rend compte des phénomènes physiques entraînés par la réponse céphalique, quelque soit le signal sonore, et est indiqué à ce titre (cf fig III.3 a).

Il est rappelé qu'à l'entrée définie par les caractéristiques du transfert interauriculaire ont été préférées les entrées différentielles (D.I.I., D.I.I.) dont la mesure est plus aisée. Le système étudié expérimentalement est schématisé fig III 3.b.

Etant donné la fixité dans l'espace des sources sonores utilisées (hauts parleurs), les signaux d'entrées du système bouclé sont constitués par des *échelons de position*.

L'amplitude de l'échelon de chacune des deux entrées est égale à la valeur initiale de l'entrée correspondante à l'instant d'apparition du son et dépend de la position de la tête à cet instant - (cf fig. III.4)

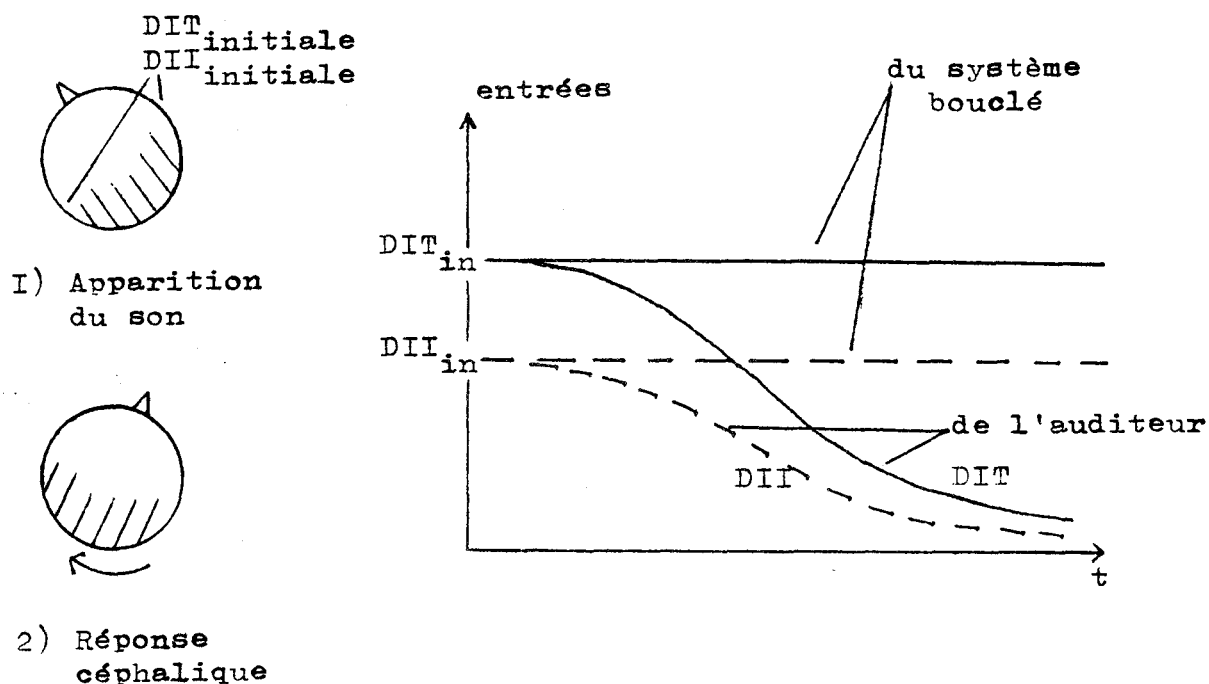


Fig III.4 Entrées du système bouclé en échelons de position

2.2 UNICITE DU CAPTEUR D'ENTREES-SORTIE

Les signaux dont la mesure est nécessaire à l'analyse sont constitués par les variations dans le temps des entrées (D.I.T., D.I.I) ainsi que par le déplacement de la tête de l'auditeur en rotation horizontale.

Les signaux d'entrées sont captés au niveau des pavillons auriculaires du sujet par des microphones miniatures (cf § 3.3)

Les mouvements de tête peuvent être mesurés par les capteurs classiques potentiométriques (16). Ce type de capteurs présente toutefois l'inconvénient d'être sensible au positionnement de la tête dans le capteur et, pour les modèles à casque, de gêner l'écoute.

On peut en fait obtenir un capteur portatif à un degré de liberté (rotation) en utilisant les microphones nécessités par ailleurs pour la mesure des entrées.

La position de la tête par rapport à la source sonore étant en relation biunivoque avec la D.I.T. (cf chap II § 1.2), on obtient directement la réponse céphalique par la mesure de la variation (D.I.T. initiale - D.I.T.) (cf fig. III.5 a)

Le capteur obtenu présente l'avantage de donner la position effective de la tête par rapport à la source et de ne pas gêner l'écoute.

En conséquence, les seules mesures nécessaires à l'étude du processus de localisation avec réponse céphalique sont les variations du couple (D.I.T., D.I.I.) qui fournissent aussi bien les entrées que la sortie du système (cf fig. III 5 b).

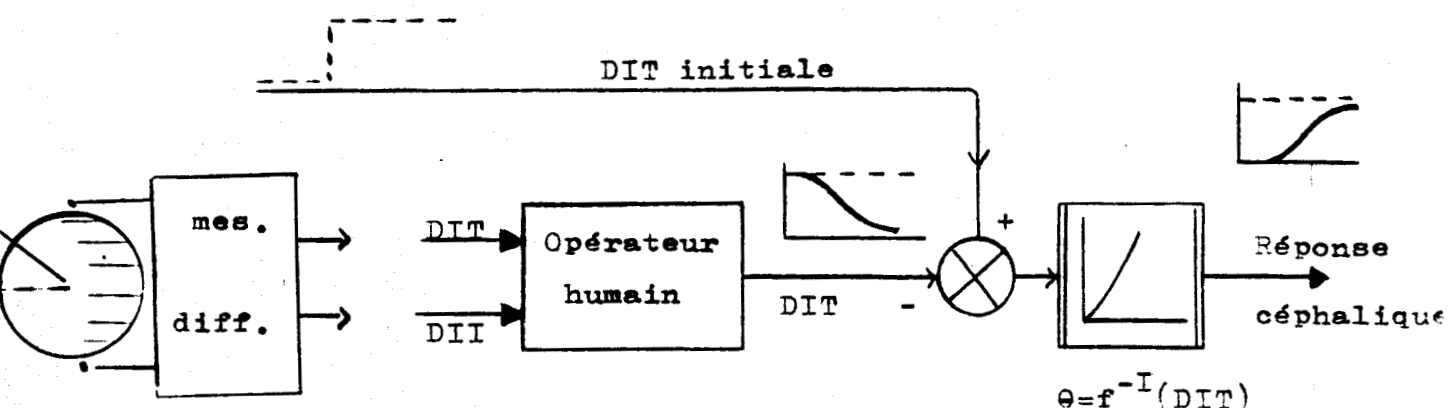


Fig. III.5 a Mesure de la réponse céphalique par la D.I.T.

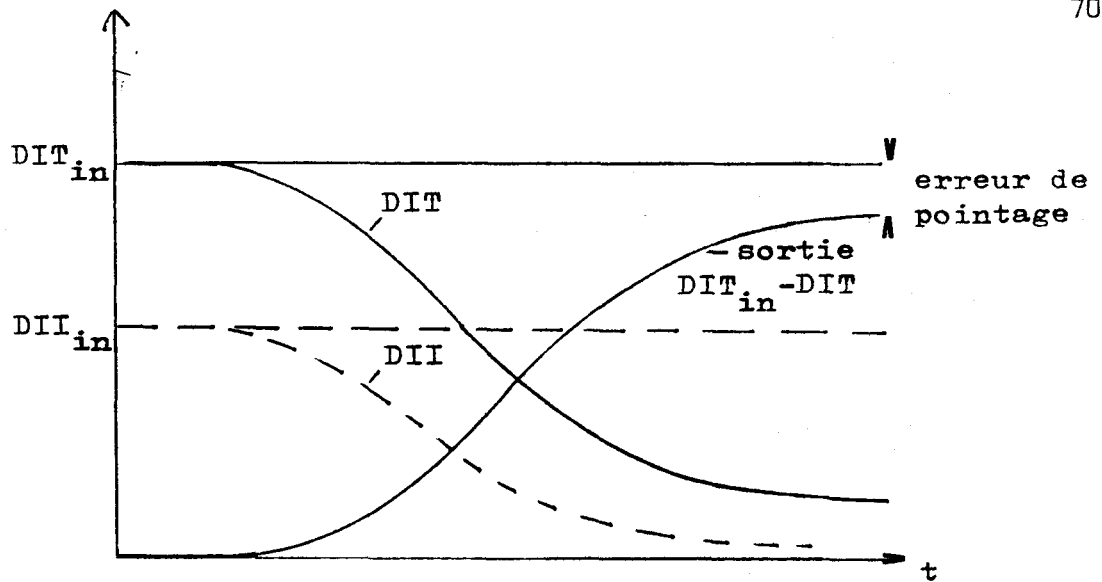


Fig. III.5 b Courbes d'entrées-sortie

III 3 - DISPOSITIF EXPERIMENTAL

3.1 CABINE EXPERIMENTALE

La cabine utilisée est de forme semi-cylindrique (cf fig.III 6)

Un siège réglable permet de placer la tête de l'auditeur sur l'axe du demi-cylindre à une hauteur prédéterminée.

On dispose d'une batterie de hauts-parleurs distribuée à même hauteur sur la périphérie de la cabine, de sorte que le plan passant par les hauts parleurs et les oreilles de l'auditeur soit horizontal.

Les qualités acoustiques de la cabine ne sauraient être assimilées au cas du champ libre. Si l'isolation d'une pièce est relativement aisée à obtenir, la caractéristique inverse de non réverbération, c'est à dire d'évacuation totale de l'énergie sonore, ne peut s'obtenir en raison du caractère clos de l'environnement, la meilleure garantie de non réverbération restant dans tous les cas le champ libre.

La cabine expérimentale présente donc la caractéristique commune aux endroits clos qui est la réverbération des fréquences basses. Il est rappelé que la méthode d'analyse utilisée rend compte de ces phénomènes, en raison de la prise en compte des signaux effectivement entendus dans l'environnement expérimental.

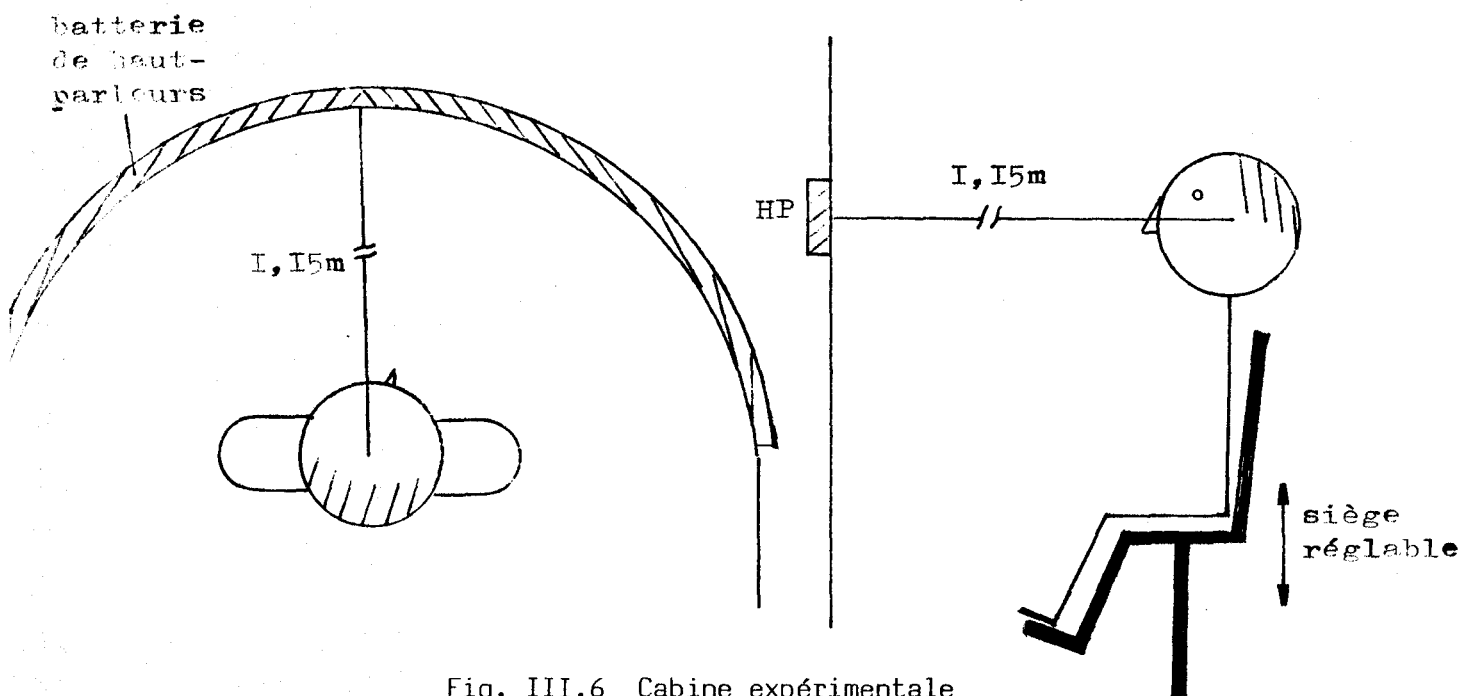


Fig. III.6 Cabine expérimentale

3.2 GENERATION DES SONS

Les différents signaux utilisés sont obtenus à partir d'un signal unique issu d'un générateur de séquence binaire pseudo aléatoire. Ce signal est stationnaire sur une durée d'observation égale à un multiple de sa période, fixée ici à 16 ms environ par 16 383 impulsions binaires de 1 μ s de durée, la valeur de 16 ms étant déterminée en vue du traitement informatique ultérieur (cf chap. IV).

Un filtrage interne au générateur (mode gaussien) confère au signal de sortie une bande passante plate de (0 - 50 K Hz).

Les trois bruits utilisés dans le protocole expérimental sont obtenus par filtrage du signal pseudo aléatoire et ne diffèrent que par leur bande passante (cf fig. III.7)

Le premier bruit est généré par l'injection directe du signal gaussien dans le haut parleur, dont la réponse en fréquence réduit la bande passante du son à (200 Hz - 16 K Hz) environ.

Les bruits 2 et 3 sont obtenus par filtrage passe bas (48 dB/oct) du signal gaussien aux fréquences de coupure 5000 Hz et 500 Hz respectivement, ce qui fixe les bandes passantes des sons 2 et 3 à (200 - 5000 Hz) et (200 - 500 Hz) respectivement.

Les trois sons utilisés restent stationnaires sur une durée d'observation multiple de 16 ms. Leur spectre en amplitude est approximativement plat, aux fluctuations de la réponse fréquentielle des hauts parleurs près. Leur niveau sonore est de 75 dB_A au centre de la cabine.

3.3 CHAÎNE DE MESURE

Les seuls signaux à relever sont les sons reçus aux oreilles de l'auditeur (cf III §2.2).

Les microphones utilisés, conçus pour la technique d'enregistrement par tête artificielle, sont miniaturisés et omnidirectionnels. Ils ont été modifiés pour assurer leur fixité pendant la réponse céphalique et sont fixés par pince sur le lobe de chaque oreille de manière à capter les variations de pression à l'entrée du conduit auditif (cf fig. III.8)

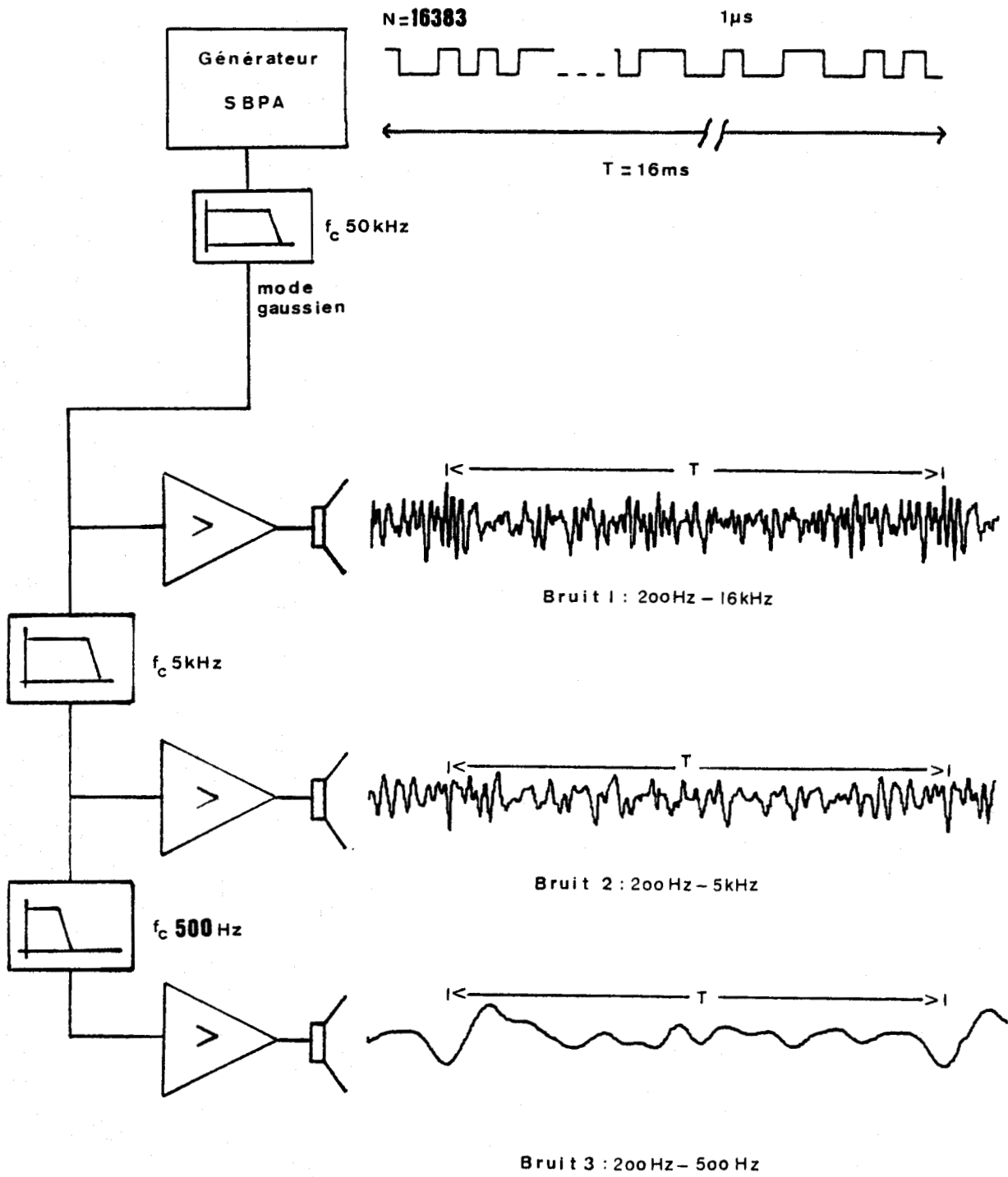


Fig. III.7 Types de sons utilisés

Ces microphones sont de haute fidélité malgré leur taille et leur réponse en fréquence est supérieure à celle de l'ouïe.

L'acquisition des signaux délivrés par ces microphones par une chaîne de conversion en vue du traitement informatique ultérieur ne peut être effectuée en temps réel en raison des caractéristiques des signaux sonores.

La bande passante des sons reçus aux oreilles de l'auditeur étant susceptible d'atteindre 16 KHz, la fréquence d'échantillonnage minimum nécessaire à leur acquisition est de 32 KHz sur chaque voie, soit 74 KHz avant multiplexage (théorème de Shannon).

L'échantillonnage et le stockage des signaux numérisés n'étant pas possible en temps réel, on a recours à une technique simple de dilation de temps par enregistreur magnétique.

Les signaux sont enregistrés pendant l'expérience puis restitués avec une vitesse de défilement inférieure, ce qui permet leur acquisition en temps différé sur ordinateur numérique.

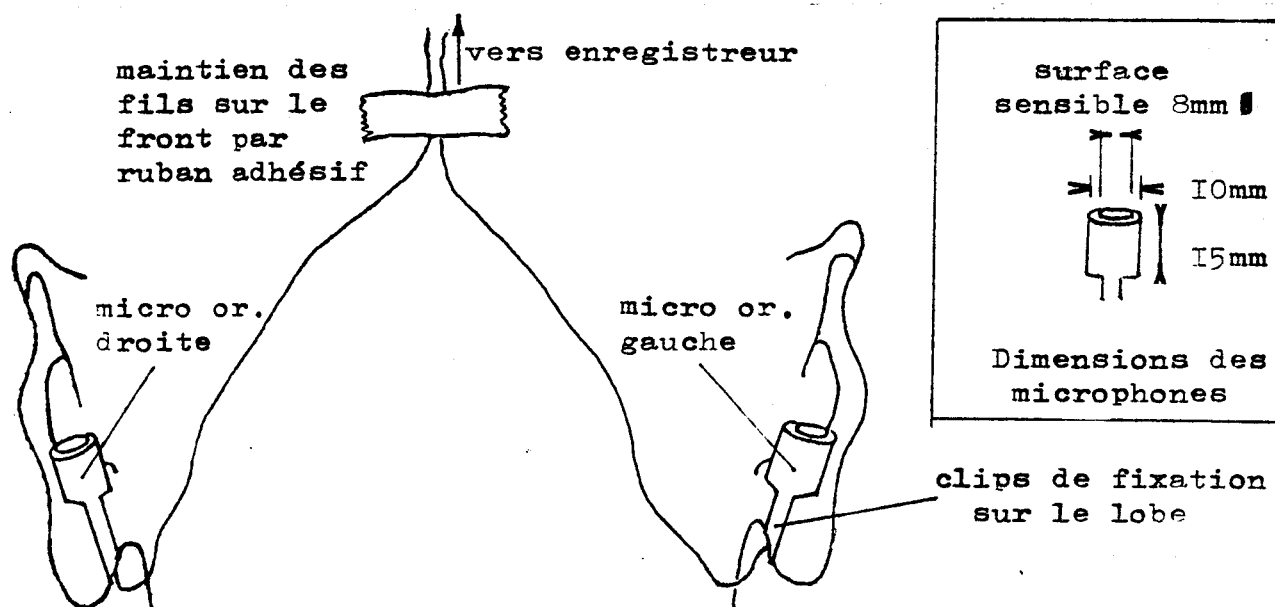


Fig.III 8 Microphones de mesure des signaux binauricaux.

III 4 - PROTOCOLE EXPERIMENTAL

Le protocole expérimental établi pour le relevé des réponses d'un opérateur humain à une séquence de stimulation binauriculaire est placé sous le contrôle d'un ordinateur en ligne destiné à une meilleure uniformisation des conditions expérimentales d'un sujet à l'autre et dans le but de faciliter l'analyse ultérieure des signaux d'entrées-sortie.

4.1 TACHE DU SUJET

L'auditeur est testé aux heures tardives de la journée où le bruit ambiant dans la cabine expérimentale est de 35 dB_A en moyenne et où l'obscurité est complète.

Les capteurs microphoniques d'entrées-sortie ayant été placés à l'entrée de ses pavillons auriculaires, une séquence de sons est présentée au sujet dont l'équipement se limite au port des microphones auriculaires.

Chaque bruit apparaît après une temporisation aléatoire de 1 s à 3 s. Le sujet a reçu comme consigne de répondre avec précision et sans contrainte de vitesse par un pointage de la tête vers la source perçue, puis de valider sa réponse en appuyant sur un bouton poussoir dont l'effet est de supprimer le son et de provoquer l'apparition du suivant après temporisation.

La séquence comprend 32 sons et la durée moyenne de l'expérience est de 6 mn.

4.2 CONDUITE INFORMATIQUE DU PROTOCOLE EXPERIMENTAL

Le rôle du calculateur en ligne est de générer la séquence de stimulation sonore, de contrôler son évolution en fonction du temps de réponse du sujet et de fournir quelques résultats immédiats nécessaires au traitement en temps différé des signaux d'entrées-sortie (cf chap. IV)

Chaque son de la séquence répond à trois paramètres que sont le numéro du haut parleur à sélectionner, le numéro du générateur à sélectionner, la valeur de la temporisation avant l'envoi du son. Ces paramètres codés sont lus sur disque magnétique et leur décodage a pour effet le positionnement de relais de sélection par l'intermédiaire de sorties numériques. L'acquisition du signal de validation de la réponse de l'auditeur provoque le décodage des paramètres du son suivant ainsi que le relevé du temps de validation.

En fin de programme est fournie la liste des temps de validation de chaque réponse et le nombre de "non-répondu" éventuels dans un temps imparti.

Le programme de conduite du protocole expérimental n'assure pas l'acquisition en temps réel des signaux binauriculaires d'entrées-sortie en raison de la bande passante trop élevée des signaux acoustiques, qui sont simplement enregistrés pendant l'expérimentation et dont la numérisation et le traitement ont lieu en temps différé. Sont enregistrés en outre les signaux de synchronisation émis par le programme de conduite en temps réel nécessaires au dépouillement en temps différé des enregistrements des signaux d'entrées-sortie.

paramètres
* d'un
stimulus

N° Haut-parleur
N° générateur
t_i temporisation

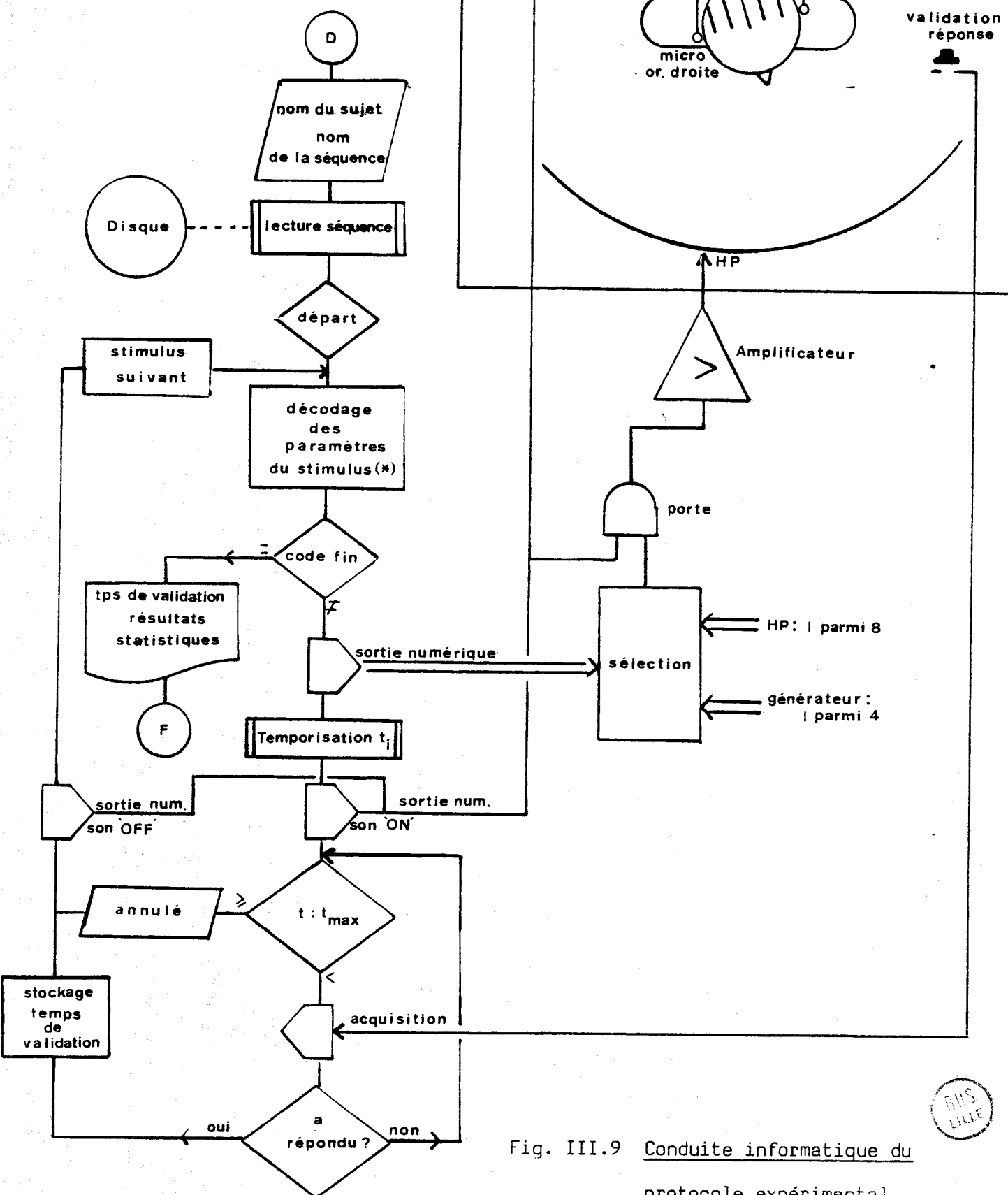


Fig. III.9 Conduite informatique du
protocole expérimental



Le déroulement du protocole expérimental est schématisé fig. III.9 par l'organigramme du programme de conduite.

4.3 SEQUENCE DE STIMULATION

Chaque stimulation de l'auditeur est conditionnée à la fois par le son généré par haut parleur et la position initiale de la tête par rapport à la source sonore.

La position initiale de la tête, avant l'apparition d'un son de la séquence exécutée par le programme de conduite, est la position d'azimuth nul, obtenue en intercalant entre chaque son utile de la séquence de stimulation un son d'initialisation émis du haut parleur central de la cabine (cf fig. III. 10).

La réponse céphalique à ce stimulus central a pour effet d'imposer une position initiale d'excentricité nulle de la tête de l'auditeur au moment de l'apparition du stimulus utile.

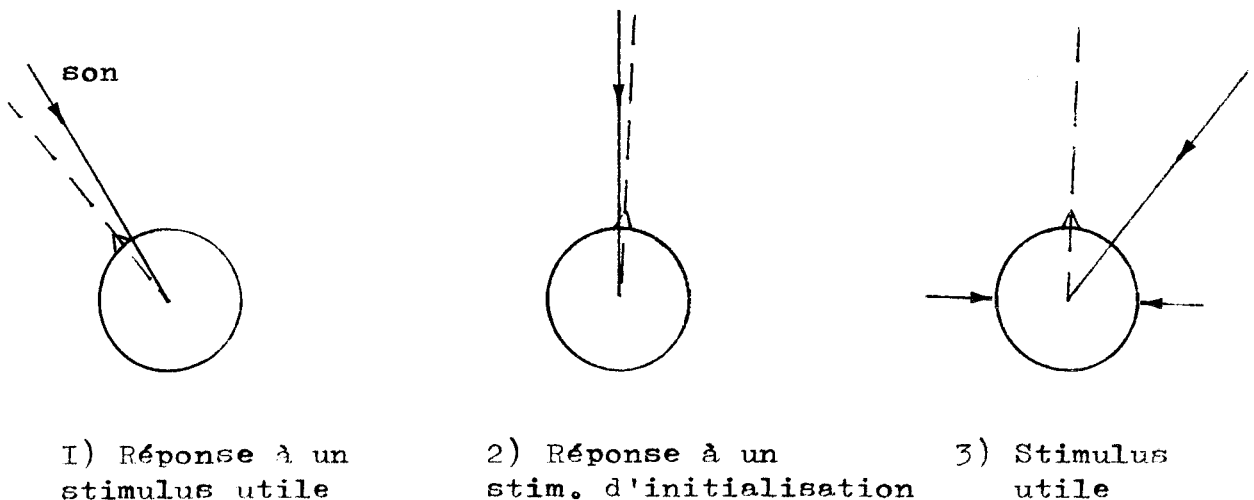


Fig. III.10 Initialisation de la position de la tête

Cette position initiale est toutefois sensible aux erreurs de pointage de la tête sur le haut parleur central et il est nécessaire d'en tenir compte lors de l'analyse des résultats (cf chap. V).

La position initiale de la tête ayant été définie, la séquence de sons dont chacun est caractérisé par l'emplacement du haut-parleur excité et le type de son sélectionné, conditionne une séquence de stimulations binaurales effectives initiales.

Le protocole expérimental ne prend pas en compte la variation de la distance et du niveau sonore des sons qui sont respectivement fixés à 1,15 m et 75 dB_A.

Conditionnement de l'entrée échelon D.I.T. initiale

Les limitations physiologiques de la réponse céphalique en rotation ont imposé une distribution des hauts parleurs de - 50 degrés à + 50 degrés par rapport à l'axe longitudinal de la cabine, à raison d'un haut parleur tous les 10 degrés.

Les valeurs des échelons D.I.T. entraînés par l'emploi de ces hauts parleurs pour une position de la tête centrée sont en approximation :

θ°	50G	40G	30G	20G	10G	0	10D	20D	30D	40D	50D
DIT μs 	-400	-330	-250	-180	-100	0	100	180	250	330	400

Rappel (cf chapII figII 2b) de la correspondance approximative de l'entrée DIT avec l'azimuth de la source

Ces valeurs sont dans la pratique dépendantes du positionnement géométrique imparfait des hauts parleurs, de la distance interauriculaire de l'auditeur, d'une position initiale de la tête non rigoureusement centrée. Le tableau ci dessus est donné à titre indicatif pour situer le domaine de variation des échelons D.I.T. dans le protocole expérimental et il est rappelé que l'entrée est définie par la mesure effective de la D.I.T. pour chaque son de la séquence de stimulation.

Conditionnement de l'entrée échelon D.I.I. initiale

L'étude du transfert interauriculaire (cf chap.II § 2) a fait ressortir la fonction de filtrage passe bas de la tête dont l'effet est la création d'une différence d'intensité (D.I.I.), liée à l'angle d'incidence de la source sonore sur la tête et aux caractéristiques spectrales de la source vis à vis de celles du transfert inter-

auriculaire (cf chap. II Fig. II.3 b)

Dans le but de générer pour un échelon D.I.T. initial donné des échelons de D.I.I. initiale de différentes valeurs, la séquence de stimulation utilise trois types de sons qui se distinguent par leurs caractéristiques spectrales (cf fig.III.7)

La figure III 11 donne un exemple des signaux mesurés aux oreilles d'un sujet lorsqu'on emploie successivement les bruits 1, 2 et 3 pour une même excentricité de la source par rapport à la tête de 50° gauche environ.

Dans le cas des bruits 1 et 2, le signal reçu à l'oreille droite est l'image filtrée et retardée du signal reçu à l'oreille controlatérale et la D.I.I. obtenue est plus importante pour le bruit 1 que pour le bruit 2.

Dans le cas du bruit 3 dont les composantes spectrales sont incluses dans la bande passante du transfert interauriculaire, la D.I.I. est quasiment nulle.

Dans les trois cas, le signal reçu à l'oreille droite est en retard d'une valeur égale à la D.I.T. par rapport au signal reçu à l'oreille gauche, ce retard étant directement mesurable sur les signaux obtenus avec le bruit n° 3 qui se correspondent par simple translation.

Parmi ces trois bruits, le troisième présente la caractéristique importante de réduire le système étudié au cas monovisible, ce qui en facilite l'identification (cf chap. VI)

La valeur de sa bande passante 200Hz-500Hz a été déterminée expérimentalement en abaissant sa fréquence de coupure haute jusqu'à disparition de la D.I.I. pour toutes les positions que peut prendre la tête pendant l'écoute.

Toutefois le conditionnement de l'échelon D.I.I. initial par l'emploi de ces trois bruits pour une incidence de la source donnée n'est pas total, la morphologie de la tête de l'auditeur étant susceptible d'intervenir. Aussi l'entrée D.I.I. est-elle définie par sa mesure effective aux oreilles de l'auditeur pour chaque son de la séquence de stimulation.

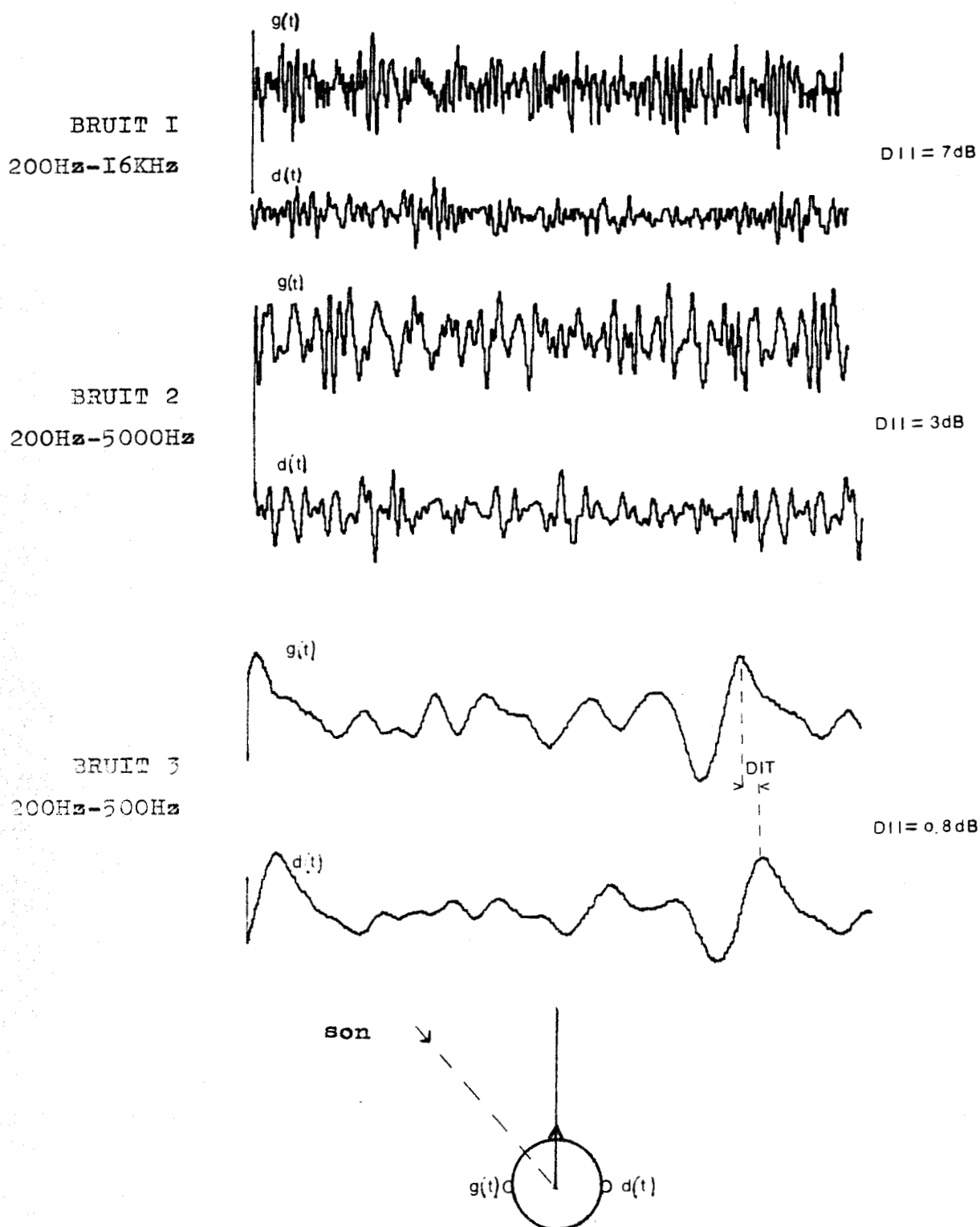


Fig.III.11 Signaux binauriculaires pour les différents types de sons ($\theta = 50^\circ$ gauche)

CONCLUSION

La réponse céphalique de l'auditeur dans une tâche de localisation d'un son a été retenue en raison de son adaptation à résoudre le problème de l'extériorisation, de la part du sujet, de l'excentricité perçue de la source sonore. Elle correspond par ailleurs à l'un des objectifs de l'étude qui est de prendre en compte les mouvements céphaliques durant l'écoute en tant que variable du système.

Ce choix conduit à une étude en boucle fermée où l'auditeur joue le rôle de détecteur d'erreur, sa tâche étant de tenter d'annuler les entrées (D.I.T., D.I.I.) en pointant la tête vers la source sonore.

Compte tenu du fait que la mesure en azimuth de la position de la tête par rapport à la source sonore peut s'effectuer à tout instant par la mesure de la D.I.T., les signaux nécessaires pour l'étude se restreignent aux variations dans le temps du couple (D.I.T., D.I.I.). En conséquence, les instruments de mesure à utiliser sont des microphones placés à l'entrée des pavillons auditifs et qui tiennent lieu de capteurs d'entrée comme de sortie.

Le protocole expérimental élaboré en fonction des options prises pour l'étude permet une stimulation binaurculaire sous la forme de deux entrées échelons D.I.T. initiale et D.I.I. initiale. La séquence de sons utilisée conditionne les différentes entrées D.I.T. et D.I.I. initiales par l'emploi d'une batterie de hauts parleurs et de différents types de bruits choisis pour des caractéristiques spectrales particulières vis à vis du transfert interauri-

culaire. Ce conditionnement n'est effectif que par l'emploi de sons d'initialisation introduits dans la séquence de stimulation pour assurer une position initiale de la tête déterminée à l'apparition des stimulations.

Le protocole expérimental est conduit par un calculateur en ligne dont la fonction annexe est la génération de signaux de synchronisation nécessaires au traitement informatique en temps différé des signaux binauriculaires pour le calcul des courbes d'entrées-sortie effectives, pour chaque stimulus et pour chaque sujet. Ce traitement informatique est présenté dans le chapitre suivant (chap. IV).

La méthode d'analyse utilisée ne considère que les signaux effectivement entendus par le sujet dans les conditions d'écoute en présence, à l'exclusion de toute considération sur l'émission des sons.

Le protocole expérimental ne nécessite que l'enregistrement des signaux binauriculaires par l'emploi de microphones spéciaux et d'un magnétophone.

Il peut être transposé sans modification à d'autres environnements d'écoute, voire en champ libre.

CHAPITRE IV

TRAITEMENT INFORMATIQUE

DES

SIGNAUX BINAURICULAIRES

IV 1 - ACQUISITION DES SIGNAUX BINAURICULAIRES

IV 2 - ALGORITHMES DE DETERMINATION DES SIGNAUX D'ENTREES-SORTIE (DIT, DII)

2.1 DETERMINATION DE LA D.I.T. PAR UNE METHODE DU MODELE SUR
LE TRANSFERT INTERAURICULAIRE

2.2 DETERMINATION DE LA D.I.T. PAR INTERCORRELATION DES SIGNAUX
BINAURICULAIRES

2.3 DETERMINATION DE LA D.I.I.

IV 3 - VALIDITE DES ALGORITHMES. REALISATION D'UN CAPTEUR-ETALON HYBRIDE
DE LA D.I.T.

3.1 DESCRIPTION DU CAPTEUR ETALON

3.2 PERFORMANCES DU CAPTEUR-ETALON

3.3 APPLICATION A L'ETALONNAGE DU CALCUL INFORMATIQUE DE LA
D.I.T.

Les valeurs des variables d'entrées (D.I.T., D.I.I.) et de sortie (D.I.T.) (cf chapitre III) sont définies à chaque instant par des mesures différentielles sur le stimulus acoustique binaurculaire. Ces mesures sont sans cesse réitérées pendant la réponse céphalique de manière à obtenir les courbes d'entrées-sortie (D.I.T. (t), D.I.I. (t)) nécessaires à l'étude.

L'emploi d'un calculateur numérique a permis d'effectuer le traitement automatique des signaux binaurculaires pour le calcul de ces courbes.

Ce chapitre présente les algorithmes de traitement informatique appliqués aux signaux binaurculaires de chaque auditeur enregistrés pendant la séquence de stimulation.

Un dispositif-étalon de mesure de la D.I.T. est en outre rapporté, la réalisation de ce capteur ayant été nécessaire pour tester la validité des algorithmes de traitement utilisés.

IV 1 - ACQUISITION DES SIGNAUX ACOUSTIQUES BINAURICULAIRES

L'acquisition a lieu en temps différé en raison de la bande passante trop élevée du signal acoustique qui ne permet pas l'échantillonnage en temps réel.

Une dilatation de temps est effectuée selon une méthode qui consiste à enregistrer les signaux à échantillonner sur bande magnétique et à les restituer avec une vitesse de lecture ralentie.

L'enregistrement du stimulus binauriculaire du sujet pendant la séquence de stimulation est effectué avec une vitesse de défilement de la bande magnétique de 76 cm/s, tandis que la vitesse de lecture a été fixée à 4,65 cm/s, soit une dilatation de temps de valeur 16. La fréquence de coupure haute des signaux se trouve parallèlement divisée par 16 et vaut au maximum (bruit n° 1 du protocole expérimental - cf chap. III §) : $f_c = 16 \text{ KHz} \times \frac{1}{16} = 1 \text{ KHz}$ (cf fig IV.1)

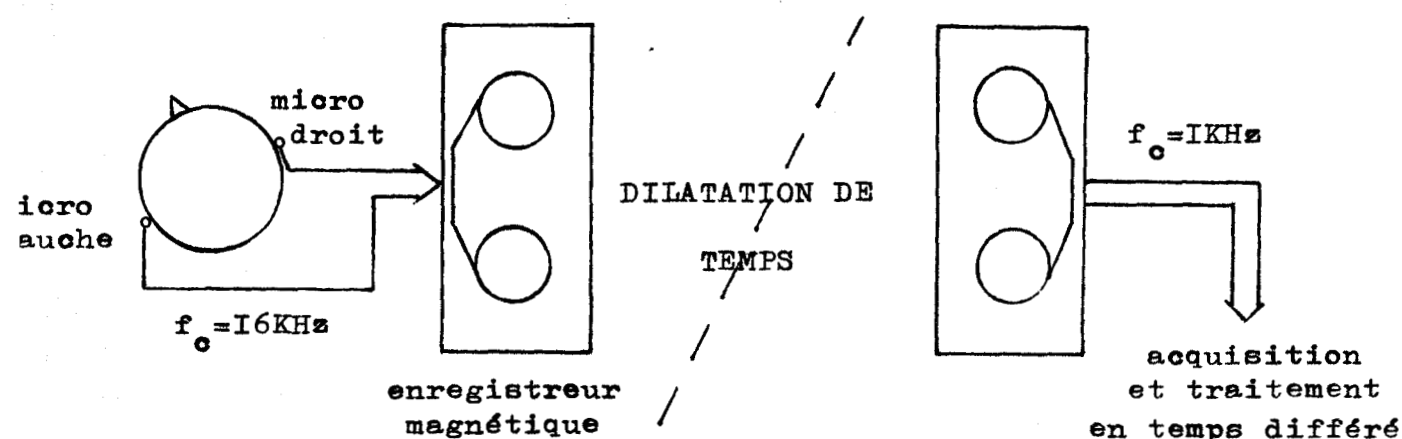


Fig.IV.1 - Dilatation de temps des signaux binauriculaires en vue de leur acquisition sur C.N.

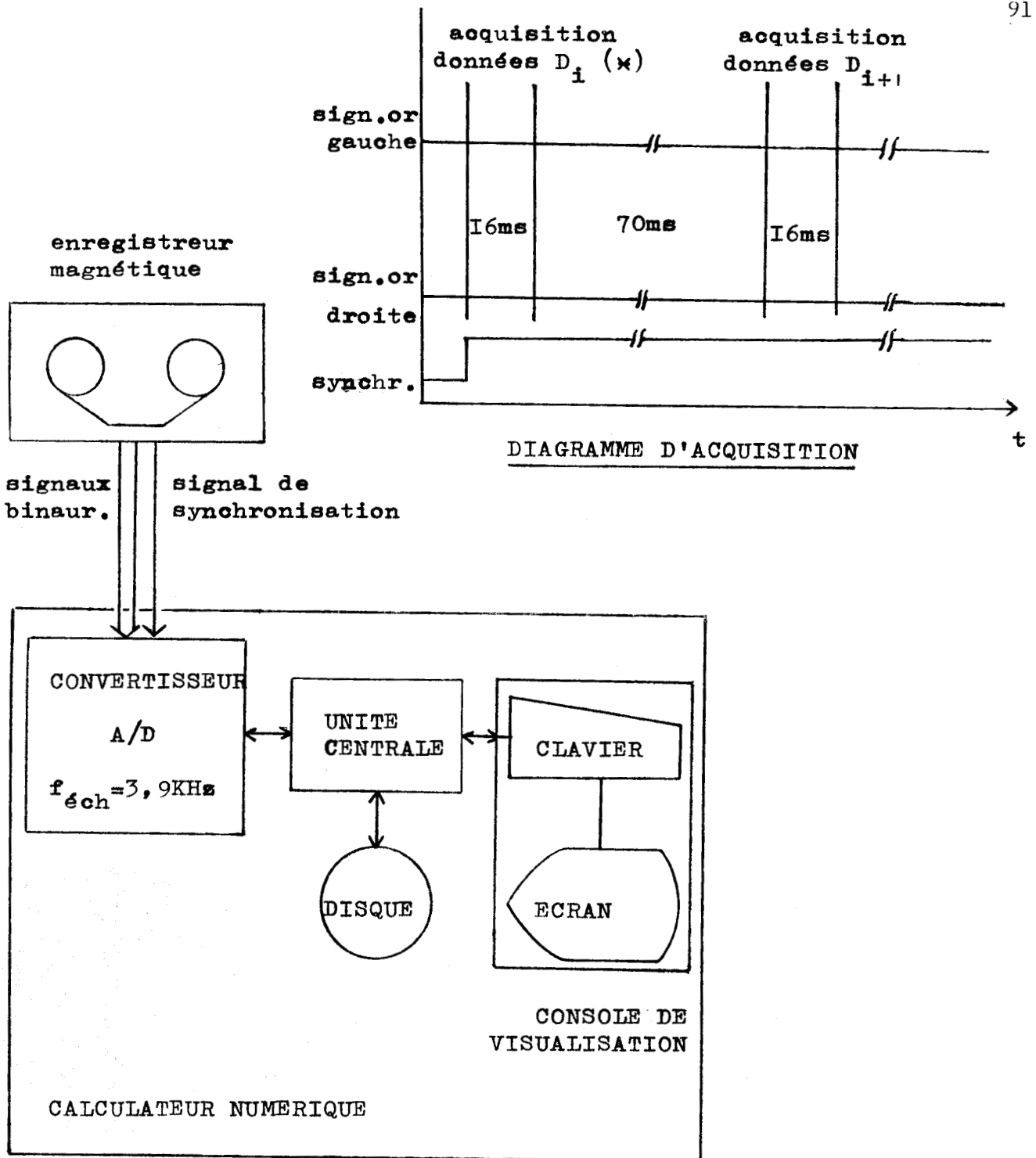
La fréquence de coupure haute obtenue de 1 KHz au maximum sur chacune des voies (oreille droite et oreille gauche) permet un sur-échantillonnage au sens de Shannon, suréchantillonnage nécessité par les algorithmes de détermination de la D.I.T. (voir paragraphes suivants). La fréquence d'échantillonnage retenue est de 3,9 KHz par voie soit, compte tenu de la dilatation de temps, 62,4 KHz par voie sur les signaux réels.

L'acquisition est programmée de manière à échantillonner les signaux binauriculaires lus sur bande magnétique pendant un laps de temps égal à la période de répétition de la séquence binaire pseudo-aléatoire (16,3 ms) employée pour la génération des sons (cf chap III §3). Les données ainsi acquises sont la base du calcul d'un point $(D.I.T(t_i), D.I.I(t_i))$ des courbes d'entrées-sortie. Cette acquisition est renouvelée toutes les 70 ms (soit toutes les 1,12 s sur la bande magnétique) pour l'obtention des données nécessaires au calcul ultérieur d'un nouveau point $(D.I.T(t_{i+1}), D.I.I(t_{i+1}))$.

Ce processus d'acquisition est renouvelé jusqu'à détection sur l'enregistrement d'un signal de synchronisation marquant la fin de la réponse.

Les données numérisées sont stockées sur disque magnétique en vue d'un traitement ultérieur (voir paragraphes suivants) qui permette le calcul point par point des courbes d'entrées-sortie.

La fig. IV.2 résume la procédure d'acquisition, dont la programmation a été effectuée en langage assembleur.



(*) D_i Données pour le calcul ultérieur de $(DIT(t_i), DII(t_i))$

D_{i+1} " " $(DIT(t_{i+1}), DII(t_{i+1}))$

1024 points par voie; période d'échantillonnage 16 μ s

Fig.IV.2 - Acquisition des signaux



Etant donné la fréquence élevée d'échantillonnage de 62,4 KHz par voie, soit 125 K échantillons pour rendre compte d'une seconde des signaux binauriculaires de l'auditeur pendant la réponse, une minimisation du nombre des données acquises en vue du traitement a été effectuée.

Les valeurs de 16 ms (horizon de calcul du traitement) et 70 ms (période de réitération de la mesure) sont le résultat d'un compromis entre la nécessité de réduire l'encombrement des données en mémoire et du temps de calcul d'une part, et des contraintes algorithmiques d'autre part.

Ainsi l'horizon de calcul a-t-il été déterminé, pour la période d'échantillonnage retenue de 16 μ s, par le nombre de données (1024) nécessaires aux algorithmes de traitement (voir paragraphes suivants). La durée des échantillons, qui est aussi la période de la séquence binaire pseudo-aléatoire utilisée pour la génération des sons, a donc été fixée à

$$H = 1024 \times 16 \mu s = 16,3 \text{ ms}$$

Par ailleurs, la période de réitération du calcul pour l'obtention point par point des courbes d'entrées-sortie a été fixée en rapport avec la vélocité des mouvements céphaliques (40). La valeur de 70 ms retenue conduira à un *échantillonnage* (obtention point par point) des courbes d'entrées-sortie de 14 Hz environ qui suffit, en ce qui concerne la sortie céphalique, à rendre compte de la dynamique de la réponse.

IV 2 - ALGORITHMES DE DETERMINATION DES SIGNAUX D'ENTREES-SORTIE (D.I.T., D.I.I.)

Les algorithmes présentés permettent d'obtenir, à partir des échantillons provenant des enregistrements des signaux binauriculaires, les courbes donnant la variation de la D.I.T. et de la D.I.I. pendant la réponse céphalique.

La détermination de la D.I.T., c'est-à-dire du retard pur existant entre les signaux binauriculaires à un instant donné peut s'effectuer directement sur le tracé de ces signaux lorsqu'une particularité (maximum par exemple) peut être repérée sur chacun d'eux. Ceci est le cas des bruits impulsifs (cf § 3.2 - fig.IV.9), des sons dont l'instant d'apparition appartient à l'intervalle d'observation, ou du bruit n° 3 du protocole expérimental (cf chap.III fig.III.11) pour lequel les signaux binauriculaires se correspondent par translation en l'absence de filtrage interauriculaire.

Dans le cas plus général où les bruits sont appréhendés "à la volée", c'est-à-dire dont on n'observe pas l'apparition, et où les signaux binauriculaires ne se correspondent pas par simple décalage temporel (déformations dues au filtrage interauriculaire cf chap.III fig bruits n° 1 et 2), la mesure directe du retard pur n'est plus possible.

Il est alors nécessaire d'employer des méthodes de traitement du signal, programmées sur ordinateur numérique, que l'on applique aux échantillons mémorisés des signaux binauriculaires.

Deux algorithmes étaient susceptibles de convenir à la détermination automatique du retard pur interauriculaire (D.I.T.), le premier utilisant une méthode du modèle sur le transfert interauriculaire, le second appliquant une propriété de la fonction d'intercorrélation aux signaux binauriculaires.

Les résultats obtenus par ces deux méthodes étant identiques pour leur précision, le choix s'est porté sur le deuxième algorithme (intercorrélation) en raison d'un temps de calcul moindre.

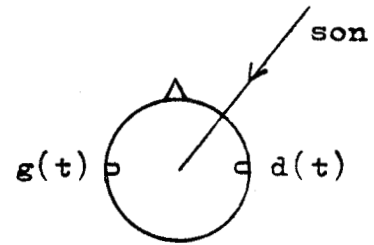
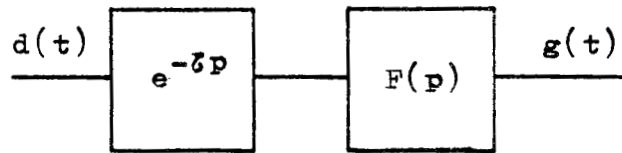
Bien qu'inutilisée dans le logiciel définitif, la première méthode est succinctement décrite en tant que variante pour la détermination du retard pur interauriculaire, et pour la vérification pratique des caractéristiques des transferts interauriculaires qu'elle apporte.

Les méthodes présentées s'appliquent à tous les sons utilisés dans le protocole expérimental et pourraient s'étendre à des sons stationnaires quelconques.

Ce logiciel de traitement des signaux binauriculaires pour le calcul des courbes d'entrées-sortie (D.I.T., D.I.I.) a été programmé sur minicalculateur en langage évolué FORTRAN.

2.1 DETERMINATION DE LA D.I.T. PAR UNE METHODE DU MODELE SUR LE TRANSFERT INTERAURICULAIRE

Les signaux binauriculaires sont liés, pour un angle d'incidence de la source sonore donné, par un transfert interauriculaire (cf chap. II § 2) composé d'un retard pur τ et d'une structure passe-bas $F(p)$:



où le retard pur ζ équivaut à la D.I.T., tandis que la D.I.I. est le résultat du filtrage par $F(p)$.

Le choix d'une structure du premier ordre $F(p) = \frac{K}{p+a}$ a permis d'élaborer une méthode de mesure de la D.I.T. (paramètre du modèle) en déterminant le vecteur paramétrique (ζ, K, a) minimisant l'écart quadratique existant d'une part entre le signal reçu à l'oreille cachée par la tête et d'autre part la réponse du modèle au signal reçu à l'oreille controlatérale (oreille exposée à la source) - (cf fig. IV.3)

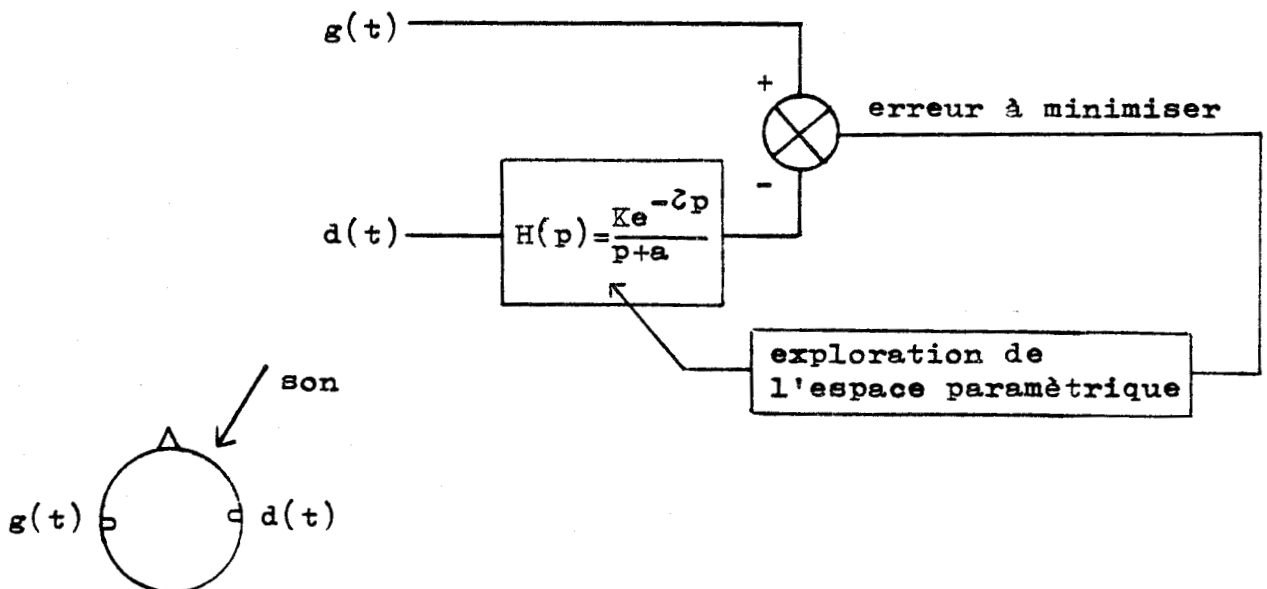


Fig.IV.3 - Mesure de la D.I.T. par identification du paramètre ζ du transfert interauriculaire

On vérifie (cf fig.IV.4 a) que l'erreur d'identification sur le modèle $\frac{K}{p+a}$ présente un minimum minorum pour une valeur du paramètre τ correspondant à la D.I.T., pour toutes les positions de la tête par rapport à la source sonore - (source dans le demi plan avant de la tête).

La méthode de détermination de la D.I.T. s'appuie sur ce résultat et consiste alors à introduire un retard arbitraire entre les échantillons des signaux binauriculaires et à procéder à l'estimation des paramètres K et a qui minimise l'erreur d'identification. En renouvelant cette estimation pour toutes les valeurs du paramètre τ susceptibles de représenter la D.I.T. (0 à 700 μ s), et en déterminant la valeur du paramètre τ_0 pour laquelle l'estimation des paramètres K et a conduit à une erreur d'identification minimale, on a la valeur cherchée D.I.T. = τ_0 .

La minimisation de l'erreur d'identification du transfert interauriculaire sur le modèle $\frac{Ke^{-\tau p}}{p+a}$ n'a pour objet que l'identification du paramètre τ - La structure du premier ordre choisie est le plus simple des modèles pour lesquels la méthode permet d'identifier ce paramètre, c'est-à-dire dont l'erreur d'identification présente un minimum minorum pour une valeur de τ égale à la D.I.T. (ce qui n'est pas le cas pour les modèles testés $e^{-\tau p}$ et $\frac{e^{-\tau p}}{p+a}$).

En conséquence, l'estimation des paramètres K et a est accessoire et ne saurait être considérée comme une identification du transfert interauriculaire, en raison de l'erreur d'identification importante sur un modèle aussi simple.

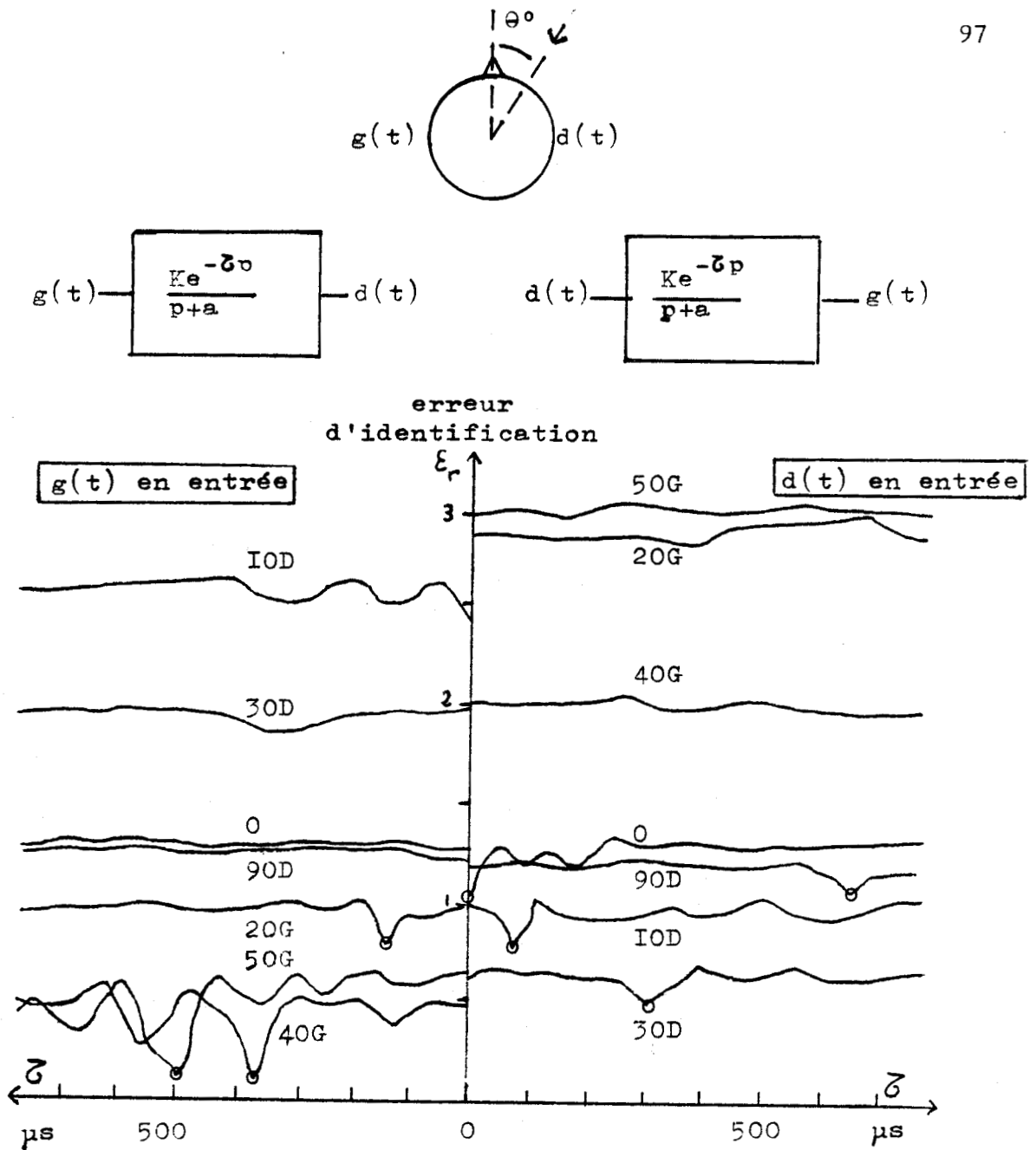


Fig.IV 4a Erreur d'identification sur $\frac{K}{p+a}$
en fonction du retard pur.

ξ_r erreur d'identification par
la méthode des moindres carrés
(référence $\xi_r=1$ pour $\tau=0$)

τ retard pur (DIT)

f_c fréquence de coupure ($f_c=a/2\pi$)

K/a gain statique

θ°	ξ_r	τ μs	f_c hz	K/a
50G	0.13	495	950	0.60
40G	0.10	375	1030	0.58
20G	0.79	170	2020	0.62
0	1	0	2850	0.98
10D	0.75	95	1880	0.91
30D	0.51	300	1500	0.62
50D	0.55	495	1230	0.40
90D	1.11	640	1480	0.52

Tableau IV 4b Estimation des paramètres K et a
par la méthode des moindres carrés.

Toutefois cette estimation est nécessaire pour la recherche de l'erreur minimale qui conduira à la détermination du retard pur cherché. Une estimation grossière des paramètres K et a est obtenue par la méthode des moindres carrés, en utilisant une représentation discrète approchée (36) de $H(p) = \frac{K}{p+a}$:

$$H(w) = \frac{\beta(w+1)}{w-\alpha} \quad \text{où } w = e^{Tp} \quad \alpha = \frac{2-aT}{2+aT} \quad \beta = \frac{KT}{2+aT}$$

T période d'échantillonnage

La matrice

$$\Phi = \begin{bmatrix} 0 & e_0 \\ s_0 & (e_1 + e_0) \\ s_1 & (e_2 + e_1) \\ \vdots & \vdots \\ s_{n-1} & (e_n + e_{n-1}) \end{bmatrix}$$

où e_i et s_i sont les échantillons respectivement d'entrée et de sortie,

permet d'estimer le vecteur

$$p = \begin{bmatrix} \alpha \\ \beta \end{bmatrix} = [\Phi^T \Phi]^{-1} \Phi^T s$$

et par suite les valeurs de K et a par les relations

$$K = \frac{4\beta}{T(1+\alpha)}$$

$$a = \frac{2(1-\alpha)}{T(1+\alpha)}$$

Les moindres carrés des erreurs entre les sorties modèle et objet sont donnés par

$$\xi = (s - \Phi p)^T (s - \Phi p)$$

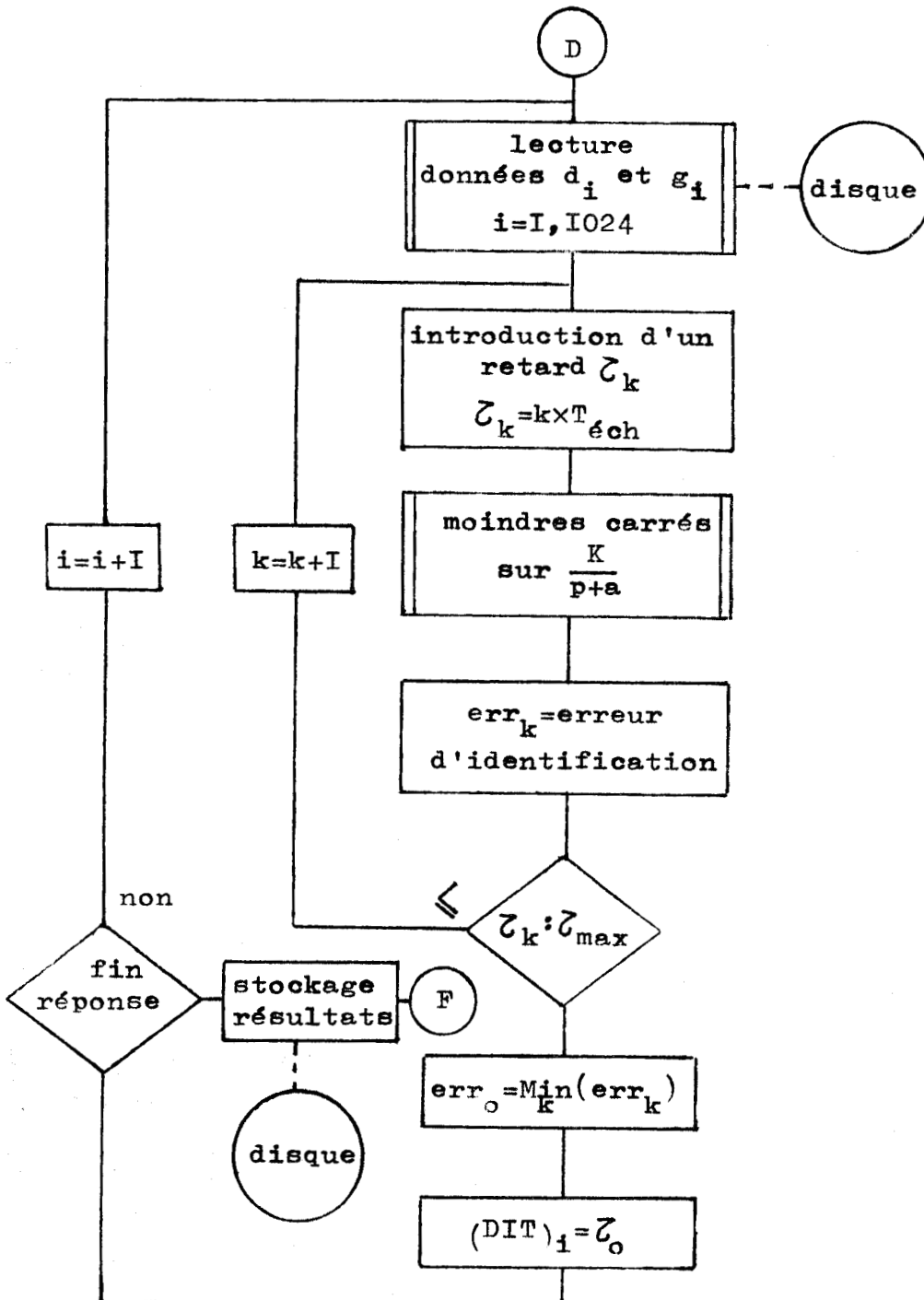
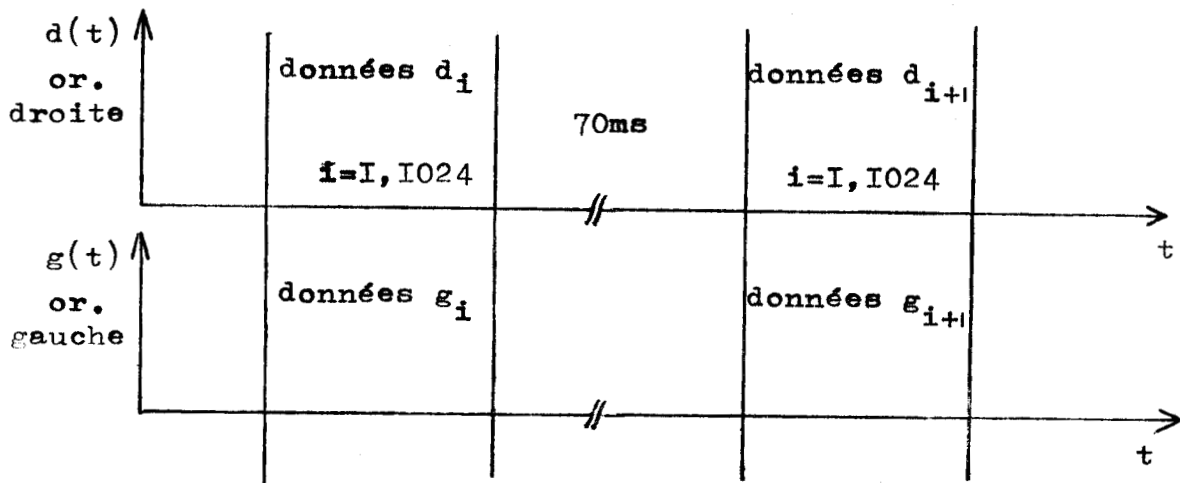


Fig. IV.5 - Identification de la D.I.T. sur le modèle

$$\frac{Ke^{-zP}}{p+a}$$

La figure IV.5 donne l'organigramme de la méthode.

Le bon fonctionnement de la méthode avec un modèle du premier ordre indique que l'emploi de cette structure simple suffit à déconvoluer les signaux binauriculaires, de manière à ce qu'une simple translation mette en évidence le retard pur, ce qui n'est pas le cas lorsque cette translation est appliquée aux signaux bruts. En d'autres termes, en plus de l'identification effective du retard pur (D.I.T.), la structure $\frac{K}{p+a}$ donne une représentation grossière mais intéressante du filtrage interauriculaire.

Bien que l'estimation des paramètres K et a doive être considérée avec réserve étant donné l'erreur d'identification importante et l'estimation biaisée (34) de la méthode des moindres carrés, les valeurs de ces paramètres sont données à titre indicatif, pour différentes valeurs de la D.I.T., par le tableau IV.4 b.

On vérifie que la fréquence de coupure du filtrage interauriculaire diminue, et s'accompagne d'une diminution du gain statique lorsque l'excentricité de la source augmente, ce qui se traduira par une D.I.I. en augmentation. On retrouve en outre que l'effet du filtrage est moindre pour $\theta = 90^\circ$ droite ($f_c = 1480$ Hz, $K/a = 0,52$) que pour $\theta = 50^\circ$ droite ($f_c = 1230$ Hz, $K/a = 0,4$) ce qui avait été observé par la mesure directe de la D.I.I. (cf chap. II fig.II). Si l'on considère les erreurs d'identification, il apparaît que le modèle du premier ordre est plus satisfaisant pour des excentricités importantes (50 et 40 degrés) que faibles. Dans le cas $\theta = 0$, où l'effet de filtrage disparaît (on devrait avoir $f_c = \infty$), l'identification sur la structure passe bas est nécessairement mauvaise.

Ces résultats indiquent de plus une dissymétrie droite/gauche des caractéristiques des transferts interauriculaires dans la cabine expérimentale.

Cette méthode de détermination de la D.I.T. n'a pas été retenue en raison du temps de calcul important auquel conduit la réitération de la procédure d'identification pour chaque valeur du retard pur susceptible d'exister entre les signaux (0 à 700 μ s).

La recherche du meilleur paramètre τ ne peut être optimisée en raison des minima locaux (36) de l'erreur d'identification (cf fig. IV.4 a).

De plus, ne connaissant pas lequel des signaux binauriculaires est en avance sur l'autre, il faut mener l'identification dans la configuration (d (t) entrée/g (t) sortie) puis dans la configuration (g (t) entrée/d (t) sortie).

Les résultats sur la mesure de la D.I.T. en régime statique (tête fixe) comme en régime dynamique (réponse céphalique) sont strictement équivalents à ceux que l'on obtient par la méthode exposée au paragraphe suivant (intercorrélacion), compte tenu de la résolution des mesures, soit une période d'échantillonnage (16 μ s, soit environ 1,5 degré sur la position de la tête).

C'est donc la méthode de détermination de la D.I.T. par intercorrélacion qui a été utilisée dans la version définitive du logiciel de traitement.

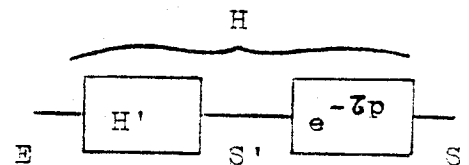
2.2 DETERMINATION DE LA D.I.T. PAR INTERCORRELATION DES SIGNAUX BINAURICULAIRE.

Certains auteurs (8), (22) utilisent la fonction d'intercorrélation définie sur un support borné T par

$$\varphi_{es}(u) = \frac{1}{T} \int_T e(t) S(t-u) dt$$

pour la mesure du retard pur existant entre deux signaux $e(t)$ et $S(t)$ observés sur une durée T.

Si H symbolise la fonction de transfert linéaire liant $S(t)$ à $e(t)$, il vient



$$H(p) = H'(p) \cdot e^{-\tau p}$$

$$S(p) = S'(p) \cdot e^{-\tau p}$$

$$E^*(p) \cdot S(p) = E^*(p) \cdot S'(p) \cdot e^{-\tau p}$$

$$\downarrow L^{-1}$$

$$\varphi_{es}(u)$$

$$\downarrow L^{-1}$$

$$\varphi_{es'}(u-\tau)$$

* symbole du conjugué

L^{-1} transformation
de LAPLACE inverse

L'introduction d'un retard pur τ dans une fonction de transfert a donc pour effet de translater la fonction d'intercorrélation entrée-sortie de la même valeur .

La méthode de mesure du retard pur (8), (22) consiste alors à détecter le maximum de la fonction d'intercorrélation (cf fig. IV.6).

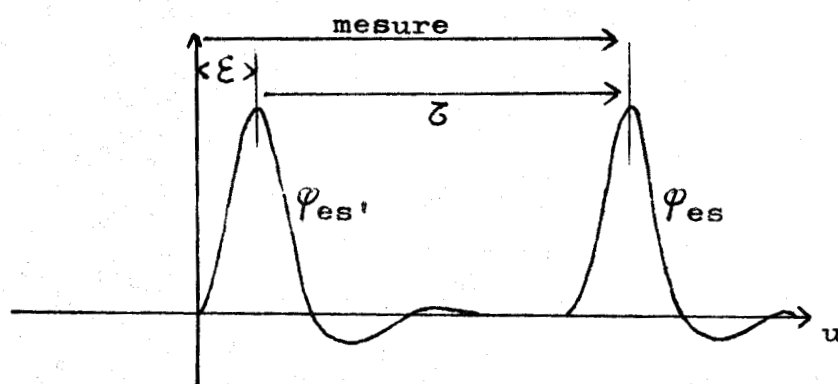


Fig. IV.6 Repérage du retard pur sur la fonction d'intercorrélation

Une erreur systématique est commise du fait que la fonction d'intercorrélation entrée-sortie du système sans retard pur $\varphi_{es'}$ n'est pas maximum à l'origine, mais pour une valeur ξ de la variable incrémentale, en raison du temps de réponse du système.

En conséquence, la validité de la mesure est d'autant meilleure que le retard pur est grand devant le temps de réponse du système.

Cette méthode a été appliquée aux signaux binauriculaires pour la mesure de la D.I.T., en effectuant l'hypothèse que la valeur du temps de réponse dû à la fonction de filtrage passe-bas du transfert interauriculaire est faible par rapport à la valeur de la D.I.T.

L'expression des transferts interauriculaires n'étant pas connue, cette hypothèse n'a pu être vérifiée qu'empiriquement par l'emploi d'un capteur étalon de la D.I.T. (cf § IV.3).

L'algorithme de calcul de la fonction d'intercorrélation utilise la relation (34) :

$$\varphi_{dg}(u) = \mathbb{F}^{-1}(D^*G(f))$$

D transf. de Fourier de d (t)

D* conjuguée de D

G transf. de Fourier de g (t)

$\mathbb{F}^{-1}$ transf. de Fourier inverse

Cette expression est préférable, en calcul numérique, à l'expression temporelle $\int_T d(t) g(t-u) dt$ en raison des performances de la transformée de Fourier rapide (FFT).

La figure IV.7 donne l'organigramme du programme utilisé pour le calcul des variations de la D.I.T. pendant la réponse céphalique par intercorrélation des signaux binauriculaires.

L'intercorrélation est calculée sur des échantillons de durée égale à la période du générateur de séquence binaire pseudo aléatoire d'où provient le son, soit 16,3 ms (bruit stationnaire).

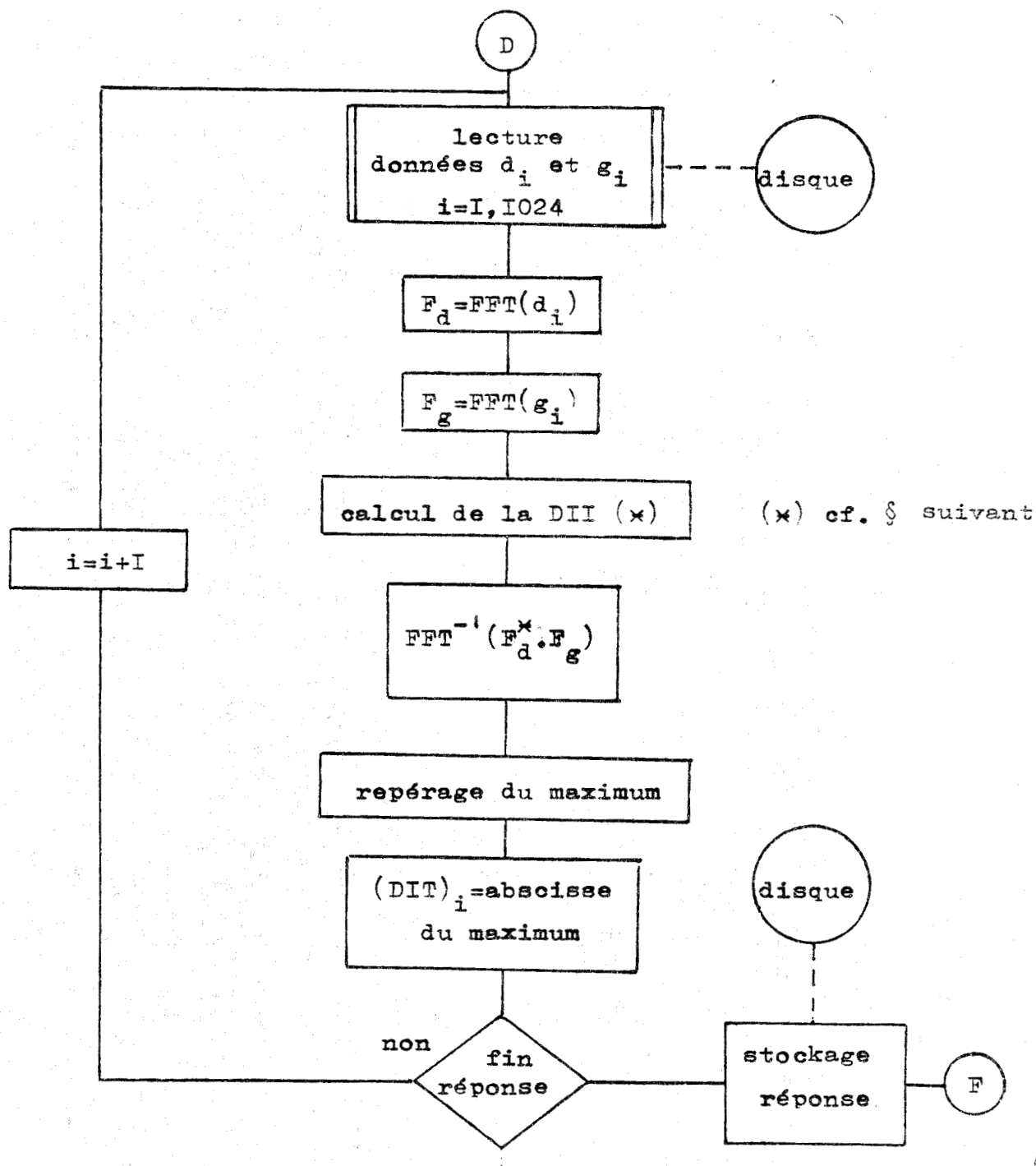
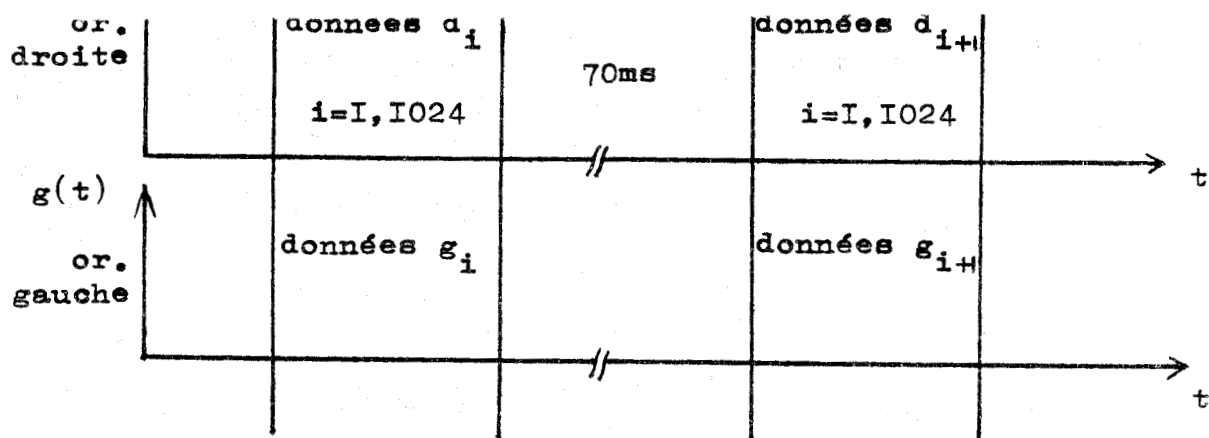


Fig. IV.7 Calcul des variations de la D.I.T. pendant la réponse céphalique par intercorrélacion des signaux binoculaires.

La fonction d'intercorrélation étant obtenue avec une période échantillonnage de la variable incrémentale égale à celle des signaux binauriculaires, la précision sur la détection de l'abscisse du maximum vaut un échantillon, soit 16 μ s. (cf fig. IV.8 a).

La courbe de variation de la D.I.T. pendant la réponse céphalique est obtenue point par point en reconduisant ce même algorithme toutes les 70 ms (cf fig. IV c)

Le calcul de la fonction d'intercorrélation constitue une méthode bien adaptée à la détermination du retard pur interauriculaire pour un son quelconque stationnaire et s'effectue aisément sur calculateur numérique grâce à la transformation de Fourier rapide.

Toutefois, deux restrictions concernent la validité des résultats. La première est qu'une erreur systématique est commise lorsqu'on assimile l'abscisse du maximum de la fonction d'intercorrélation au retard pur, si le temps de réponse du système sans retard pur n'est pas négligeable devant la valeur du retard. De plus, la tête n'est pas rigoureusement fixe pendant la durée d'observation (16,3 ms) qui constitue l'horizon du calcul de la fonction d'intercorrélation, même si son déplacement reste lent.

Il était donc nécessaire de comparer les résultats délivrés par le logiciel à ceux que fournit un capteur étalon de la D.I.T., dont la réalisation est décrite au paragraphe IV.3.

2.3 MESURE DE LA D.I.I.

La D.I.I. s'exprime dans le domaine fréquentiel (cf fig. IV.8 a) par :

$$D.I.I. = \int_F (G(f) - D(f)) df$$

F	bande passante
G (f)	amplitude de T.F. de g (t) en dB
D (f)	amplitude de T.F. de d (t) en dB

Les transformées Fourier rapides des signaux binauriculaires g (t) et d (t) étant déjà calculées pour la détermination de la D.I.I., le calcul de la D.I.I. a été intégré à ce programme (cf modification (*) organigramme fig. IV.7).

La valeur est calculée en décibels par :

$$(D.I.I.) \text{ dB} = 20 \log \left(\sum_{i=1}^{512} g_i f_i \right) - 20 \log \left(\sum_{i=1}^{512} d_i f_i \right)$$

g_i coefficient de Fourier de g (t)

d_i coefficient de Fourier de d (t)

f_i base fréquentielle de la F.F.T. (0 à f éch/2)

i = 1,512 pour 1024 échantillons temporels.

Les paramètres du calcul de la D.I.I. sont ceux de la D.I.T., c'est à dire un temps d'intégration de 16,3 ms et une période de réitération de 70 ms.

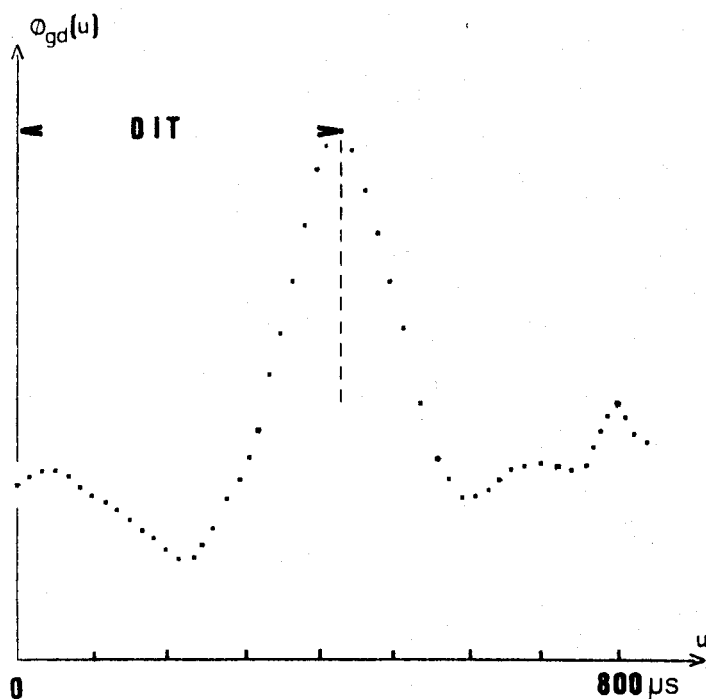


Fig. IV 8a Mesure de la DIT
par intercorrélation (ex. $\theta \# 50^\circ G$)

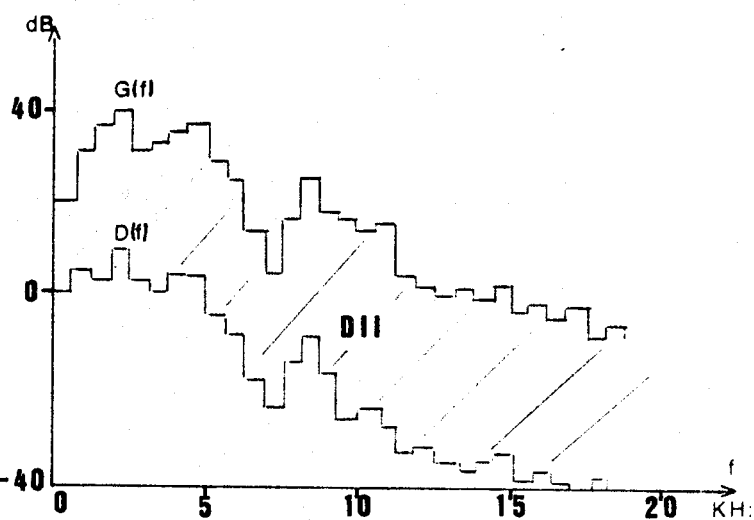


Fig. IV 8b Mesure de la DII
dans le plan fréquentiel
(ex. $\theta \# 50^\circ G$)

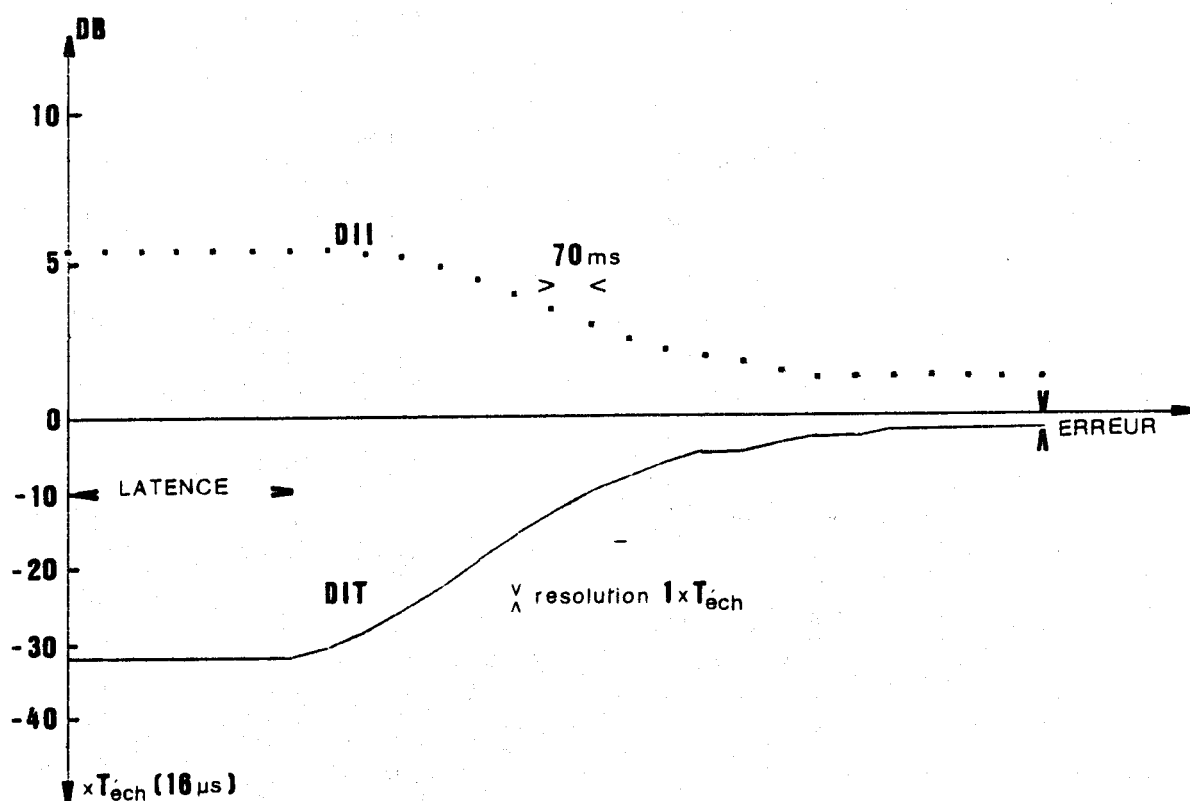


Fig. IV 8c Exemple de courbes d'entrées-sortie fournies par
le logiciel de traitement des signaux binauriculaires.

Réponse aux échelons DIT_{ini} et DII_{ini} de $500 \mu s$ et $6 dB$
($\theta \# 50G$ bruit n°2 du protocole expérimental)

o o o

Tous les résultats concernant le calcul des courbes d'entrées-sortie présentés dans la suite de ce mémoire ont été obtenus par l'utilisation du logiciel dont l'organigramme est donné fig. IV.7, à savoir la détermination de la D.I.T. et la D.I.I., respectivement par intercorrélation et transformée de Fourier rapide des signaux binauriculaires, à raison d'une mesure du couple (D.I.T., D.I.I.) toutes les 70 ms.

La fig. IV.8 c donne un exemple de courbe d'entrées-sortie obtenue par ce logiciel, tandis que les fig. IV.8 a et b rappellent les méthodes utilisées pour le calcul d'un point de la fig. IV.8 c.

o o o

Avant d'analyser les résultats obtenus par l'application de ce logiciel aux enregistrements binauriculaires des différents sujets testés dans le protocole expérimental, ce qui fera l'objet du chapitre V, le paragraphe suivant propose la description du capteur-étalon de la D.I.T. dont la réalisation a permis de chiffrer la validité des résultats fournis par le logiciel utilisé.

IV 3 - VALIDITE DES ALGORITHMES - REALISATION D'UN CAPTEUR-ETALON HYBRIDE DE LA D.I.T.

3.1 DESCRIPTION DU CAPTEUR-ETALON DE LA D.I.T.

Ce capteur avait été initialement réalisé pour l'étude des "micro-mouvements" céphaliques éventuels qui peuvent conditionner l'écoute et dont certains auteurs ont supposé l'existence (4)

Son principe est basé sur la détection de la D.I.T. dont la valeur donne à tout moment la position effective de la tête par rapport à la source sonore fixe, en supposant que celle ci demeure dans le plan passant par les oreilles de l'auditeur (mouvements de tête en rotation).

Les bruits utilisés sont des "clics" sonores répétitifs qui présentent l'avantage de permettre la mesure directe et instantanée de la D.I.T. sur le tracé des signaux binauriculaires.

La mesure s'effectue par la détection des maxima de ces signaux dont l'écart indique le retard cherché avec une très faible imprécision, et ce même en régime dynamique (réponse céphalique) puisque la mesure est instantanée contrairement à la méthode par intercorrélation qui nécessite un temps d'intégration des signaux.

Ce dispositif a donc été utilisé comme un capteur d'étalonnage des mesures de D.I.T.

Les mesures sont acquises et stockées sur le calculateur numérique qui permet d'une part la visualisation en temps réel sur console graphique des mouvements céphaliques durant l'écoute, et d'autre part l'étalonnage ultérieur des mesures de la D.I.T. obtenues par le traitement informatique décrit au paragraphe précédent.

Les fig. IV.9 et IV.10 donnent les schémas de principe et de câblage hybride du capteur. Le montage effectue une élimination partielle du bruit ambiant, une mémorisation des maxima, puis une mise en forme logique et enfin une mesure du retard par rampe analogique.

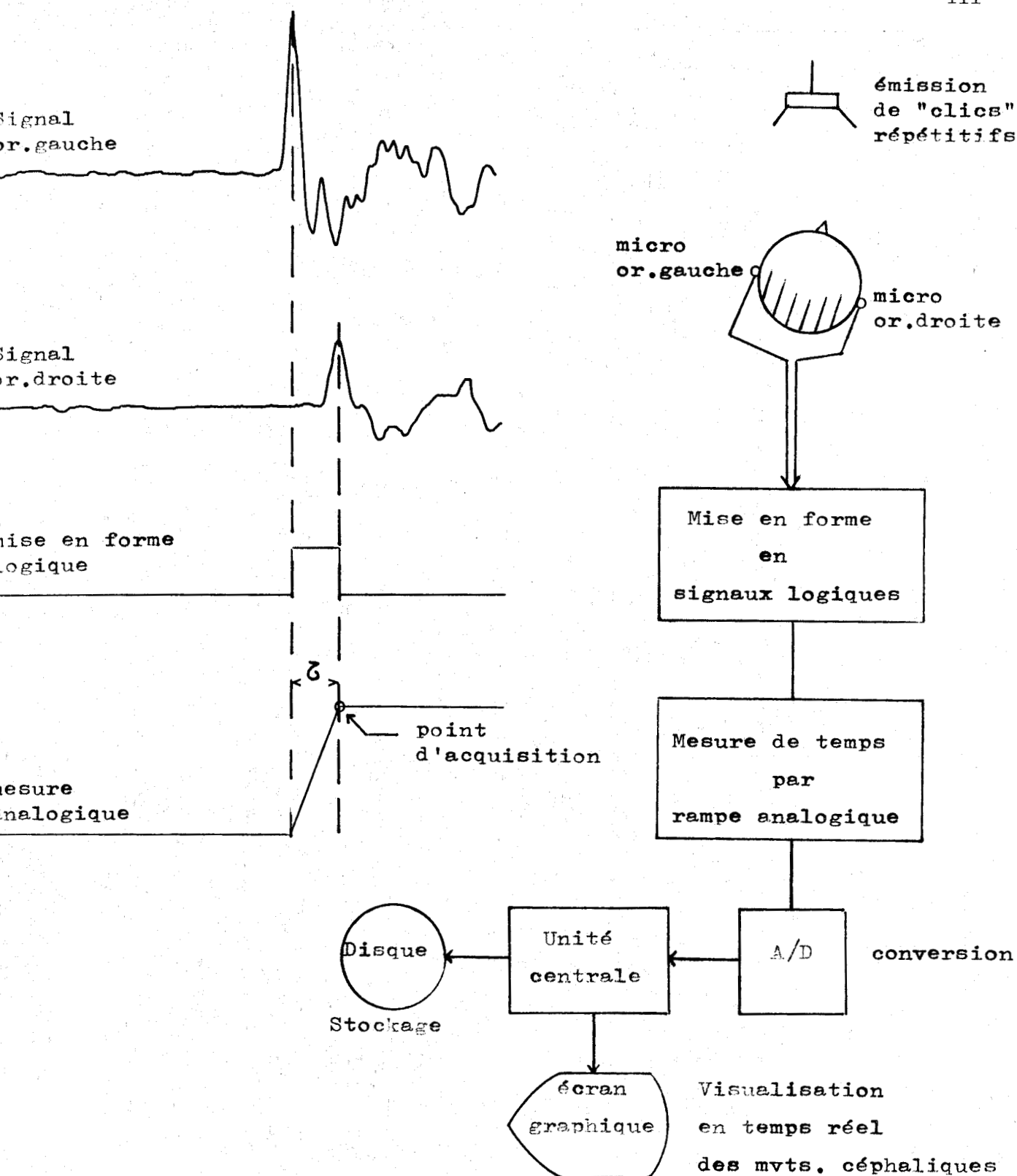
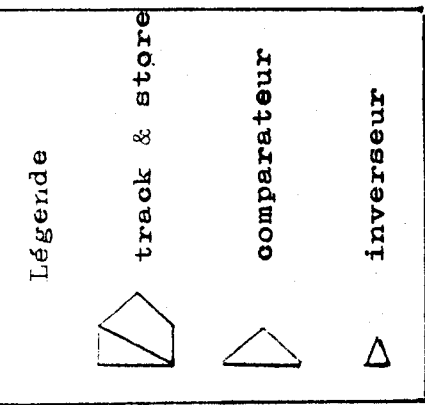
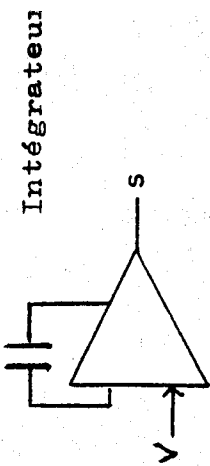
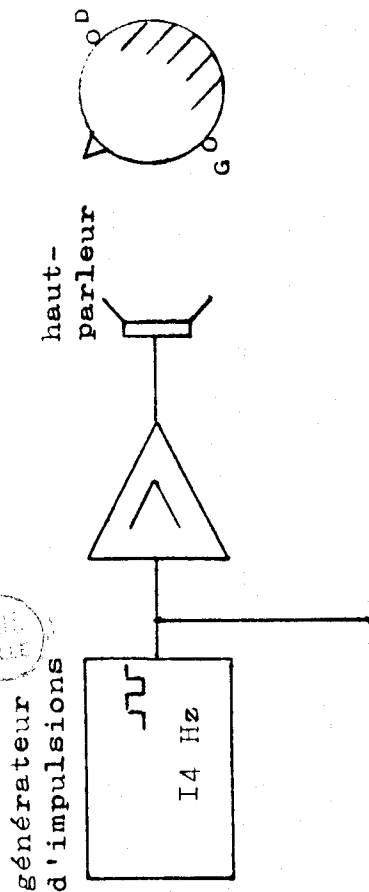


Fig IV 9 Schéma de principe du capteur-étalon des mouvements céphaliques (mesure de la DIT)



R	OP
1	1
1	0
0	1
0	0



élaboration d'une impulsion de largeur Σ

filtrage du bruit ambiant des maxima

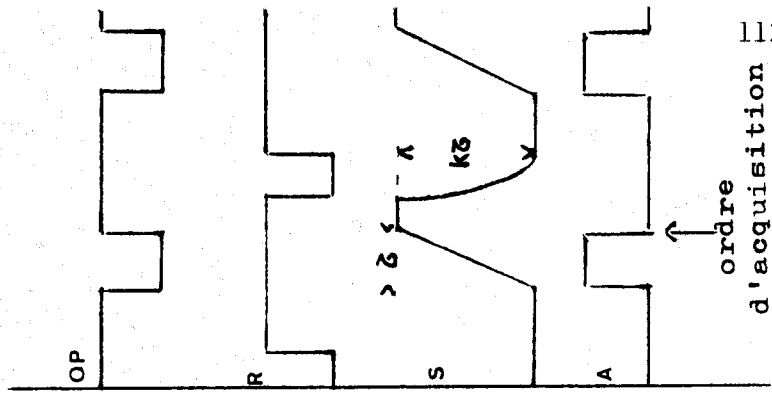
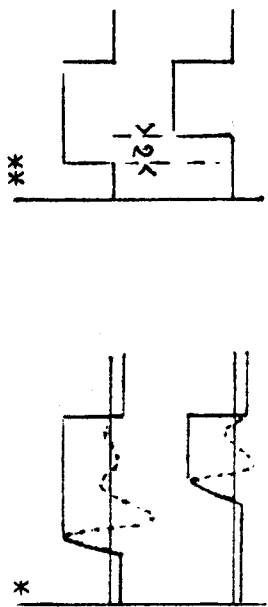
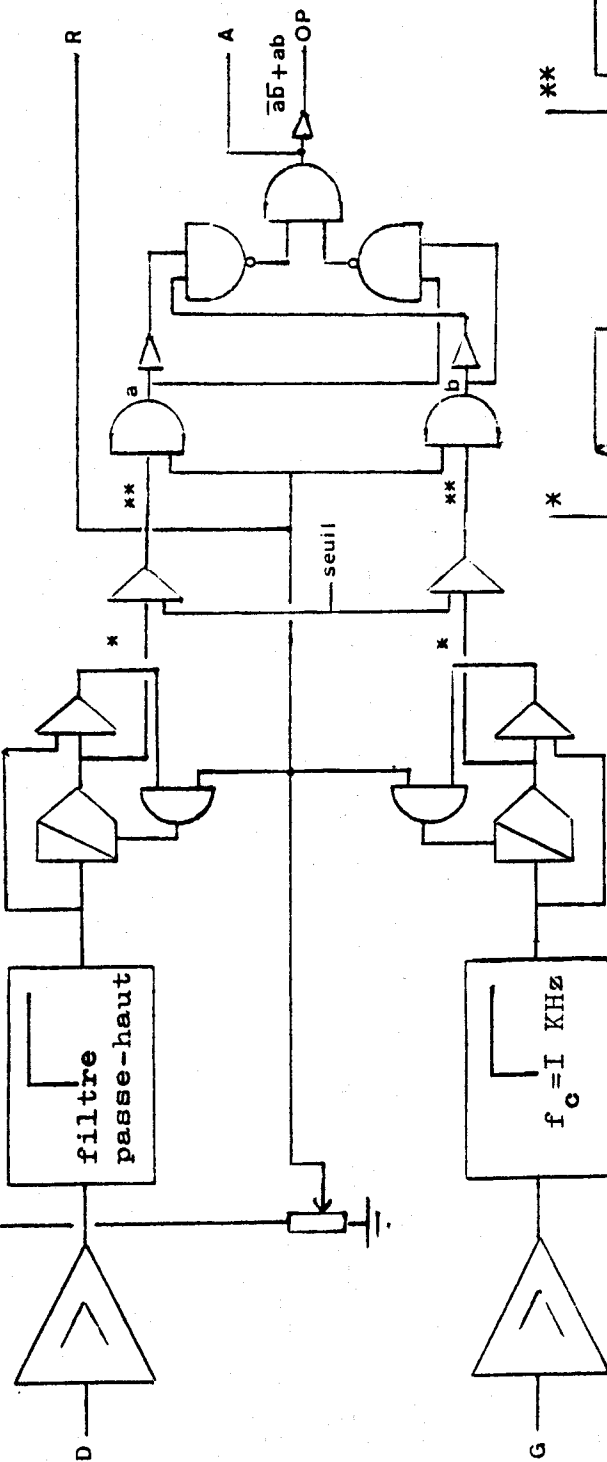
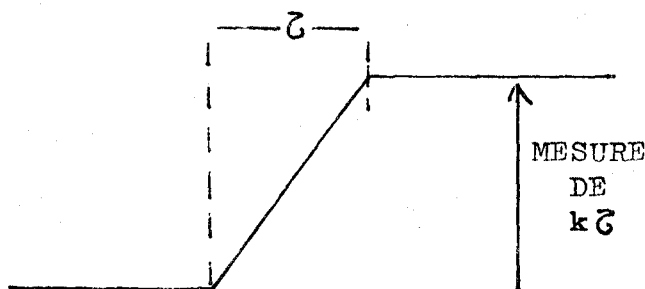


Fig. IV10 Capteur-étalon des mouvements céphaliques.
(mesure de la DIT) Schéma de câblage.

3.2 PERFORMANCES DU CAPTEUR

Le retard à mesurer est converti en une tension par l'intermédiaire d'une rampe :



En augmentant la valeur de la pente k de la rampe, on améliore la sensibilité du capteur. En contrepartie, la précision de la mesure est limitée par l'influence du bruit ambiant qui perturbe la stabilité des signaux binauriculaires.

La précision obtenue est de 10 μ s soit 1 degré environ sur la position de la tête, pour un rapport signal utile (intensité du "clic") sur bruit ambiant de 25 dB.

Le signal délivré par ce capteur fournit la valeur absolue de la D.I.T., du fait que le montage ne distingue pas avance et retard interauriculaire.

L'utilisation de ce capteur a démenti l'existence de "micro-mouvements" inconscients ou d'un tremblement physiologique dont l'amplitude est supérieure à un degré (en rotation) ou dont la bande passante soit inférieure à 7 Hz, ces deux valeurs constituant les performances du capteur.

Par contre, et pour illustrer les mesures permises par le dispositif, la fig. IV.11 présente les enregistrements des mouvements de tête dans une expérimentation où la consigne donnée à l'opérateur était de pointer un levier en direction de la source perçue en immobilisant la tête. Ces enregistrements mettent en évidence un couplage systématique (mouvement du bras/mouvement céphalique) induisant une rotation de la tête de 2 à 3 degrés, cette observation ayant conduit à l'abandon de la réponse manuelle lors de la mise au point du protocole expérimental (cf chap.III § sortie).

3.3 APPLICATION A L'ETALONNAGE DU CALCUL INFORMATIQUE DE LA D.I.T.

Le dispositif étalon présenté de mesure de la D.I.T. ne fonctionne que grâce à l'utilisation de "clics" sonores. Ce capteur ne pouvait être utilisé sur les enregistrements issus du protocole expérimental dans lequel les trois bruits employés sont aléatoires. Par contre, le logiciel de traitement utilisé pour le calcul des courbes d'entrées-sortie peut s'appliquer à tout type de signaux stationnaires, en particulier aux "clics" sonores, ce qui permet son étalonnage selon la procédure schématisée **page suivante**.

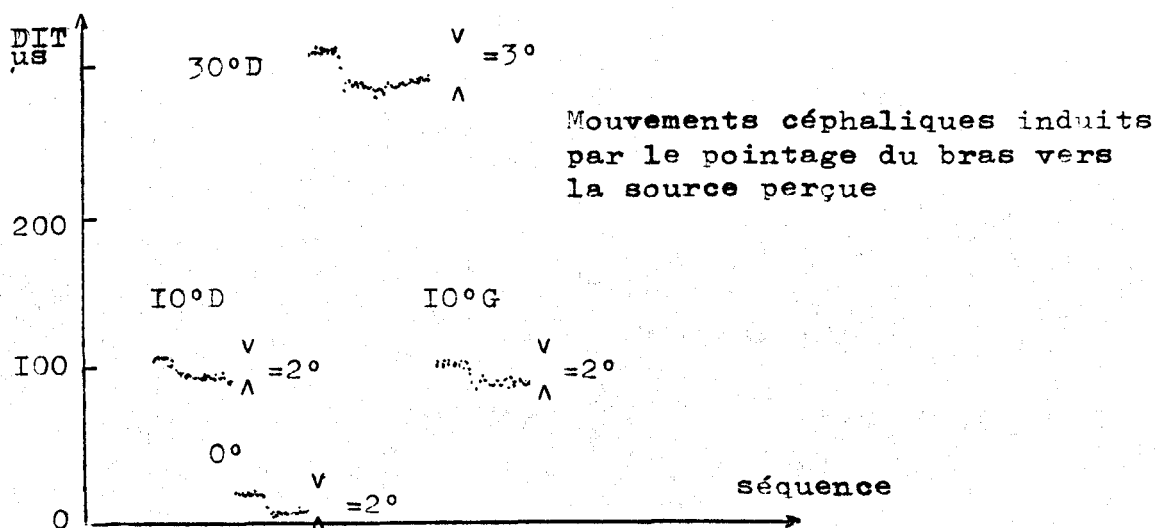


Fig. IV II Mesure de mouvements céphaliques de faible amplitude par le capteur hybride.

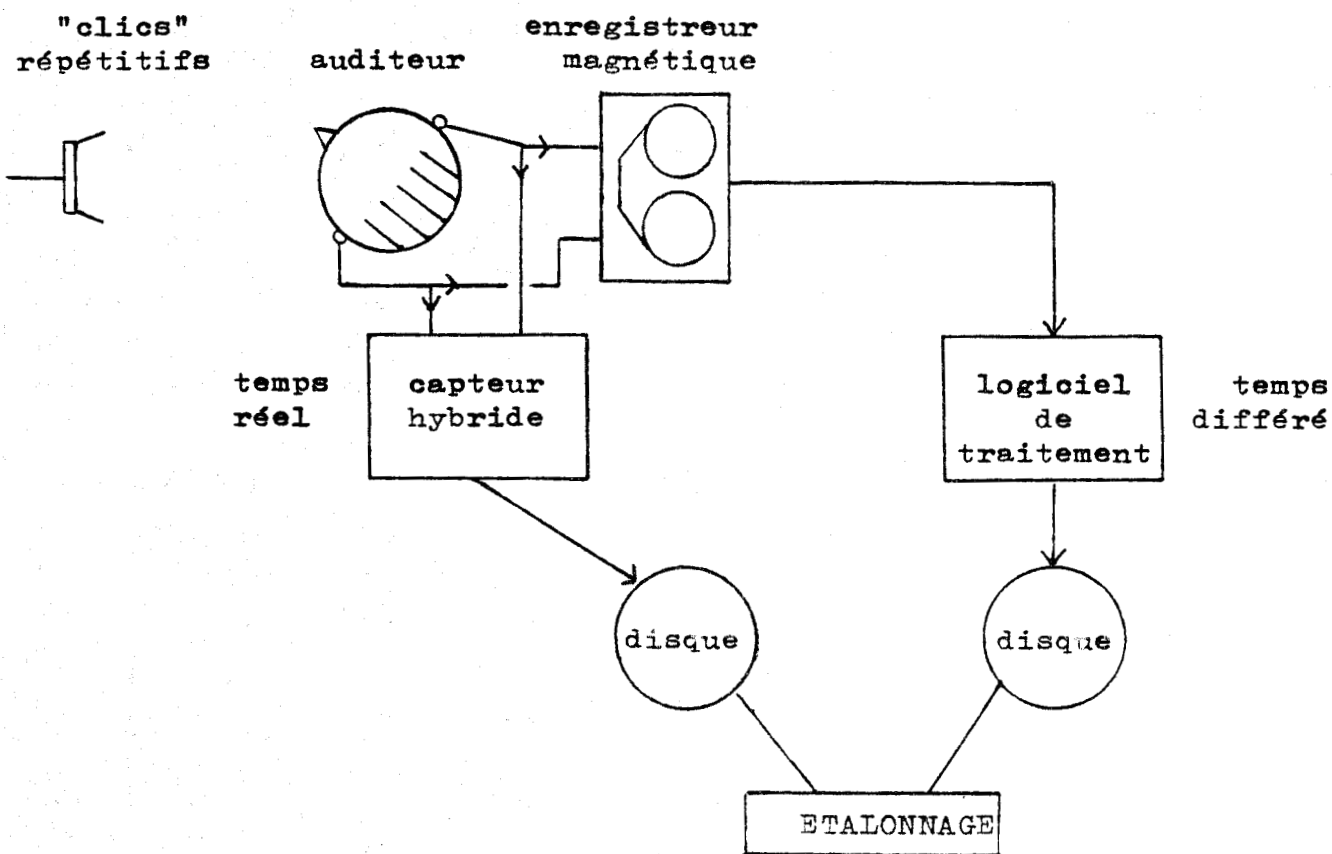


Fig.IV.12 Procédure d'étalonnage du logiciel de traitement des signaux

La fig. IV.13 a fait apparaître en pointillé la courbe-étalon obtenue avec le dispositif hybride, tandis que la courbe présentée en trait continu (mais calculée point par point avec la même période) a été produite par le logiciel.

L'étalonnage (cf fig.IV.13 b) fait apparaître une erreur en régime statique inférieure à la résolution de la mesure informatique, tandis que dans la zone de la réponse où la vitesse de rotation de la tête est la plus élevée, cette erreur atteint 35 μ s.

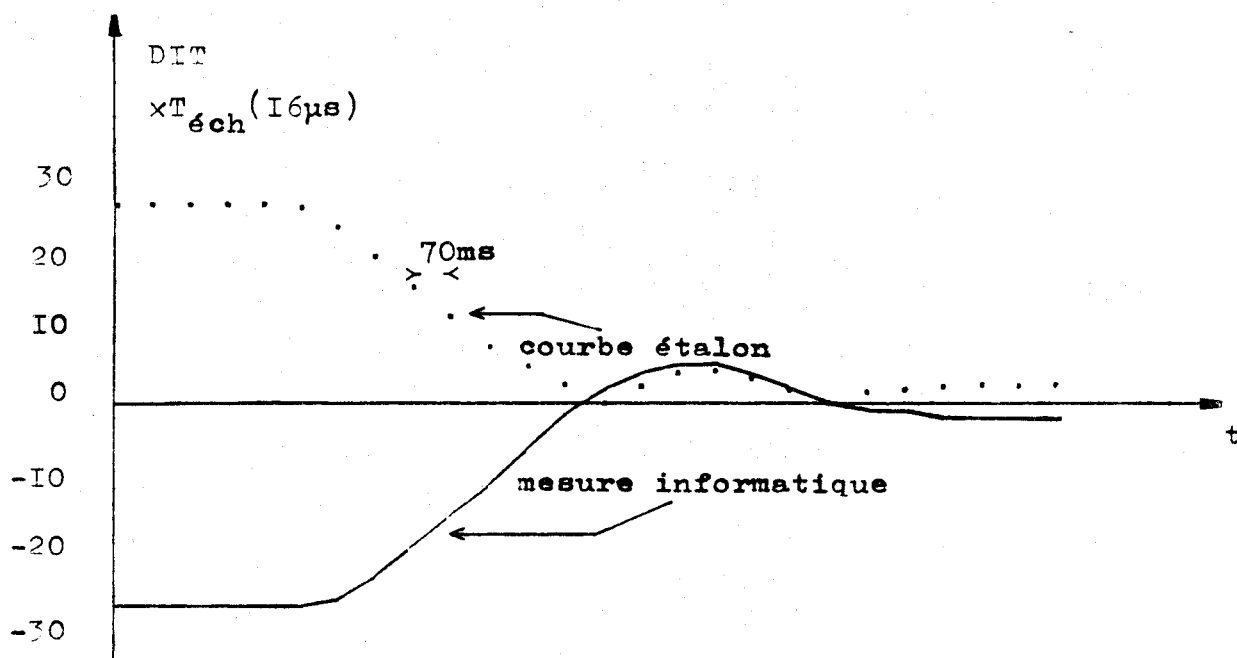


Fig.IV I3a Etalonnage du calcul informatique de la DIT
sur une réponse à un échelon DIT initiale = $-400\mu\text{s}$ ($\theta \# 40^\circ\text{G}$)

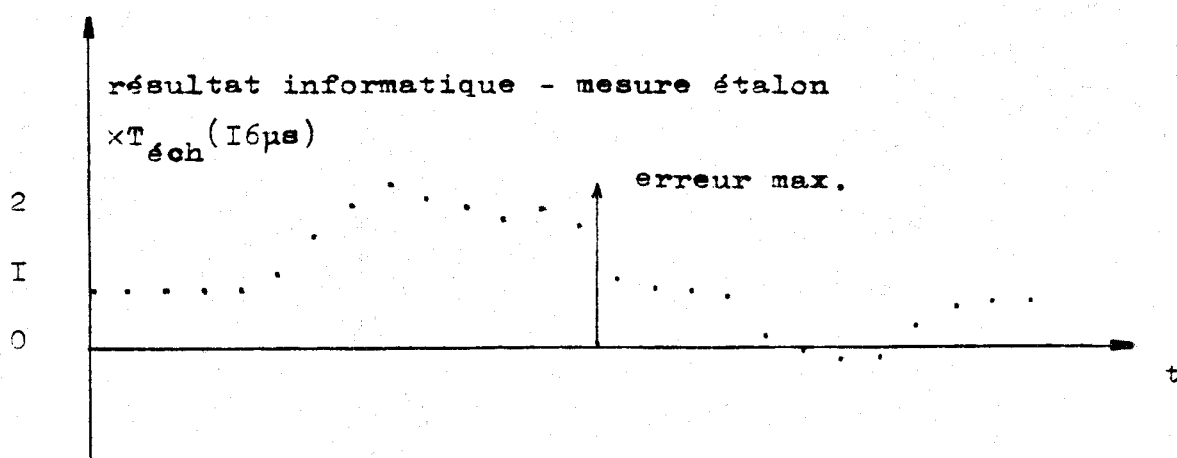


Fig.IV I3b Courbe d'étalonnage



Le logiciel de traitement des signaux binauriculaires et en particulier la mesure de la D.I.T. fournit des résultats dont la précision de 35 μ s en régime transitoire et de 16 μ s la tête restant fixe est tout à fait satisfaisante compte tenu de la précision angulaire à laquelle ces valeurs conduisent (environ 3° et 1,5° respectivement).

• • •

Son application aux enregistrements des signaux binauriculaires des différents sujets testés dans une tâche de localisation d'un stimulus sonore avec réponse céphalique a fourni un couple de courbes d'entrées-sortie (D.I.T. (t), D.I.I. (t)) pour chaque réponse.

Conformément à la méthode d'analyse établie (cf chap.III) ces courbes d'entrées-sortie ont permis l'étude du système bouclé dans lequel l'auditeur fait fonction de détecteur d'erreur.

L'exposé des résultats délivrés par le traitement informatique présenté dans ce chapitre ainsi que leur analyse statistique pour la mise en évidence de certaines propriétés de la faculté de la localisation d'un son feront l'objet du chapitre V.

CHAPITRE V

RESULTATS STATISTIQUES

SUR LA LOCALISATION

V 1 - PARAMETRES RETENUS

V 2 - ANALYSE DES RESULTATS EN FONCTION DES VALEURS INITIALES DE LA DIT
ET DE LA DII

2.1 ERREURS DE POINTAGE

2.2 TEMPS DE LATENCE

2.3 EFFET DE SEUIL SUR LA DIT

V 3 - ANALYSE COMPARATIVE DES REPONSES DE SUJETS AVEUGLES DE NAISSANCE

V 4 - CONCLUSION

Les résultats rapportés dans la suite du mémoire ont été obtenus par l'analyse statistique des réponses à la séquence de stimulation du protocole expérimental (cf chap III § 4). Le traitement informatique des signaux binauriculaires a permis d'obtenir pour chacune des réponses une paire de signaux d'entrées-sortie (DIT (t), DII (t)) représentatifs de la stimulation binaurale spatiale effective de l'auditeur et de sa réponse céphalique.

Après élimination de 12 % des résultats du traitement informatique en raison du bruitage accidentel des signaux binauriculaires (bruits extérieurs à la cabine ou émis par l'auditeur) ont été conservées 130 paires de courbes d'entrées-sortie, correspondant aux réponses des 10 sujets testés (5 hommes, 5 femmes). Ces sujets sont âgés de 20 à 35 ans (âge moyen 25 ans) et présentent un audiogramme normal. Tous les résultats présentés ont donc été obtenus sur la base de ces 130 réponses.

Ce chapitre V rapporte les observations statistiques portant sur certains paramètres des réponses et leurs relations éventuelles avec les valeurs initiales des stimulations binauriculaires. Ces résultats permettront une première description des performances de localisation, en particulier en ce qui concerne la précision du pointage.

Un paragraphe est en outre consacré à l'analyse comparative des résultats obtenus avec deux sujets aveugles de naissance dont l'apprentissage en matière d'orientation au son est quotidien (38).

L'étude de la dynamique des réponses et du rôle du bouclage auditif par mouvements céphaliques dans la localisation d'un son fera l'objet du dernier chapitre (chap VI).

V 1 - **PARAMETRES RELEVES**

L'analyse statistique a porté sur les paramètres suivants :
(cf fig. V.1)

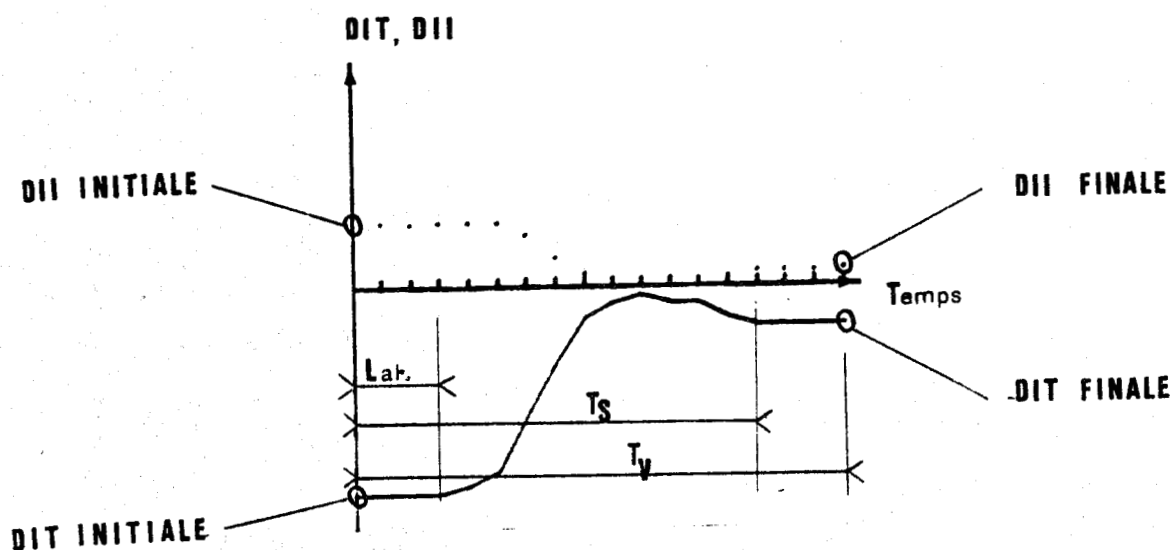


fig.V-I Paramètres relevés

- DIT initiale - Valeur de la DIT à l'instant d'apparition du son. Ne dépend que de l'azimuth de la source sonore.

- DII initiale - Valeur de la DII à l'instant d'apparition du son. Est fonction à la fois du type de son et de la position de la source Mesurée en décibels.

- Latence - Temps écoulé entre l'instant d'apparition du stimulus sonore et le début de la réponse céphalique.

- Temps de stabilisation ou T_s - Temps écoulé entre l'instant d'apparition du stimulus et la fin du mouvement rotatif de la tête.

- Temps de validation ou T_v - Temps écoulé entre l'instant d'apparition du stimulus et l'apparition du signal de validation émis par l'auditeur (cf chap. III.4).

- DIT finale - Erreur de pointage ou erreur de localisation par rapport à l'angle d'incidence effectif ($DIT = 0$) du son sur la tête de l'auditeur.

Toutes les mesures de temps (latence, T_s , T_v) sont effectuées en nombre de points d'échantillonnage des courbes d'entrées-sortie, soit un point toutes les 70 ms. Les mesures de DIT sont également notées en nombre de points à raison de 16 μs par point soit environ $1,5^\circ$ (cf chap. IV).

V 2 - ANALYSE DES RESULTATS

2.1 ERREUR DE POINTAGE

La valeur finale de la DIT caractérise l'erreur de pointage de la tête relativement à l'angle d'incidence effectif du son sur la tête.

Le tracé du nuage de points de coordonnées (DIT initiale, DIT finale) pour chacun des trois sons employés (rappel : bruit blanc limité à 16 KHz, limité à 5 KHz, limité à 500 Hz) indique une tendance dont l'ajustement à une droite de régression (cf fig V.2) donne les résultats suivants :

BRUIT	A	B	N	ρ
200 - 500 Hz	0,3	- 1,3	38	0,87
200 - 5 KHz	0,17	- 1,3	37	0,71
200 - 16 KHz	0,17	- 0,67	38	0,68

où A et B sont les coefficients de l'équation $y = Ax + B$ de la droite de régression.

$$A = \frac{\text{CovXY} - \overline{X} \cdot \overline{Y}}{\text{VarX}}$$

$$B = \overline{Y} - A\overline{X}$$

N est le nombre de points de mesure

ρ est le coefficient de corrélation linéaire

$$\rho = \frac{A\sigma_X}{\sigma_Y}$$

Ces valeurs font apparaitre une corrélation, en particulier pour le bruit limité à 500 Hz (coeff. de corrélation 0,87) entre l'erreur de pointage et la DIT initiale.

On observe en outre les tendances suivantes :

les erreurs augmentent lorsque la DIT initiale croît et sont supérieures pour le bruit limité à 500 Hz ($A = 0,3$ contre 0,17 pour les autres bruits)

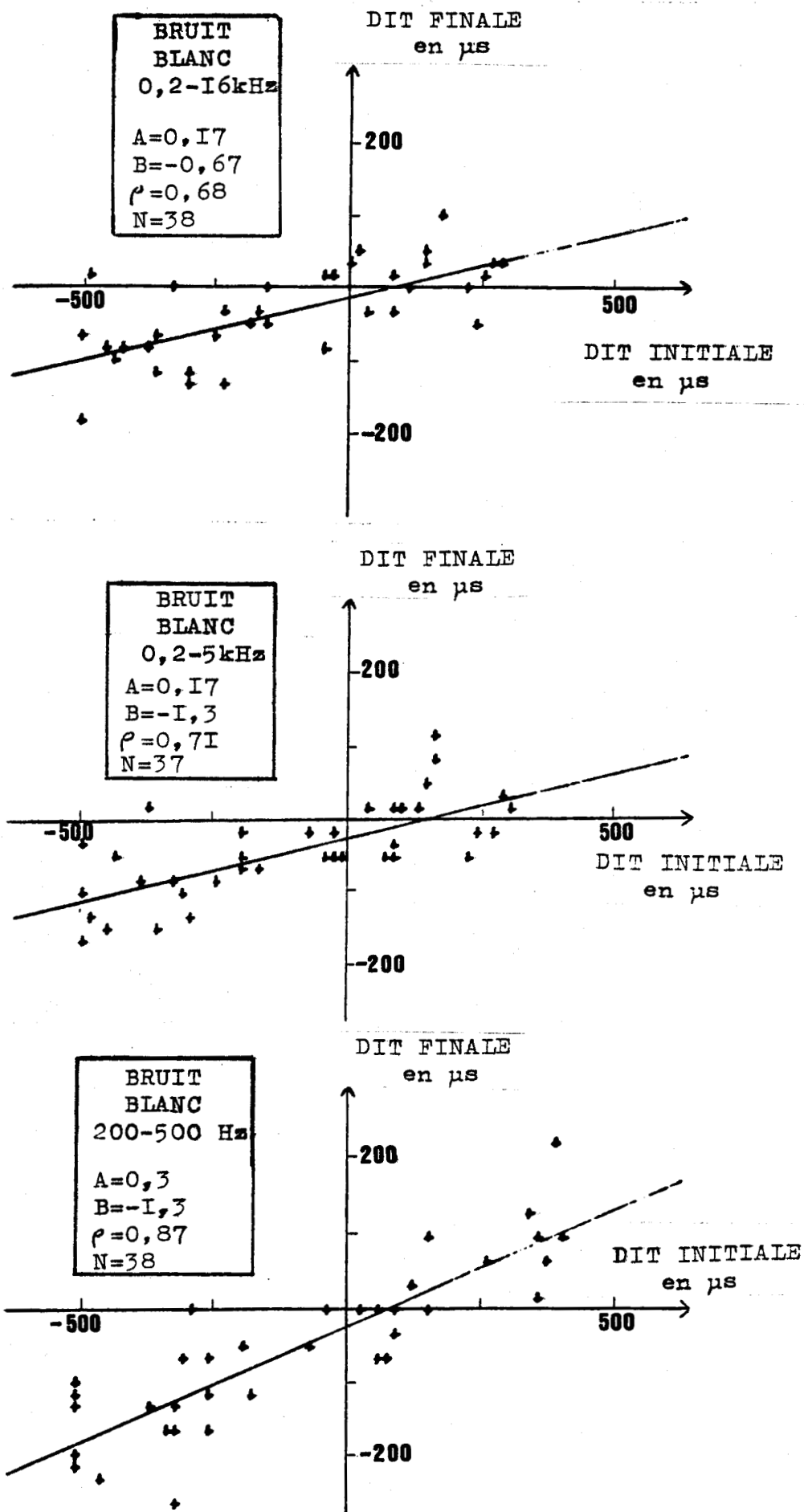


Fig. V.2 Erreur de pointage (DIT finale) en fonction de la DIT initiale.

Droites de régression linéaire.

les DIT finales sont en grande majorité de même signe que les DIT initiales, c'est-à-dire que les sujets stabilisent la tête *en deçà* de la source sonore, sans la dépasser quelque soit son emplacement à droite ou à gauche.

Ces tendances sont confirmées par le tracé des histogrammes des erreurs : la figure V.3 indique la répartition des erreurs de pointage pour chacun des trois bruits et pour tous les sujets, et fait apparaître la proportion des pointages "en deçà" et "au-delà" de la cible. Dans le cas du bruit limité à 500 Hz, 92 % des réponses correspondent à une sous estimation de l'excentricité de la source lors du pointage céphalique, ce déséquilibre des répartitions des erreurs autour de la valeur cible ($DIT = 0$) s'atténuant dans le cas des autres bruits. (80 % des réponses "en deçà"). L'erreur moyenne de pointage et la dispersion des erreurs autour de la moyenne sont parallèlement plus importantes pour le bruit limité à 500 Hz (moyenne 92,8 μs soit 9 ° environ en deçà de la source, écart-type = 82,8 μs) que pour les bruits large bande. (moyenne 41,6 μs , soit 4 ° environ en deçà de la source, écart type = 51,2 μs pour le bruit limité à 16 KHz).

La distribution de la valeur absolue des DIT finales indique la répartition des erreurs absolues de pointage ou précision (cf fig. V.4). La comparaison des histogrammes correspondants aux bruits limité à 500 Hz et limité à 16 KHz met en évidence l'amélioration de la précision du pointage pour le bruit large-bande.

Le test de STUDENT permet de vérifier que les distributions citées sont significativement différentes :

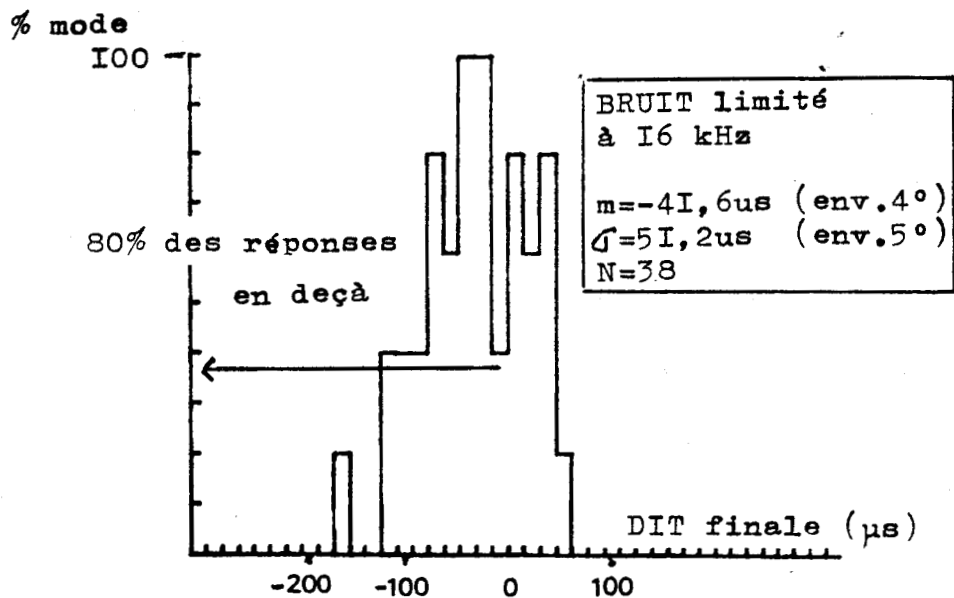
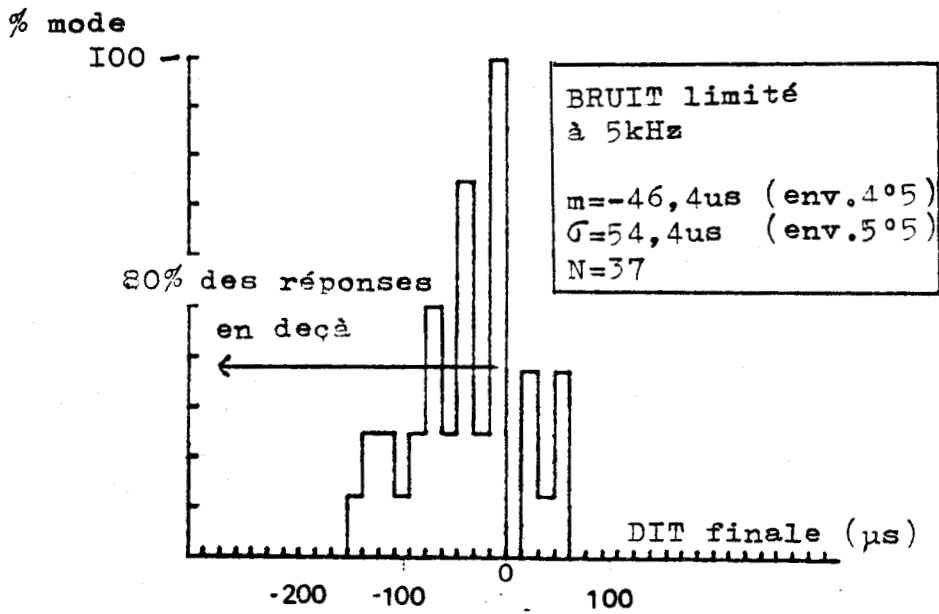
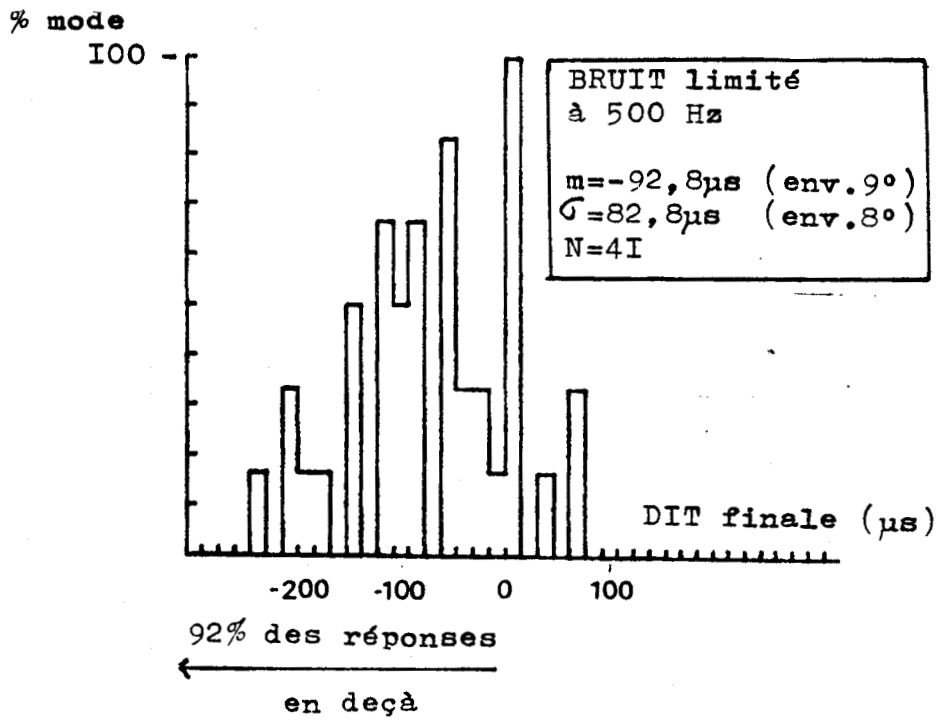


fig.V-3 Répartition des erreurs

Test de STUDENT :
$$t = \frac{\overline{X_1} - \overline{X_2}}{q \sqrt{1/N_1 + 1/N_2}}$$

$$q = \sqrt{\frac{N_1 S_1^2 + N_2 S_2^2}{N_1 + N_2 - 2}}$$

où $(\overline{X_1}, \overline{X_2})$, (S_1, S_2) , (N_1, N_2) sont respectivement les moyennes, les écarts-type et le nombre d'échantillons des distributions comparées.

Le tableau suivant présente les résultats du test de STUDENT appliqué aux distributions des erreurs vraies et des erreurs absolues :

- erreurs vraies (fig. V.3)

distribution 1 : bruit limité à 500 Hz

distribution 2 : bruit limité à 16 KHz

	moyennes	écarts-type	taille de l'échantillon
distribution 1	92,8 μ s	82,8 μ s	41
distribution 2	41,6 μ s	51,2 μ s	38
test	t = 3,2 les distributions sont significativement différentes		

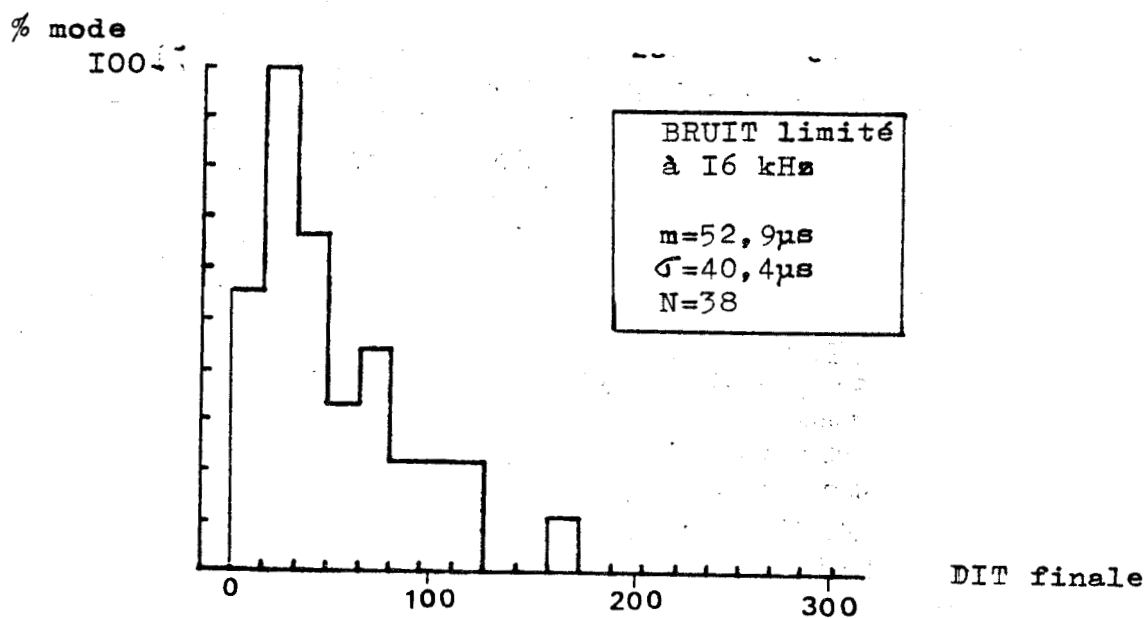
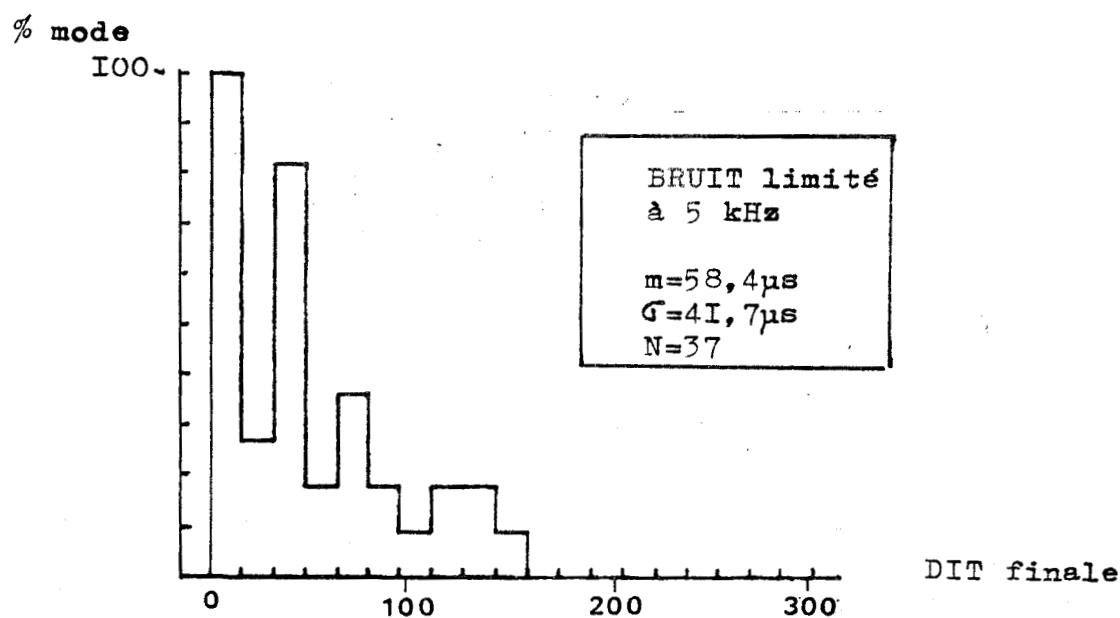
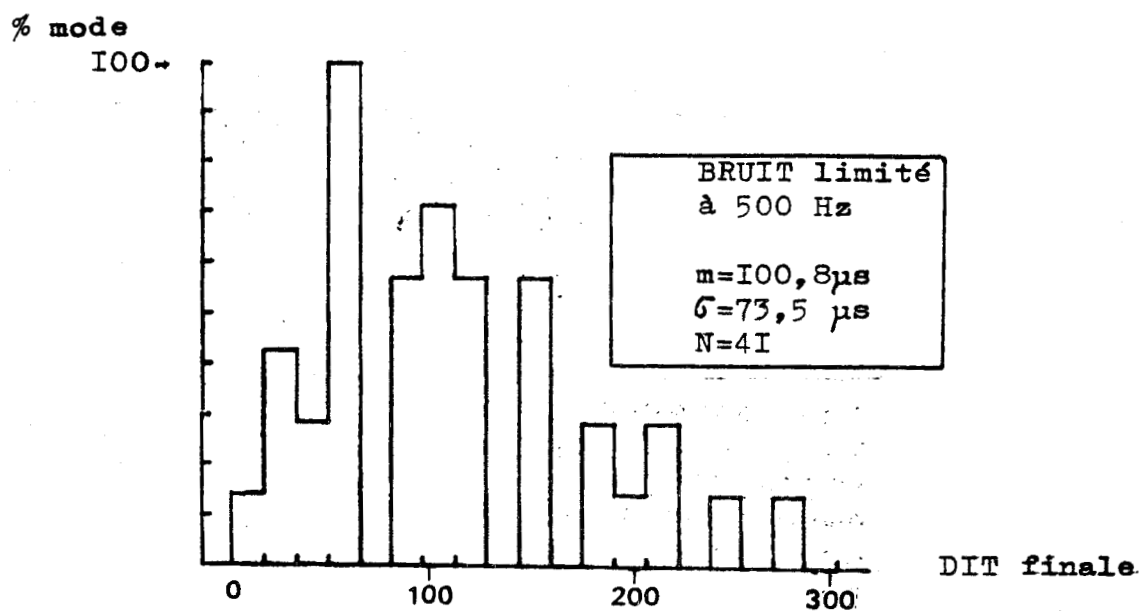


fig.V-4 Répartition des erreurs
absolues par bruit.



- erreurs absolues (fig. V.4)

distribution 1 : bruit limité à 500 Hz

distribution 2 : bruit limité à 16 KHz

	moyennes	écarts-type	taille de l'échantillon
distribution 1	100,8 μ s	73,5 μ s	41
distribution 2	52,96 μ s	40,4 μ s	38
test	$t = 3,5$ les distributions sont significativement différentes		

Conclusion sur l'analyse des erreurs

L'analyse statistique des erreurs fait apparaître deux phénomènes distincts : d'une part une très forte tendance des auditeurs à sous estimer l'excentricité de la source lors du pointage, sans qu'il soit, jusqu'ici possible de préciser dans ce résultat la part de la perception binauriculaire et celle des facteurs (biomécanique et proprioception) liés à l'effecteur céphalique. D'autre part, une nette amélioration des pointages par l'emploi des bruits large bande par rapport au bruit filtré à 500 Hz. Il sera vérifié au chapitre suivant (chap VI) que ces bruits se distinguent par l'existence et l'absence de DII respectivement pour les bruits large bande et le bruit limité à 500 Hz.

Une caractéristique générale des erreurs de pointage est donc de diminuer lorsque l'auditeur dispose, au moment d'apparition du son, d'une DII venant se superposer à la DII.

Il est vérifié à ce stade que l'existence de la DII, qui constitue une information spatiale redondante relativement à la DIT (cf chap. III paramètres physiques) est effectivement exploitée par le système binaural.

2.2 TEMPS DE LATENCE

La valeur mesurée du temps de latence sur chaque réponse céphalique (cf fig. V.1) est une valeur globale schématiquement décomposable en un temps de perception (latence du système binaural afférent), un temps de décision lié à la consigne (pointer la tête sur la source perçue) et un temps de réponse dû à l'effecteur (commande des muscles du cou).

L'analyse statistique des temps de latence ne fait pas apparaître de corrélation de ces valeurs avec le type de bruit utilisé. (DII initiale). L'excentricité de la source au moment de l'apparition du son (DIT initiale) ne modifie pas non plus la répartition des temps de latence en excluant toutefois le cas des sources sonores proches du plan sagittal de la tête. Pour des valeurs de la DIT initiale inférieures à 80 μ s environ, on relève en effet une augmentation de la moyenne et de la dispersion des temps de latence.

La fig. V.5 présente les histogrammes des temps de latence selon que la DIT initiale soit en valeur absolue supérieure ou inférieure à 80 μ s (8° environ d'excentricité).

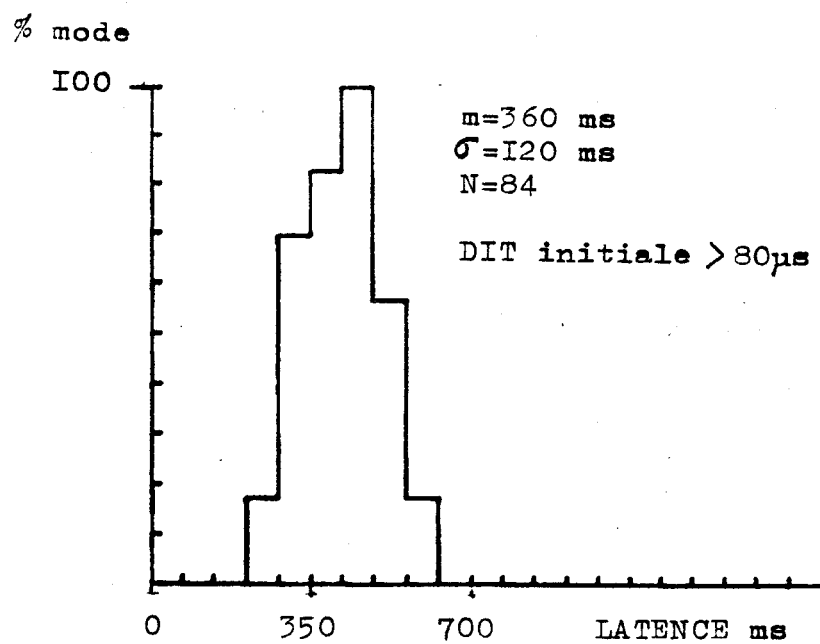
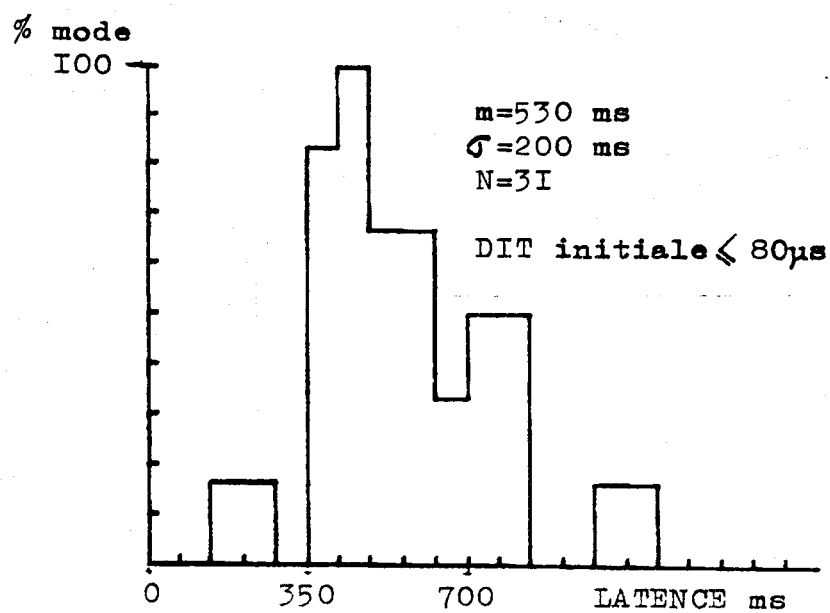


Fig. V.5 Histogrammes des temps de latence selon la valeur de la DIT initiale.

Le test de STUDENT appliqué à ces distributions confirme la significativité de leur différence ($t=5,5$).

Le type de son employé ne jouant pas sur la répartition des temps de latence, l'observation précédente suggérait l'étude d'un effet de seuil éventuel sur la DIT initiale dans le processus considéré.

2.3 EFFET DE SEUIL SUR LA DIT

A l'augmentation du temps de latence correspond par ailleurs une modification du comportement des sujets à l'apparition de stimulus de faible excentricité (DIT initiale faible) traduisant d'une manière générale une indécision sur le pointage à effectuer. Les enregistrements présentés fig. V.6 (b et c) sont caractéristiques des réponses à une DIT initiale faible, soit que le sujet "cherche" la source en effectuant des mouvements céphaliques oscillatoires (fig. b) soit qu'il ait, à tort, cru bon de corriger la position de sa tête (fig. c). La fig. a indique par opposition une réponse type à une DIT initiale importante.

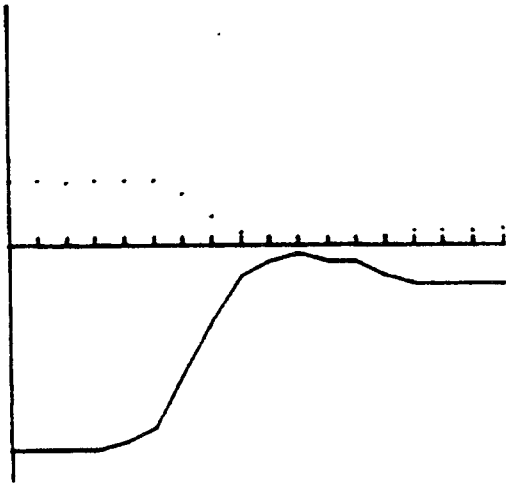
Si l'on dénombre les "mauvais pointages" du type b ou c (cf fig. V.6), c'est-à-dire dont l'erreur finale est supérieure à l'excentricité apparente initiale ($DIT\ finale > DIT\ initiale$), on observe les chiffres suivants :

DIT initiale	"mauvais pointage"	nombre total de réponses	%
$> 80\ \mu s$	0	84	0
$\leq 80\ \mu s$	18	31	58

(a) $DIT_{ini} = -480 \mu s$

bruit 200Hz-16kHz

latence 300 ms



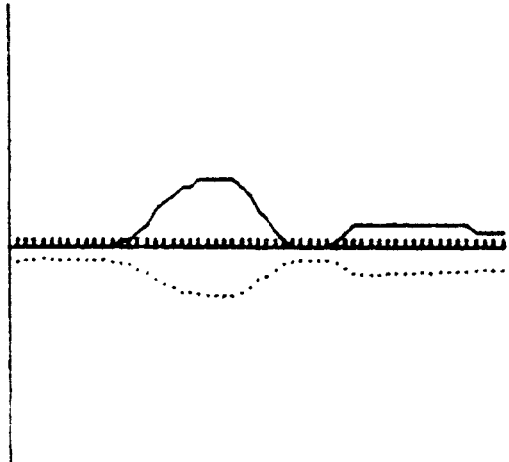
(b) $DIT_{ini} = 0 \mu s$

bruit 200Hz-16kHz

latence 700 ms

le sujet "cherche"

$DIT_{fin.} > DIT_{ini}$



— DIT
..... DII
temp
> <
70ms

(c) $DIT_{ini} = 16 \mu s$

bruit 0,2-16kHz

latence 630 ms

la tête s'éloigne
de la source

$DIT_{fin.} > DIT_{ini}$

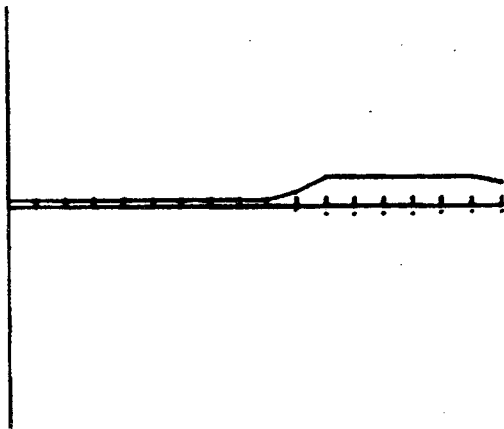


Fig V-5 Réponses-type à un échelon de DIT importante(a)
et faible(b et c).Effet de seuil sur la $DIT_{init.}$

La comptabilisation de ces mauvais pointages fait apparaître que sur 84 réponses à une stimulation de DIT initiale $> 80 \mu s$, toutes sans exception ont eu pour effet de diminuer la valeur de la DIT, c'est à dire l'erreur effective entre la position de la tête et l'incidence du son avec, dans tous les cas, un départ de la tête dans la position correcte. Le taux des mauvais pointages tels qu'ils ont été définis précédemment s'élève brusquement (58 % sur 31 réponses) lorsque la DIT initiale est $< 80 \mu s$.

La valeur de la DIT initiale modifie ainsi les caractéristiques des réponses (augmentation du temps de latence, pointages "hésitants") lorsque celle ci devient trop faible, c'est-à-dire lorsque la source sonore apparaît à proximité du plan sagittal de la tête. (valeur critique 8° environ). Il ne semble pas par ailleurs que le nombre de mauvais pointages soit en relation avec le type de son employé, ce qui s'explique sans doute par la faible valeur de la DIT (cf fig. V.6 a) quelque soit le bruit reçu, étant donné la faible excentricité.

Nous attribuerons donc la dégradation des performances de localisation pour de faibles excentricités par un *effet de seuil sur la DIT* à la valeur de $80 \mu s$ soit 8° d'excentricité. Cette valeur de $80 \mu s$ est obtenue de manière approximative étant donné la résolution des mesures sur la DIT ($16 \mu s$). (35) indique à ce sujet une valeur du seuil comprise entre $30 \mu s$ et $300 \mu s$.

V 3 - ANALYSE COMPARATIVE DES REPONSES DE DEUX SUJETS AVEUGLES DE
NAISSANCE

L'objet de ce paragraphe est d'effectuer quelques comparai-
sons entre les comportements des sujets voyants et de deux sujets aveu-
gles de naissance testés selon le même protocole expérimental (cf
chap. III § 4).

La comparaison des résultats (cf Tableau V.7) individuels
fait apparaître une erreur moyenne et une dispersion des erreurs moin-
dre pour les deux sujets aveugles (notés AV1 et AV2) que pour chacun
des dix sujets voyants. Cet avantage est plus marqué pour le sujet
aveugle AV1, qui se distingue par ailleurs par le type de ses réponses
(cf fig V.7). La stratégie particulière du sujet AV1 consistant à effec-
tuer de très larges oscillations céphaliques autour de la valeur cible
 $DIT = 0$ a pour effet d'aboutir à des pointages non corrélés à la DIT
initiale (cf tableau V.7) et distribués symétriquement autour de la
valeur $DIT = 0$.

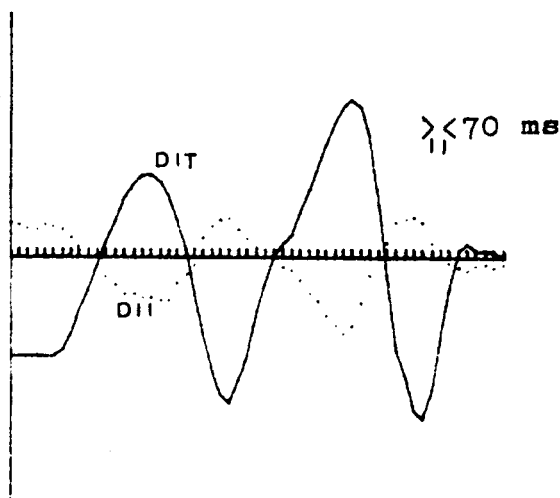


Fig. V.7 Réponse-type du sujet AV1

Sujet n°	Régression linéaire $DIT_{fin} = A DIT_{ini} + B$			erreur moyenne et écart-type() $DIT_{fin} \mu s$	nombre de réponses
	A	B	ρ		
I	0,42	0,05	0,96	-112(96)	6
	0,38	-2,60	0,98	-40(46)	7
2	0,40	0,71	0,76	-56(38)	5
	0,22	-1,22	0,93	-36(30)	7
3	0,51	1,30	0,99	-106(78)	6
	0,30	0,20	0,97	-54(40)	6
4	0,53	1,27	0,99	-136(81)	5
	0,46	-4,23	0,97	-102(29)	5
5	0,40	-2,04	0,97	-134(92)	5
	0,15	-2,50	0,90	-43(61)	9
6	0,19	-3,12	0,94	-70(83)	5
	0,17	-2,25	0,71	-33(38)	9
7	0,21	-0,55	0,99	-80(35)	5
	0,17	-1,21	0,95	-56(31)	8
8	0,22	0,07	0,98	-74(39)	6
	0,13	0,11	0,74	-13(21)	9
9	0,27	-1,30	0,76	-88(97)	5
	0,19	-2,96	0,76	-41(60)	9
10	0,44	1,08	0,98	-98(71)	6
	0,26	-0,78	0,95	-41(26)	9
AVI *	0	-3,00	/	-9(16)	5
	0	-3,20	-0,21	0(12)	9
AV2 *	0,17	2,21	0,96	-54(34)	5
	0,05	0,69	0,34	-8(19)	9

* Aveugle de naissance

ρ Coefficient de corrélation linéaire

DIT_{fin} erreur de pointage sur la source apparente :

ex: -112 μs le sujet pointe la tête
"en deça"(signe -) de la source

rappel L'erreur angulaire est en approximation
de 1° pour 10 μs

TABLEAU V-7	Erreur moyenne de pointage et corrélation linéaire entre les erreurs de pointage et l'excentricité apparente de la source PAR SUJET et PAR BRUIT.
----------------	--

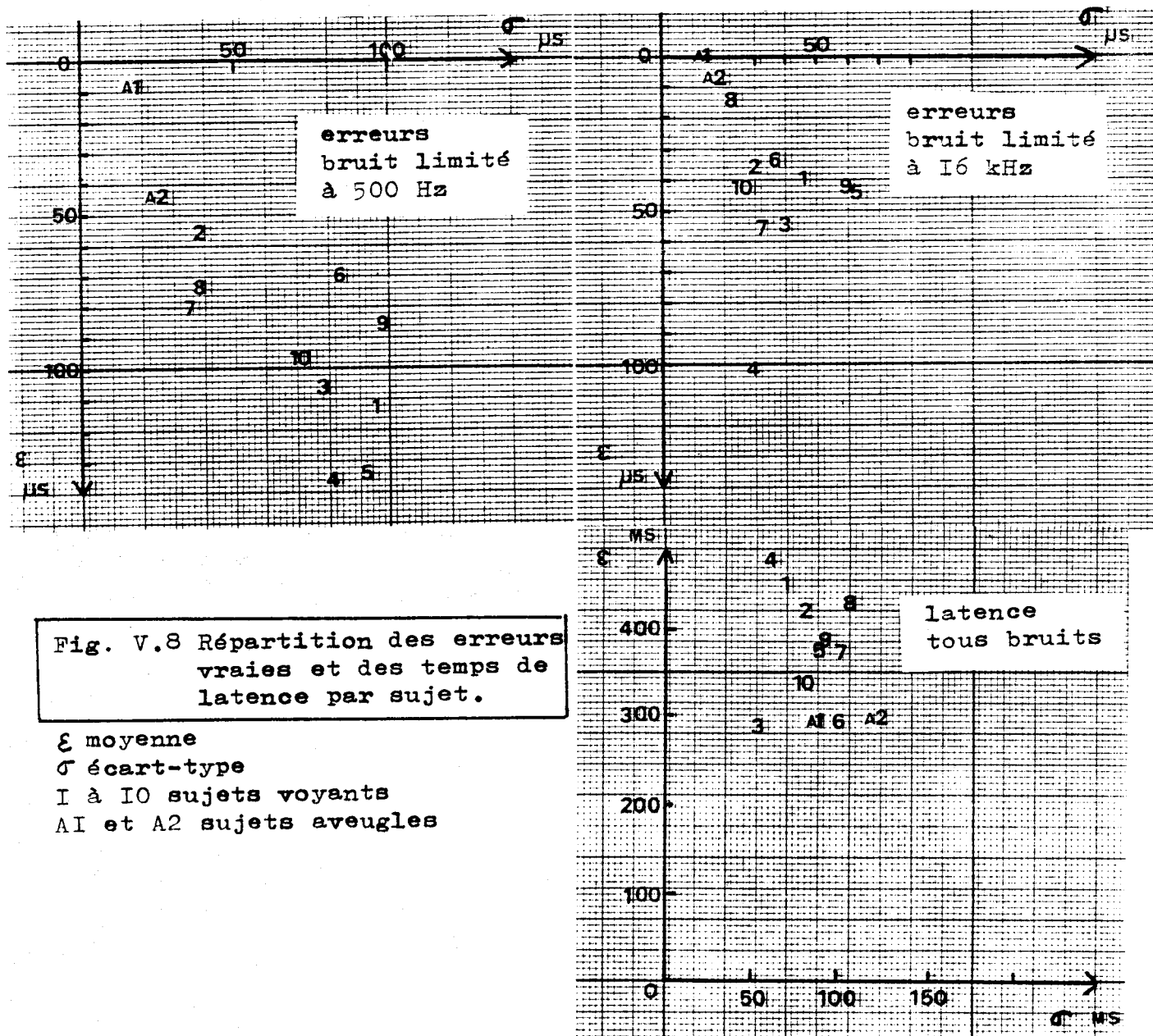
Les valeurs indiquées en première ligne correspondent
au bruit limité à 500 Hz;

Les résultats indiqués en deuxième ligne concernent
les réponses aux bruits limités à 5 et 16 kHz.



La fig. V.8 indique les résultats moyens de chacun des sujets voyants (n° 1 à 10) et des deux sujets aveugles AV1 et AV2 pour le bruit limité à 500 Hz et le bruit limité à 16 KHz. Si les latences moyennes des sujets aveugles sont comparables à celles des sujets voyants, leurs erreurs de pointage apparaissent mieux centrées par rapport à la cible.

La fig. V.9 représente les courbes de fréquences cumulées de l'erreur absolue (précision du pointage) pour l'ensemble des sujets voyants et les deux sujets aveugles.



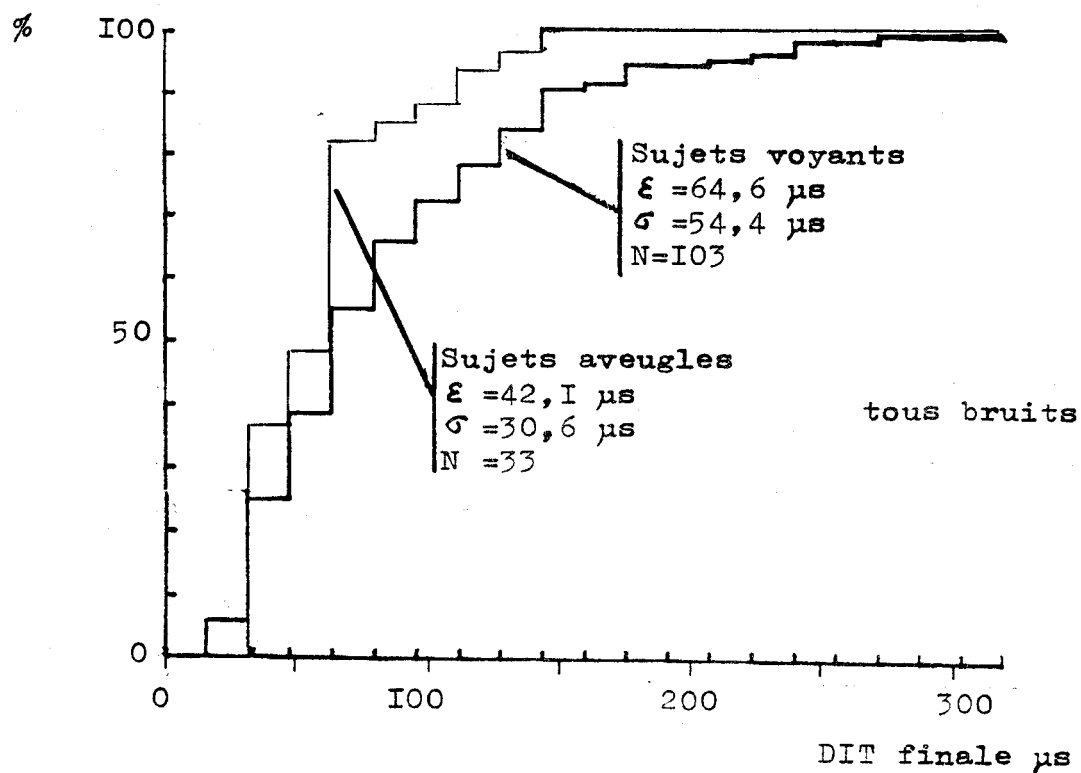


Fig. V-9 Erreurs absolues de pointage (DIT finale). Courbes des fréquences cumulées.

V.4 - CONCLUSION

Ces premiers résultats établis en fonction de la stimulation binauriculaire initiale ont permis de mettre en évidence certaines performances de la faculté de localiser les sons, dont il appartient de faire la part des observations liées aux conditions expérimentales et des observations de caractère plus général.

Le mode de réponse utilisé par pointage de la tête en direction de la source apparentée aura dans une large mesure été à l'origine de l'augmentation des erreurs de pointage avec l'excentricité initiale de la source, le sujet devant pour répondre effectuer un mouvement de rotation de la tête de plus en plus important. De même les erreurs de pointage (4° à 9° en deçà de la valeur cible selon les bruits utilisés) doivent être considérés en relation avec le choix de l'effecteur céphalique.

Il apparaît de façon plus générale que la faculté que nous possédons de localiser un son dans l'espace dépend d'une manière sensible du contenu énergétique de la source sonore, conformément aux prévisions théoriques (cf chap. II Paramètres physiques). Le rôle exact de la DII dans ce résultat sera précisé plus loin.

En outre, le phénomène physique par lequel l'information DII s'annule lorsque l'excentricité de la source devient faible (cf chap. II Caractéristiques du transfert interauriculaire), se traduit par une dégradation des caractéristiques de pointage. Dans l'hypothèse, qui sera examinée au chapitre suivant, où la réponse s'effectue vérita-

blement en boucle fermée (prise en compte par l'auditeur des modifications acoustiques pendant la réponse céphalique), l'effet de seuil sur la DIT vient jouer en fin de pointage lorsque la position de la tête devient proche de celle de la source.

Enfin, la comparaison des performances de deux sujets aveugles avec celles des dix sujets voyants a montré une précision supérieure du pointage chez ces deux personnes, dont les réponses semblent par ailleurs moins sensibles au biais (réponses "en deçà") introduit par la rotation de la tête lors du pointage. Cette observation est à rapprocher du fait que l'orientation quotidienne des sujets voyants fait appel à la localisation visuelle parallèlement à la localisation auditive, ce qui limite la rotation céphalique nécessaire à une valeur inférieure à l'excentricité de la source.

L'analyse de la dynamique des réponses céphaliques et du bouclage auditif sur les entrées fait l'objet du chapitre VI où il est proposé un modèle comportemental moyen de l'opérateur humain soumis à une tâche de localisation d'un son.

CHAPITRE VI

PROPOSITION D'UN MODELE
COMPORTEMENTAL MOYEN
D'UN OPERATEUR HUMAIN
DANS UNE TACHE
DE LOCALISATION D'UN SON

VI 1 - VALEUR DE LA CONTRE REACTION SUR LES ENTREES

VI 2 - ETUDE DE LINEARITE ET ETABLISSEMENT DES REPONSES MOYENNES

VI 3 - EXPERIMENTATIONS COMPLEMENTAIRES

3.1 SENSIBILITE A LA DII

3.2 CHOIX D'UN MODELE CONTINU

VI 4 - IDENTIFICATION DU TRANSFERT PROPRE A L'AUDITEUR PAR LA METHODE DU MODELE

4.1 STRUCTURE DU MODELE

4.2 SIMULATION NUMERIQUE

4.3 IDENTIFICATION

VI 5 - CONCLUSION

Ce dernier chapitre est destiné à décrire le processus selon lequel l'auditeur parvient, compte tenu des modifications acoustiques engendrées par les mouvements céphaliques, à pointer la tête dans la direction apparente du son, la précision de pointage étant par ailleurs liée aux caractéristiques de la stimulation binauriculaire (cf chap. V).

L'établissement d'un modèle comportemental à partir de la réponse moyenne des sujets testés aux différents bruits tiendra lieu de synthèse des divers résultats établis au cours de cette étude.

La fig. VI.1 rappelle la configuration selon laquelle le transfert STIMULATION BINAURICULAIRE OBJECTIVE $\rightarrow$ REPONSE CEPHALIQUE se trouve impliqué dans une boucle de type régulateur où l'auditeur joue le rôle de détecteur d'erreur.

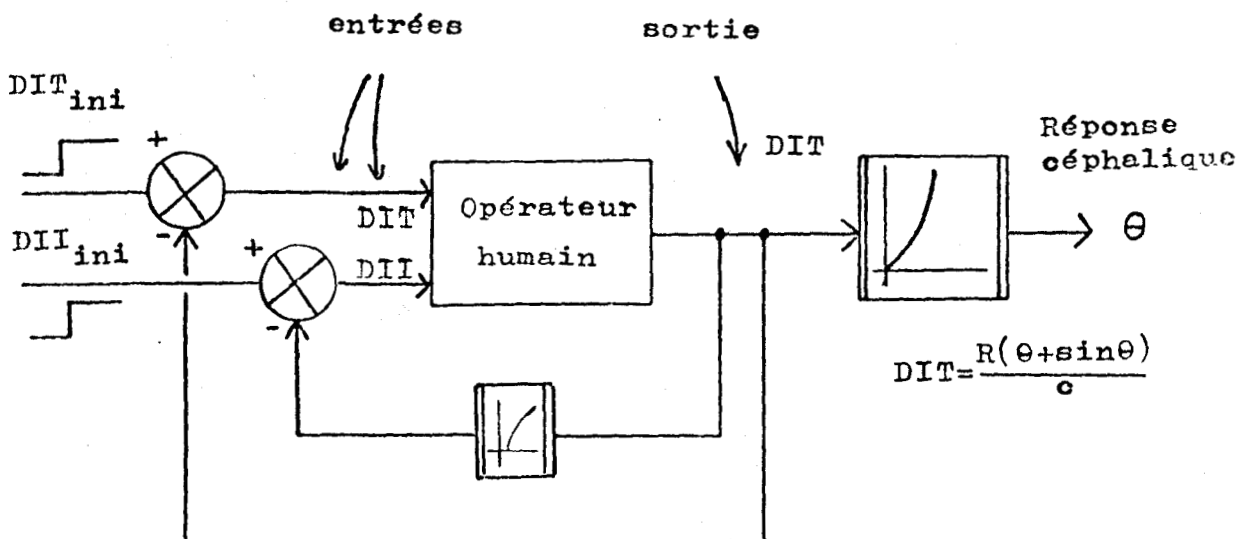


fig.VI-I Configuration d'écoute

Fig. VI.1 Configuration d'écoute

Les entrées DIT_{ini} et DII_{ini} définissent la valeur de l'information spatiale dont le sujet dispose au moment de l'apparition du son. Etant donné la fixité des sources dans l'espace (hauts parleurs fixes), les signaux d'entrées sont des échelons de position dont l'amplitude dépend de la position de la tête relativement à la source à l'instant initial. Pour un auditeur donné, la DIT initiale ne dépend que de l'excentricité de la source, tandis que la DII initiale est fonction à la fois de l'excentricité et du contenu énergétique de la source sonore.

Lorsque le sujet effectue une rotation céphalique en direction de la source, la DIT et la DII dont il dispose diminuent, un pointage parfait annulerait ces deux signaux d'erreur.

Les paragraphes qui suivent exposent successivement le type de réaction induite sur la DII par la rotation de la tête, le choix d'un modèle linéaire et continu pour la description du comportement moyen des sujets testés, puis l'identification du transfert caractéristique de l'auditeur.

VI 1 - VALEUR DE LA CONTRE-REACTION SUR LES ENTREES

La réponse céphalique étant mesurée, non en angle d'erreur par rapport à la source, mais directement par la valeur de la DIT, seule la réaction $DIT \rightarrow DII$ devait être explicitée, le retour $DII \rightarrow DIT$ étant unitaire - (cf fig. VI.1).

L'étude sur un sujet des relations existant entre DIT et DII à tout moment fait apparaître une très forte corrélation linéaire entre ces deux variables lorsque la DII est mesurée en décibels - (cf fig. VI.2). La relation est du type $DII = a DIT + b$ où a et b sont fonction du type de son employé et de la morphologie de la tête de l'auditeur.

La corrélation reste, malgré la dispersion interindividuelle, très importante si l'on considère l'ensemble des sujets testés, le coefficient de corrélation étant supérieur à 0,92 pour chacun des trois bruits employés - (cf tableau VI.3).

Les droites de régression ne passant pas exactement par l'origine (coefficient b non nul), le test de STUDENT permet d'étudier la significativité du coefficient b :

la droite de régression a pour équation $DII = \overline{DII} + A (DIT - \overline{DIT})$

hypothèse testée : $B = \overline{DII} - A \overline{DIT} = 0$

$$\text{test } \begin{cases} t = (\overline{DII} - A \overline{DIT}) / \alpha \\ \nu = N - 2 \end{cases}$$

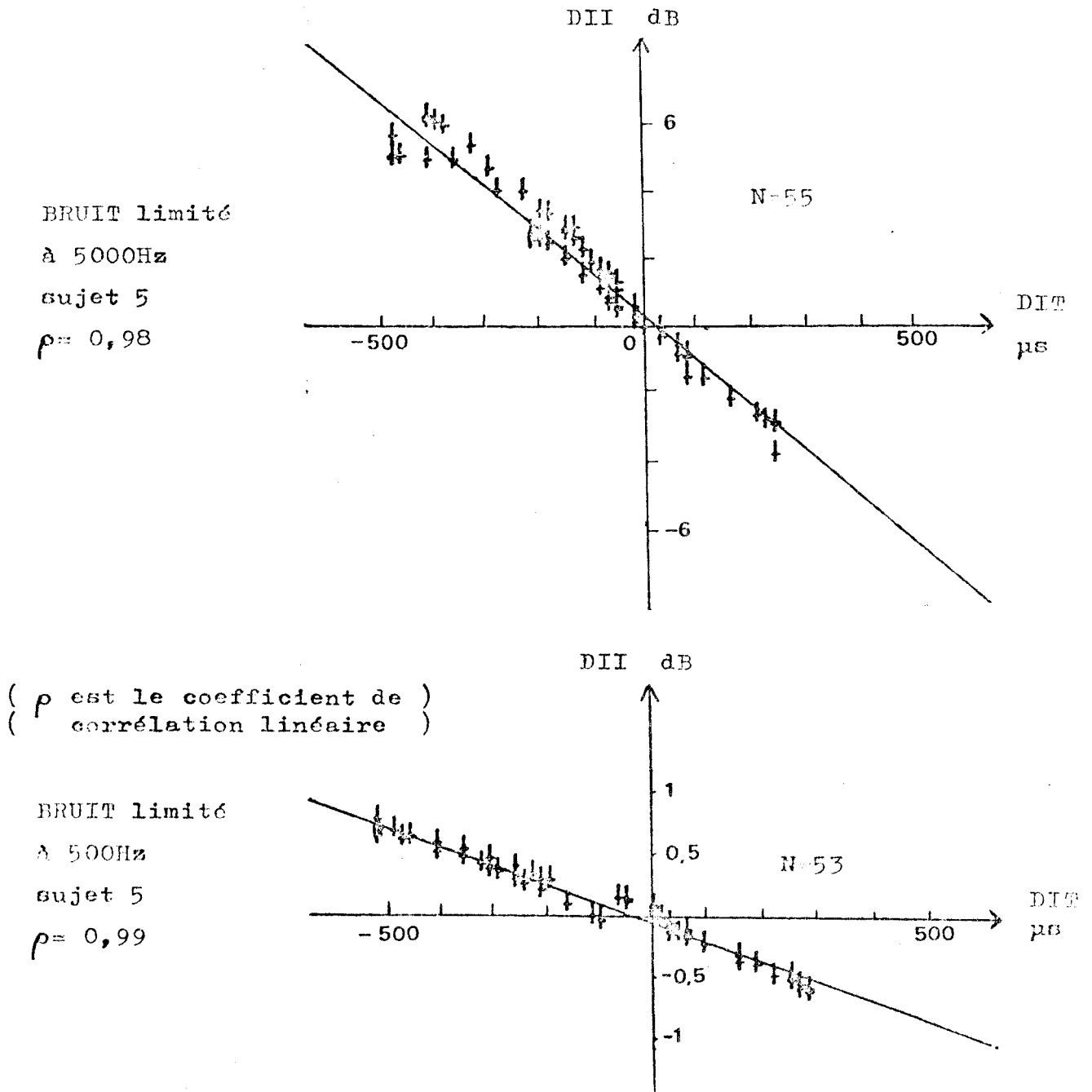


Fig. VI-2 Corrélation entre DIT et DII.
droites de régression linéaire.

BRUIT	A	B	test de STUDENT sur B	N	ρ
limité à 16 kHz	$-2,25 \cdot 10^{-2}$	$-3,4 \cdot 10^{-2}$	$t=-0,96$ non sign.	600	$-0,92$
limité à 5 kHz	$-1,75 \cdot 10^{-2}$	$-7,8 \cdot 10^{-2}$	$t=-1,28$ non sign.	500	$-0,93$
limité à 500 Hz	$-0,30 \cdot 10^{-2}$	$-4,2 \cdot 10^{-2}$	$t=-1,17$ non sign.	600	$-0,92$

Tableau VI-3 Relation $DII=A.DIT+B$ établie sur
tous les sujets. Test de significativité du
coefficient B (test de STUDENT)

$$\text{où } d^2 = \sigma_{DIT}^2 \left[\frac{1}{N} + \frac{\overline{DIT}^2}{N^2 \sigma_{DIT}^2 + \overline{DIT}^2} \right]$$

si $t < 1,96$ l'hypothèse $B = 0$ est vérifiée au risque 5 %

Les résultats du test (cf tableau VI.3) appliqué au coefficient B pour les régressions linéaires correspondant aux trois bruits concluent à une valeur non significativement différente de zéro.

Etant donné les coefficients de corrélation élevés, on substituera les modèles linéaires aux nuages de données et l'on retiendra les expressions suivantes :

$$\text{bruit limité à 500 Hz} \quad DII = \lambda_1 DIT \quad \text{avec} \quad \lambda_1 = -0,3 \cdot 10^{-2} \text{ dB}/\mu\text{s}$$

$$\text{bruit limité à 5 KHz} \quad DII = \lambda_2 DIT \quad \text{avec} \quad \lambda_2 = -1,75 \cdot 10^{-2} \text{ dB}/\mu\text{s}$$

$$\text{bruit limité à 16 KHz} \quad DII = \lambda_3 DIT \quad \text{avec} \quad \lambda_3 = -2,25 \cdot 10^{-2} \text{ dB}/\mu\text{s}$$

Cette étude met en évidence l'existence d'un *couplage* proportionnel entre les entrées DII et DIT pour un bruit donné et dans les conditions expérimentales.

L'auditeur reste pour sa part sensible indépendamment aux deux entrées DIT et DII qui peuvent, dans des conditions d'écoute artificielles (casque stéréophonique), rester indépendantes (cf tests psychométriques (27)).

La relation de proportionnalité entre les entrées conduit au schéma simplifié suivant :

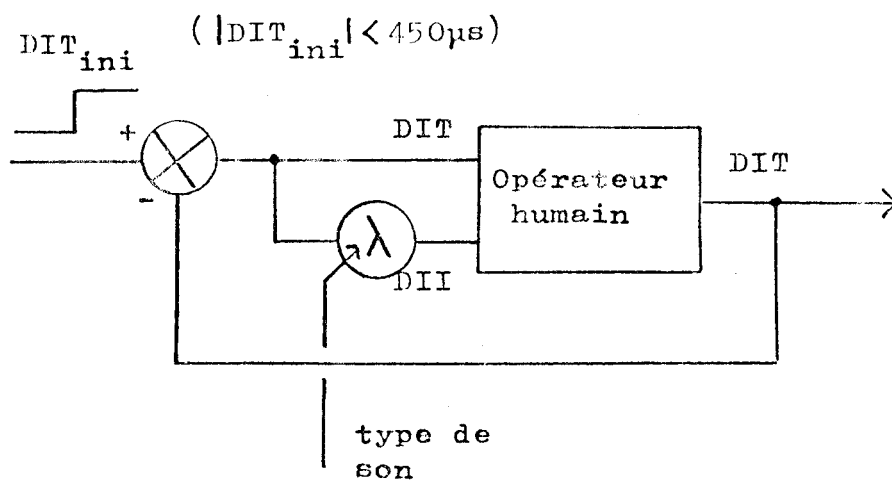


fig.VI-4 Simplification de la configuration d'écoute.
(proportionnalité des entrées)

VI 2 - ETUDE DE LINEARITE ET ETABLISSEMENT DES REPONSES MOYENNES

linéarité statique

Il a été établi (cf chap. V) que les erreurs de pointage sont corrélées à la valeur initiale de la DIT. Les droites de régres-

sion correspondantes ont pour équation DIT finale = A DIT initiale + B
où A et B sont fonction du bruit utilisé.

Le test de STUDENT appliqué au coefficient B (cf § VI.1)
infirme la significativité de ces valeurs pour chacun des trois bruits :

bruit	A	test A t	B	test B t		N
lim. 500 Hz	0,3	20,75	- 1,32	- 0,8	0,87	36
lim. 5 KHz	0,17	15,44	- 1,29	- 1,19	0,71	35
lim. 16 KHz	0,17	15,95	- 0,67	- 0,66	0,68	35

Tableau VI.5 Test de STUDENT de l'hypothèse B = 0

La régression linéaire correspondant à la corrélation des
erreurs de pointage avec les valeurs de la DIT initiale s'exprime ain-
si par une relation du type DIT finale = A DIT initiale où A dépend
du bruit utilisé (cf tableau VI.5).

Linéarité dynamique - étude des temps de montée

Le paramètre de temps de montée a été choisi pour rendre
compte de la dynamique des réponses à l'échelon.

La répartition des temps de montée T_M en fonction de l'amplitude E de l'échelon est étudiée par la distribution des points de coordonnées (E, T_M, E) et un calcul de corrélation.

La régression linéaire s'exprime par $E \cdot T_M = A \cdot E + B$ où B est non significativement différent de zéro (test de STUDENT) et A vaut 520 ms... Le coefficient de corrélation de 0,96 pour chacun des bruits permet de conclure à la proportionnalité de $E \cdot T_M$ sur E et à l'invariance du temps de montée par rapport à l'amplitude de l'échelon d'entrée.

Les résultats statistiques sur l'erreur de pointage et le temps de montée selon lesquels l'erreur est corrélée linéairement à la valeur de l'échelon DIT initiale tandis que le temps de montée reste invariant ont conduit au choix d'un modèle linéaire pour la classe d'entrées ($|DIT \text{ initiale}| < 450 \mu s$) considérée.

établissement de la réponse moyenne

Chacune des réponses dont on dispose correspond à une valeur spécifique de l'échelon DIT initiale.

L'approximation établie de linéarité du transfert étudié permet toutefois d'obtenir une réponse moyenne à un échelon-type de valeur choisie 400 μs (40° gauche environ) :

$$\begin{array}{l|l}
 R_i = H E_i & H \text{ linéaire} \\
 \frac{400 R_i}{DIT_{ini}} = H E_i \cdot \frac{400}{DIT_{ini}} & \begin{array}{l} E_i \text{ T. Laplace de l'échelon} \\ R_i \text{ T. Laplace de la réponse} \end{array}
 \end{array}$$

$\overbrace{\hspace{1.5cm}}$
 échelon -
 type : 400 μ s

$$\bar{R} = \frac{I}{n} \sum_{i=1}^n \frac{400 R_i}{DIT_{ini}}$$

$$\bar{r}(t) = \frac{I}{n} \sum_{i=1}^n \frac{400 r_i(t)}{DIT_{ini}}$$

$$\begin{array}{l}
 \text{d'autre part : } DII = \bigwedge DIT \\
 \text{d'où } \bar{DII}(t) = \frac{I}{n} \sum_{i=1}^n \frac{400}{DIT_{ini}} DII(t)
 \end{array}$$

Les réponses moyennes calculées pour chacun des bruits, en excluant les réponses à des échelons de valeur inférieure au seuil ($DIT_{ini} < 80 \mu$ s) sont représentées fig. VI.6. La réponse moyenne obtenue pour le bruit I (limité à 500 Hz) se distingue par l'erreur importante de pointage et la faible valeur de l'entrée DII compte tenu du fait qu'elle est exprimée en décibels. Les réponses obtenues pour les deux autres bruits sont semblables entre elles malgré la présence en entrée d'une DII supérieure dans le cas du bruit 3 (limité à 16 KHz). Ces propriétés avaient été observées lors du tracé des histogrammes des erreurs (cf fig. V.3), les répartitions des pointages étant similai-

res pour les bruits 2 et 3 tandis que le bruit 1 correspondait à une dégradation des pointages. On vérifie en outre que les erreurs finales des réponses représentées fig. VI.6 correspondent aux pentes des droites de régression linéaire $DIT_{finale} = A DIT_{initiale}$ (cf fig. V.2) :

(bruit n°	: erreur réponse moyenne	: erreur/400 μs	: pente droite
(	: (cf fig. VI.6) en μs	:	: de régression
(	:	:	: (cf fig. V.2)
(1	: 120	: 0,30	: 0,30
(2	: 77	: 0,19	: 0,17
(3	: 67	: 0,17	: 0,17
(	:	:	:

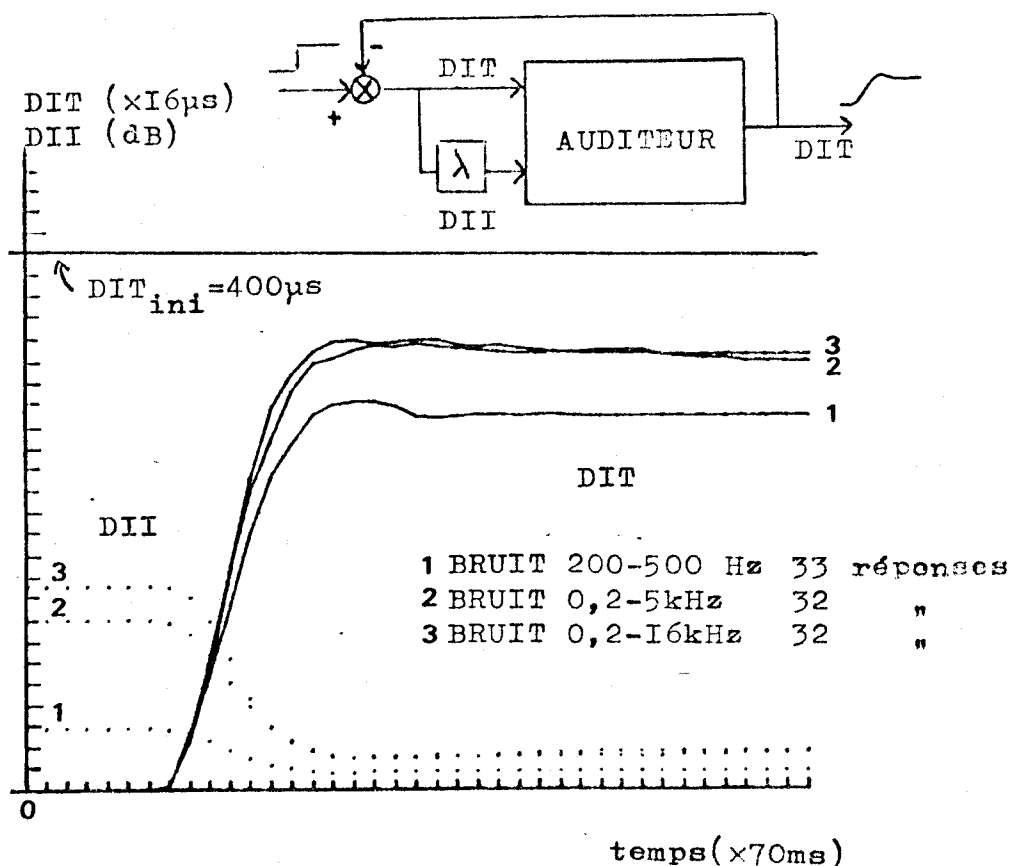


fig.VI-6 Réponses moyennes à un échelon de DIT de $400 \mu s$ (40° gauche environ) pour les 3 bruits utilisés

VI 3 - EXPERIMENTATIONS COMPLEMENTAIRES

3.1 SENSIBILITE A LA DII

La fig. VI.7 décrit l'expérimentation effectuée sur 10 sujets, pour préciser la sensibilité de l'auditeur à l'entrée DII. Les valeurs de la DII sont obtenues par filtrage passe-bas d'une voie du casque stéréophonique de manière à simuler le phénomène acoustique responsable de la DII dans les conditions d'écoute par haut parleur. On relève la valeur du seuil sur la DII nécessaire à chacun des sujets pour obtenir une latéralisation droite ou gauche.

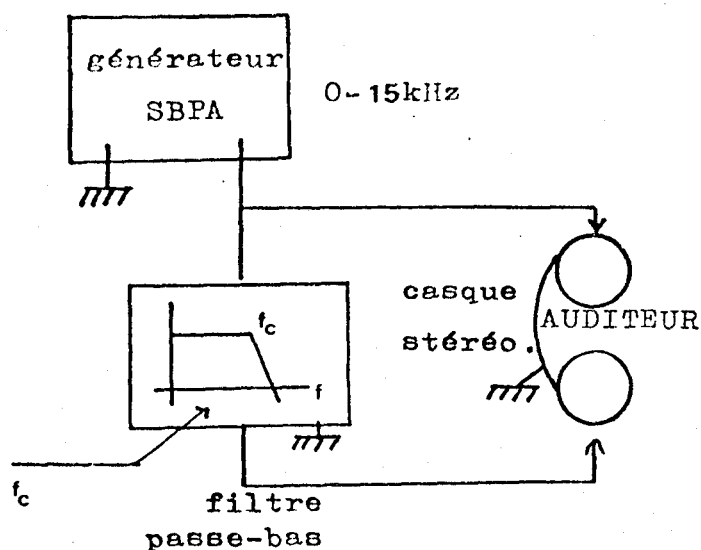


fig.VI-7 Relevé du seuil sur la DII.

La valeur moyenne obtenue est de 4 d B avec un écart-type de 0,9 d B en utilisant un bruit pseudo-aléatoire de caractéristiques voisines du bruit n° 3 (limité à 16 KHz) du protocole expérimental.

L'existence du seuil sur l'entrée DII conduit aux observations suivantes :

la DII résiduelle (cf fig. VI.6) existant pour le bruit limité à 500 Hz est inférieure au seuil de perception de l'auditeur. L'utilisation de ce bruit répond ainsi au but initialement recherché de ne générer qu'une seule entrée DII, la DII résiduelle, due semble-t-il aux réverbérations de la cabine expérimentale, étant trop faible (2,7 dB pour être perçue par l'auditeur.

L'utilisation des bruits limités à 5 KHz et 16 KHz a pour effet de provoquer des DII trop voisines (8,1 et 9) compte tenu de la sensibilité de l'auditeur pour modifier les caractéristiques de sa réponse (cf fig. VI.6) d'où l'existence probable d'un seuil différentiel sur la DII en plus du seuil liminaire observé expérimentalement.

3.2 CHOIX D'UN MODELE CONTINU

Les réponses à l'échelon (cf fig. VI.8) s'effectuent en boucle ouverte pour $t < 2\tau$ (τ retard pur ou temps de latence de l'auditeur), soit durant la quasi-totalité de la dynamique de la réponse.

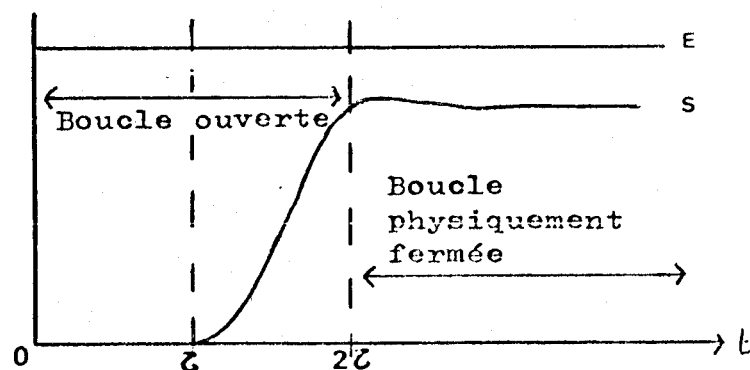


Fig. VI.8 Réponse à l'échelon

Aussi ce type de réponse ne permet-il pas de déterminer si le retour physique d'information par mouvement céphalique est considéré continûment par l'auditeur ou au contraire si celui-ci inhibe ou échantillonne les entrées pendant la réponse.

Une série d'expérimentations complémentaires menées sur trois sujets a consisté à présenter à l'auditeur des créneaux de DIT initiale de durée variable de 1,5 s à 0,15 s. Les signaux sonores utilisés étaient des "clics", le capteur de DIT (entrée DIT et réponse céphalique) était le capteur hybride présenté chap. IV § 3.

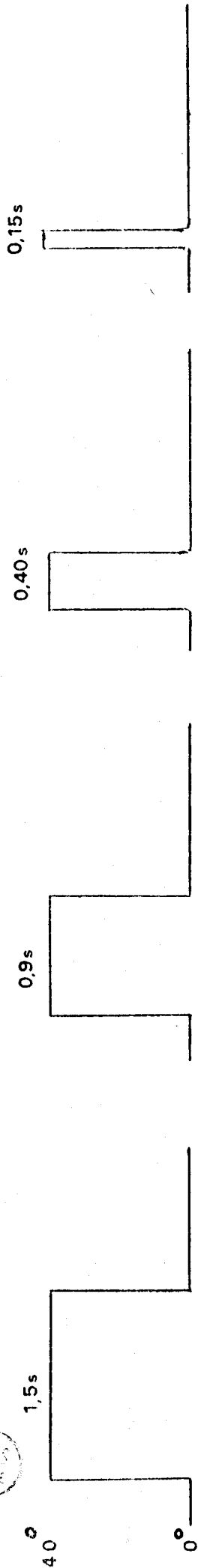
Les enregistrements obtenus (cf fig. VI.9) indiquent le caractère *continu* de la prise d'information de l'auditeur pour la classe d'entrées considérée, celui-ci restant sensible à une variation de position de la source d'une durée de 150 ms. Il est à noter que le son reste établi pendant toute la séquence et que seule la position de la source varie selon un signal-créneau d'amplitude 400 μ s environ. Les stimulus utiles sont dispersés dans une séquence plus complexe.

VI 4 - IDENTIFICATION DU TRANSFERT PROPRE A L'AUDITEUR PAR LA METHODE DU MODELE

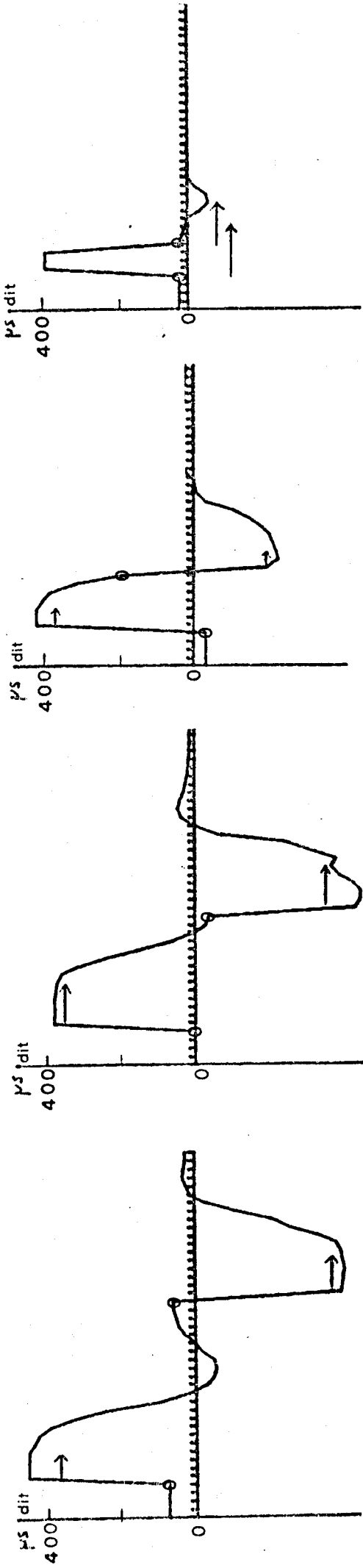
4.1 STRUCTURE DU MODELE

On se propose d'identifier le transfert propre à l'auditeur par la détermination du système bouclé dont il constitue le transfert direct, sur la base de la réponse moyenne à l'échelon 400 μ s (cf.fig.VI.6)

515
LILLE



POSITION HAUT-PARLEUR



REPONSE CEPHALIQUE

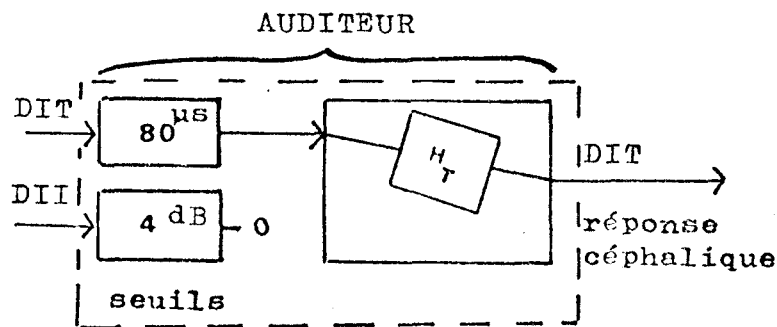
70ms
> <
|||> temps

→ durée du temps de réaction
— position initiale de la tête

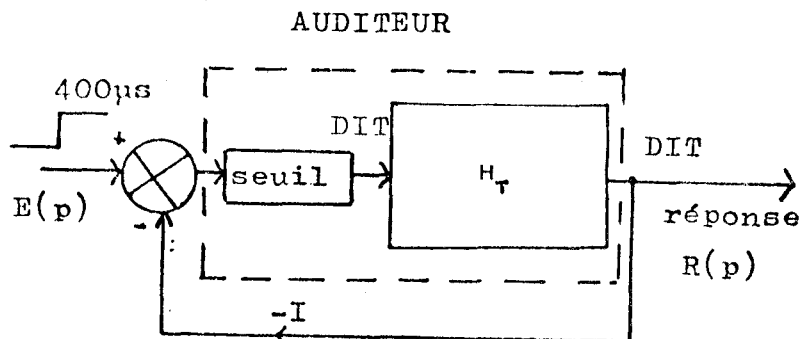
fig.VI-9 Réponse à des créniaux de DIT. Caractère continu du retour auditif.

Le système simulant l'auditeur comporte deux entrées DIT et DII avec seuil. En vertu du seuil existant sur l'entrée DII, la réponse à l'échelon correspondant au bruit limité à 500 Hz est la réponse à une entrée unique DII (cf fig. VI.10 a). L'identification de la réponse à l'échelon pour ce bruit donnera la valeur du transfert $\frac{H_T}{1 + H_T}$ et par suite H_T (cf fig. VI.10 b) où H_T symbolise le transfert (DIT $\rightarrow$ réponse céphalique) propre à l'auditeur.

La structure choisie pour H_T est du type $H_T = \frac{K e^{-\zeta p}}{p^2/w_0^2 + 2\zeta p/w_0 + 1}$ où K rend compte de la précision du pointage, ζ du temps de réaction (localisation + latence de l'effecteur), l'expression du second ordre correspondant à la mécanique des mouvements céphaliques de rotation.



a) Réponse à une DIT seule. La DII est inférieure au seuil de perception (bruit lim. 500 Hz)



$$\frac{R(p)}{E(p)} = \frac{H_T}{H_T + 1}$$

b) détermination de H_T par la réponse à l'échelon

fig.VI-10 Utilisation du bruit limité à 500 Hz pour l'identification du transfert DIT $\rightarrow$ réponse.

4.2 SIMULATION NUMERIQUE

La simulation numérique de $\frac{H_T}{1 + H_T}$ où $H_T = \frac{K e^{-\zeta p}}{p^2/w_o^2 + 2z p/w_o + 1}$

est facilitée par l'approximation numérique de l'opérateur dérivation

$$(36) \quad p = \frac{2}{T} \frac{w-1}{w+1} \quad \text{où } w \text{ est l'opérateur décalage}$$

T est la période d'échantillonnage

La simulation de $\frac{K e^{-\zeta p}}{p^2/w_o^2 + 2z p/w_o + 1}$ est obtenue par

l'expression

$$s(n) = A e(n) + B e(n-1) + C e(n-2) - D s(n-1) - E s(n-2)$$

$$\text{où } A = K w_o T^2 / \alpha \quad \alpha = w_o T^2 + 4z w_o T + 4$$

$$B = 2A$$

$$C = A$$

$$D = 2(w_o^2 T^2 - 4) / \alpha$$

$$E = (w_o^2 T^2 - 4z w_o T + 4) / \alpha$$

Le retard pur est introduit par décalage en posant $\zeta = k T$

$$S(n+K) = A e(n) + \dots + E s(n-2)$$

La simulation de $\frac{H_T}{1 + H_T}$ s'effectue en substituant à $e(n)$

l'erreur $\mathcal{E}(n) = e(n) - S(n)$ à chaque boucle de calcul.

Enfin l'effet de seuil est simulé par la convention

$$\begin{aligned} \varepsilon(n) &= \varepsilon(n) \quad \text{si} \quad |\varepsilon(n)| > \text{seuil} \\ \varepsilon(n) &= 0 \quad \text{si} \quad |\varepsilon(n)| < \text{seuil.} \end{aligned}$$

La programmation du modèle a été effectuée sous forme de sous programme en langage évolué FORTRAN.

4.3 IDENTIFICATION

L'identification du transfert H_T utilise la méthode du modèle, l'exploration de l'espace paramétrique (w_0, z) étant optimisée par une suite de Fibonacci à deux dimensions (36). Le gain statique K est connu car lié à l'erreur finale de la réponse à l'échelon K' par la relation $K' = \frac{K}{1+K}$. La valeur de τ étant connue de manière approximative par l'étude des temps de latence, l'optimisation de ce paramètre ne justifiait pas l'extension à une troisième dimension de la recherche paramétrique. Le paramètre τ optimal est obtenu en testant les valeurs proches du temps de latence moyen et en retenant celle qui minimise le critère d'identification. La fig. VI.11 indique la méthode et l'algorithme programmé pour l'identification par la méthode du modèle (langage FORTRAN).

Le résultat de l'identification est présenté fig. VI.12. Les courbes représentent les sorties objet et modèle du système bouclé, les valeurs indiquées sont les paramètres identifiés du transfert H_T . La distance 0,19 % est la valeur du carré de l'erreur entre les sorties modèle et objet.

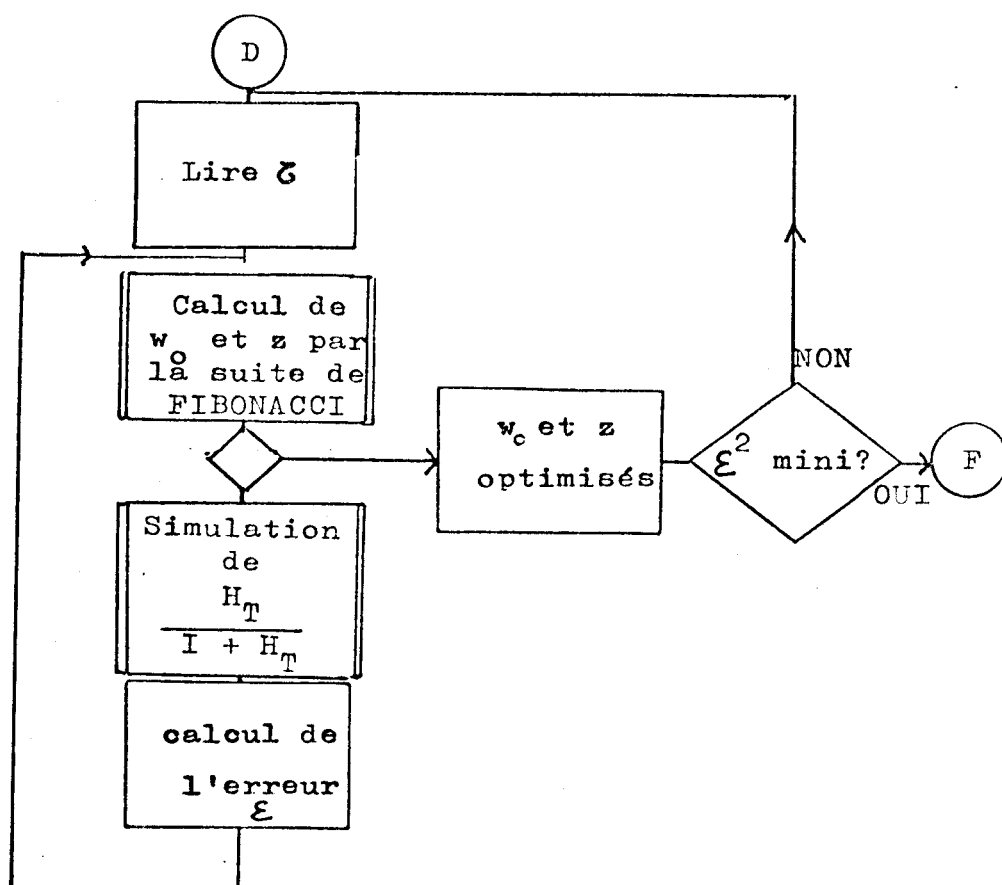
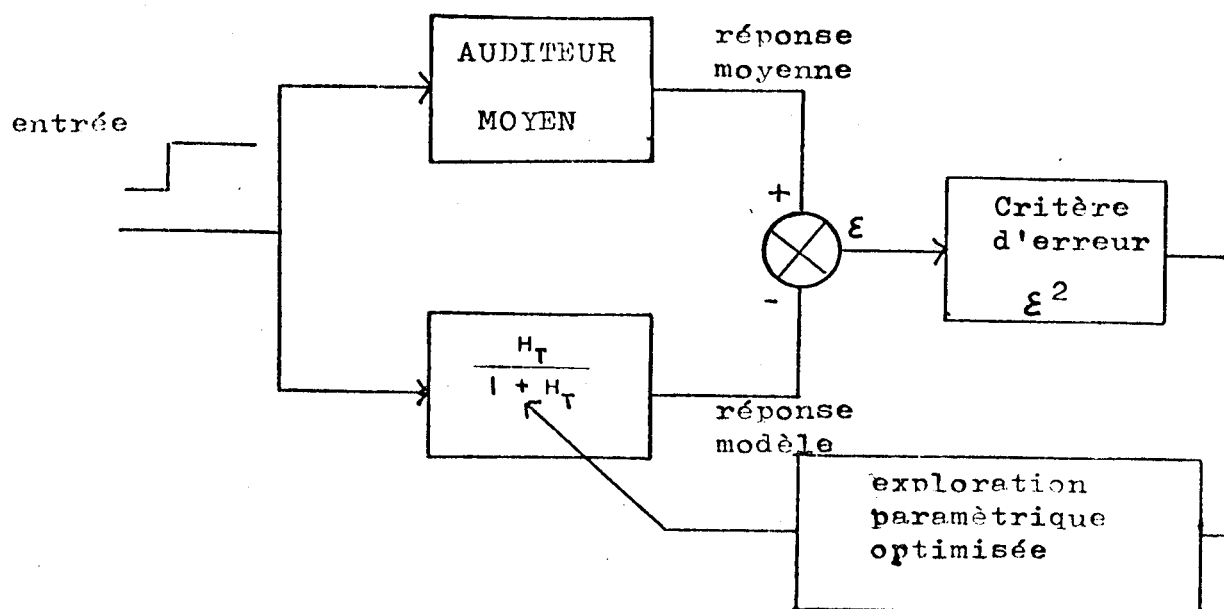


fig.VI-II Principe et organigramme de l'identification du transfert H_T (DIT $\rightarrow$ réponse) par la méthode du modèle

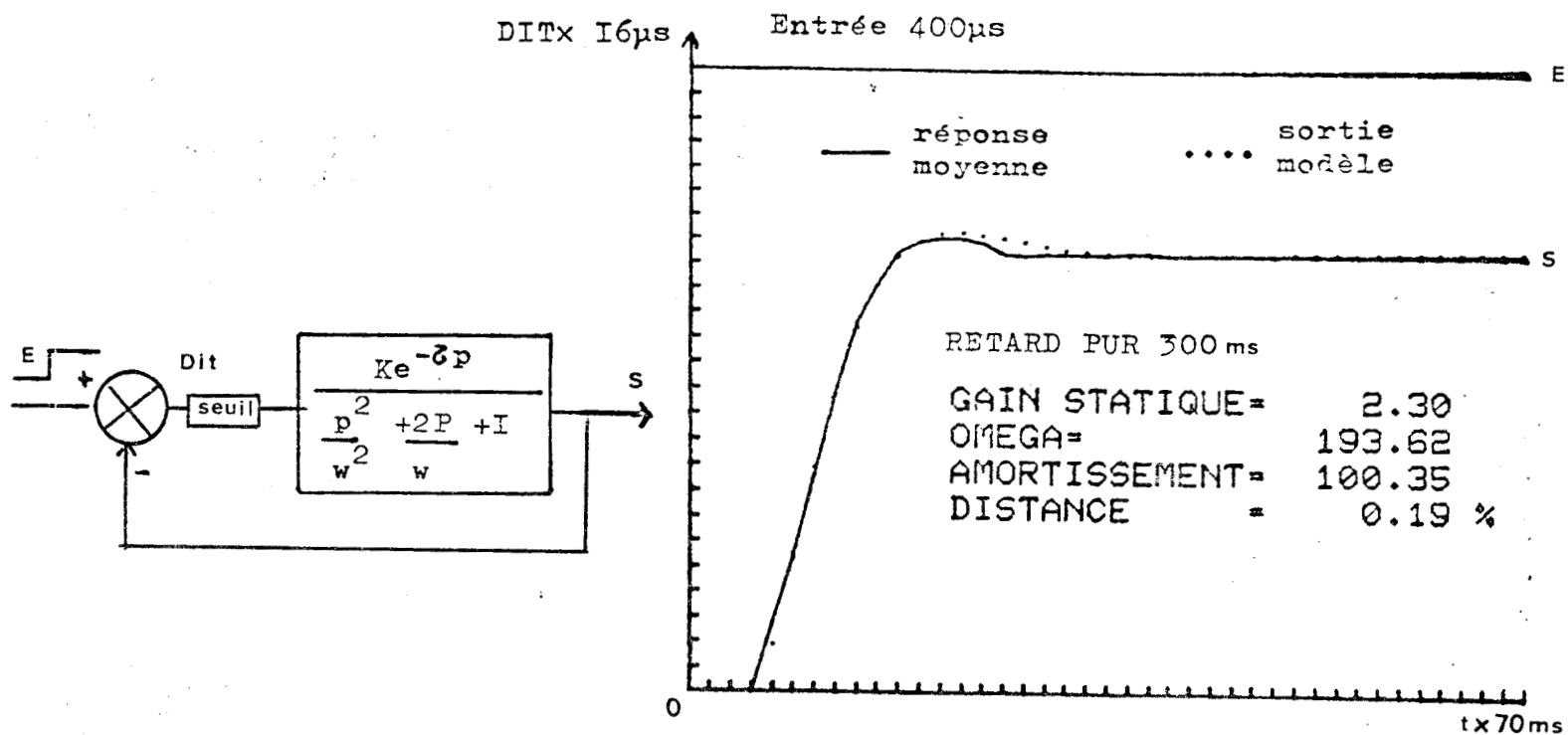


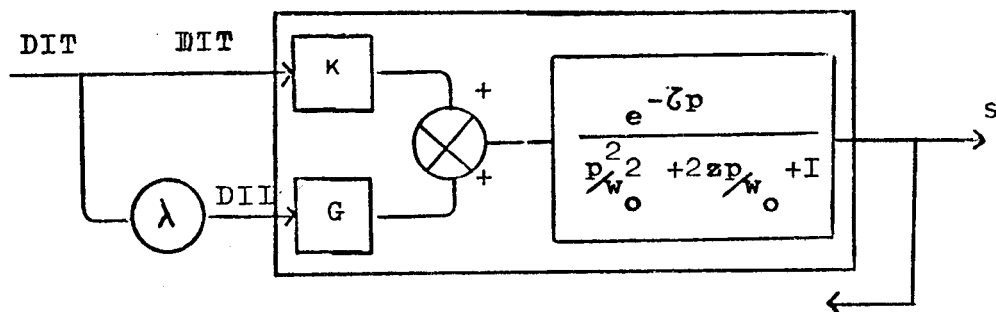
fig.VI-I2 Modélisation du transfert H_T
 (transfert DIT $\rightarrow$ réponse céphalique)

identification du transfert DII $\rightarrow$ réponse

La réponse du transfert (DII $\rightarrow$ réponse céphalique) à un échelon DII initiale = λ DIT initiale vient se superposer à la sortie du transfert identifié H_T pour produire la réponse moyenne observée (cf fig. VI.6) par l'emploi du bruit 2 ou 3. L'expression de la fonction de transfert correctrice qui permet à l'auditeur d'affiner sa réponse peut se réduire à un simple gain statique.

On constate en effet (cf fig. VI.13) que les réponses moyennes obtenues pour le bruit 1 (sortie du transfert H_T) et le bruit 3 se correspondent par homothétie de rapport $m = 1,18$.

L'existence de l'entrée DII a donc pour effet de modifier le gain statique du transfert H_T identifié dans le cas d'une entrée DIT unique. La valeur du gain G du transfert DII $\rightarrow$ réponse se détermine comme suit :



gain statique global boucle ouverte

gain statique global boucle fermée

$$\frac{K + \lambda G}{1 + K + \lambda G} = m \frac{K}{1 + K}$$

$$\text{d'où } \lambda_G = \frac{K (1 + K) (m - 1)}{1 + K (1 - m)}$$

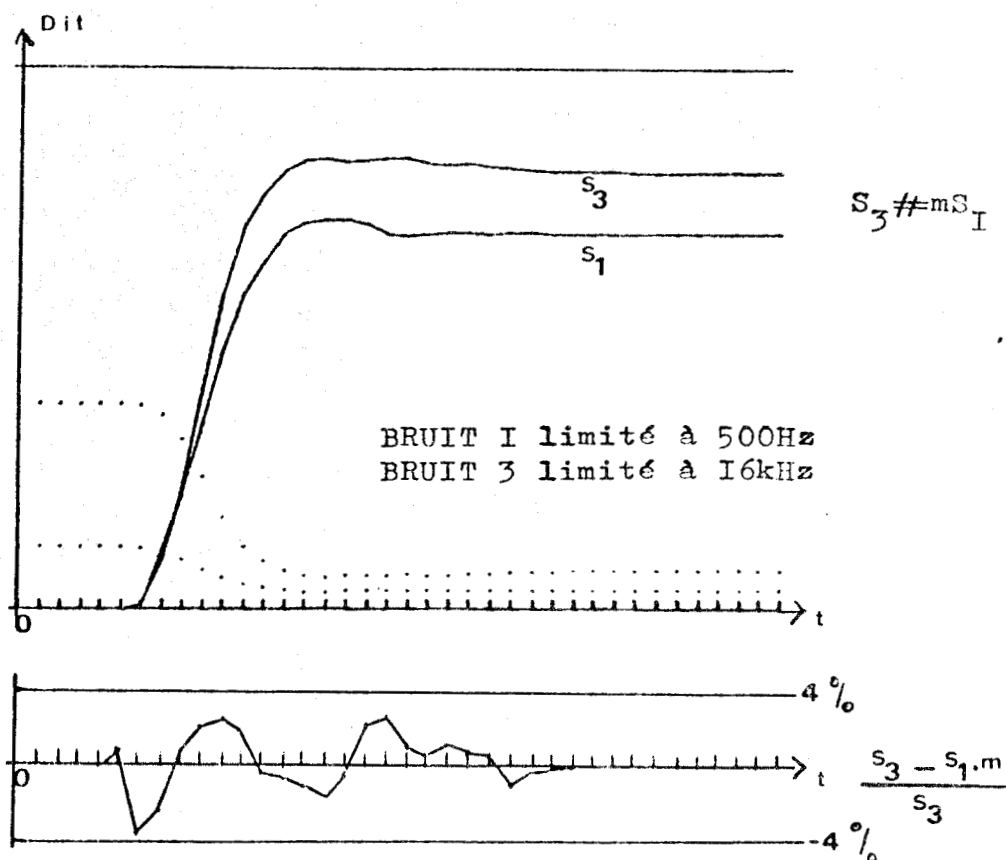
$K = 2,3$ gain B.O. transfert H_T

$m = 1,18$ rapport des erreurs réponses bruits 3 et 1

$\lambda = 2,25 \cdot 10^{-2}$ couplage DII/DIT

$$\lambda_G = 2,3$$

$$G = 103 \mu\text{s/dB}$$

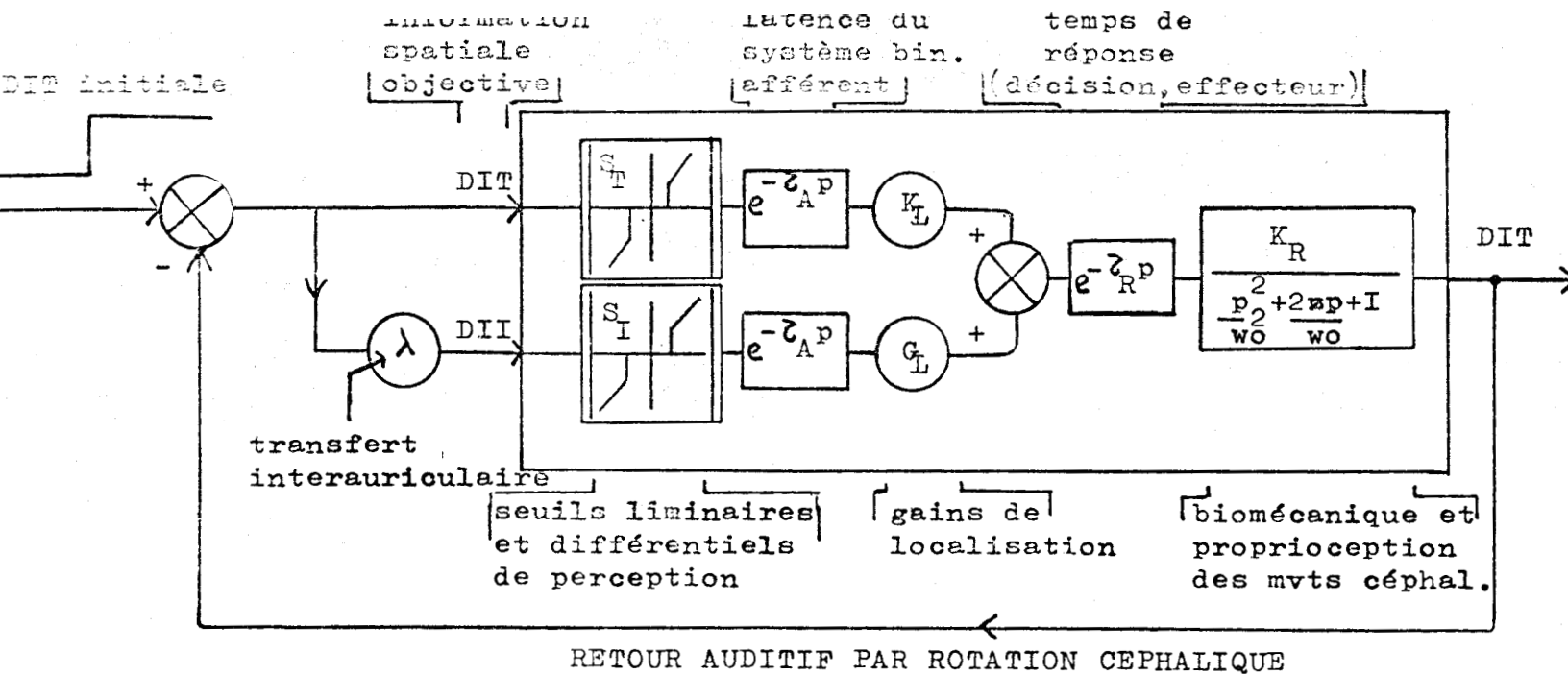


figVI-I3 Proportionnalité des réponses moyennes pour le bruit 1 (entrée DIT) et pour le bruit 3 (entrées DIT et DII)

BUS
LILLE

Le modèle comportemental définitif établi sur les réponses moyennes à des échelons spatiaux (DIT initiale) et énergétiques (DII initiale) est proposé fig. VI.14.

La fig. VI.15 permet en exemple de comparer les réponses d'un individu à celles du modèle moyen dans le cas de signaux d'entrées en créneaux. Le sujet testé se distingue sur ces quelques réponses du sujet moyen par une erreur de pointage plus faible et un temps de latence plus élevé que la moyenne.



λ couplage DII/DIT est fonction du type de bruit (cf filtrage par transfert interauriculaire)

DIT Différence Interaurculaire de Temps
DII " " d'Intensité

S_T, S_I Seuils de perception sur la DIT et la DII

z_A Temps global de localisation (latence du système binaural afférent)

K_L, G_L gains de localisation à partir des informations DIT et DII

z_R Temps de réponse global (décision et effecteur)

K_R, ω_0, z biais, paramètres dynamiques de la réponse céphalique

SUJET MOYEN

$S_T = 80 \mu s$
 $S_I = 4 \text{ dB}$
 $z_A + z_R = 300 \text{ ms}$
 $K = K_L K_R = 2,3$
 $G = G_L K_R = 103 \mu s / \text{dB}$
 $\omega_0 = 193 \text{ rd/s}$ $z = 100$

fig.VI-I4 Proposition d'un modèle comportemental d'un opérateur humain soumis à une stimulation binaurculaire dans une tâche de localisation d'un son avec réponse céphalique.

sortie
.....
modèle
moyen

réponse
—
sujet 6

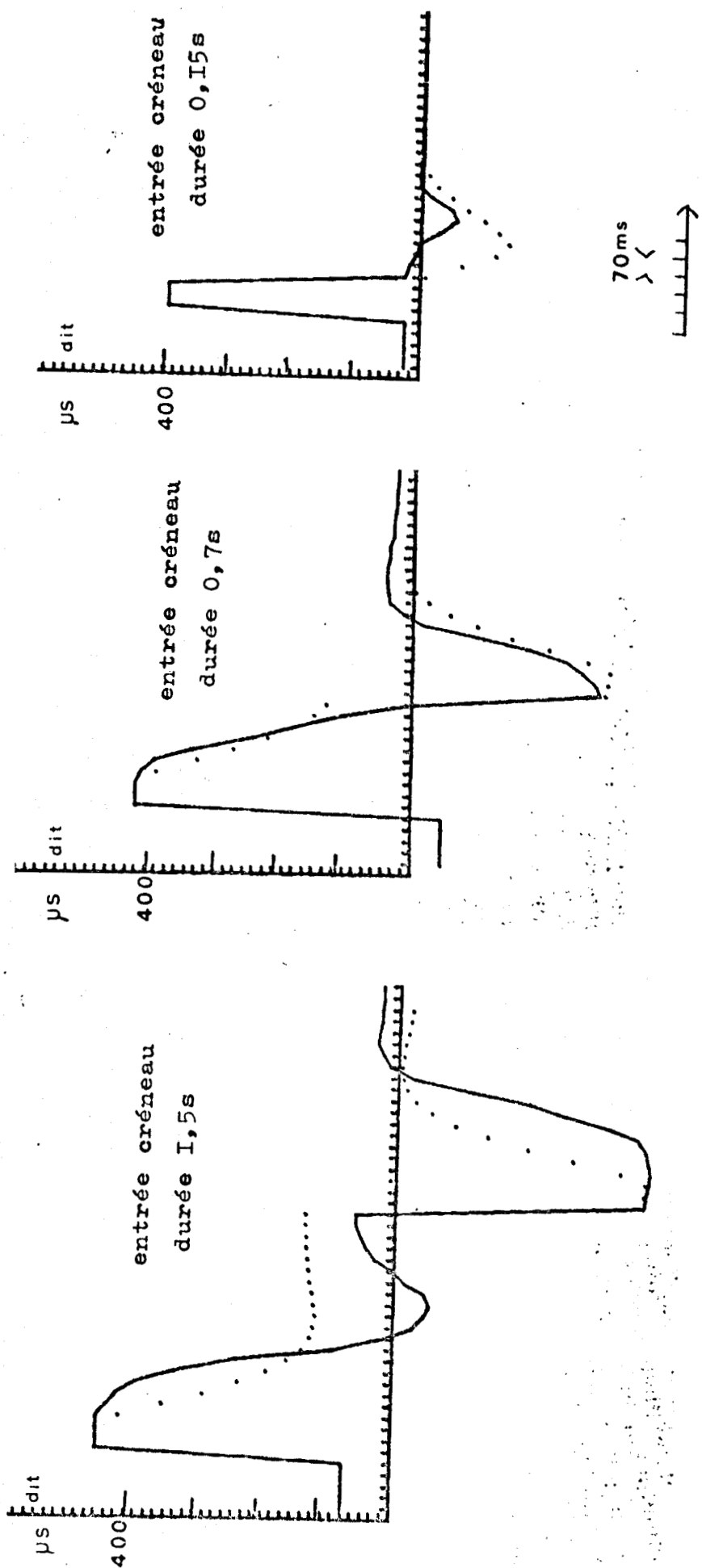


fig. VI-15 Réponses du modèle moyen à des signaux d'entrée en créneaux. Comparaison avec les réponses d'un sujet.



VI 5 - **CONCLUSION**

La modélisation de la réponse moyenne à une stimulation binauriculaire type a permis de décrire certains phénomènes entrant en jeu dans la localisation et le rôle du retour auditif par mouvements céphaliques. L'utilisation du son limité à 500 Hz a permis de faire la part du rôle de la DIT et de la DII sur la précision du pointage, l'erreur moyenne étant de 120 μ s soit 12° environ en deçà de la cible pour un échelon de 400 μ s (40° environ) en l'absence d'entrée DII. L'emploi d'un bruit large bande (limité à 16 KHz) a pour effet de générer une entrée supplémentaire DII dans la mesure où celle-ci est supérieure au seuil de perception.

L'erreur diminue dans ce cas pour atteindre 67 μ s en moyenne, soit approximativement la valeur du seuil sur la DIT (80 μ s) qui intervient en fin de pointage.

Sans doute le retour auditif est-il peu influant pendant la réponse céphalique à un échelon de position du fait du retard existant dans la boucle d'une part (cf fig. VI.8) et du seuil sur l'erreur d'autre part. Parallèlement, l'entrée DII qui diminue rapidement avec la rotation céphalique est déjà inférieure au seuil au moment où la boucle se referme. On observe ainsi que, dans le cas de la réponse à l'échelon, l'auditeur répond aux valeurs initiales de la stimulation.

Par contre, et dans le cas d'entrées plus sensibilisantes tels les créneaux de position, le caractère continu de la prise de l'information de retour s'est manifesté, le système auditif binaural réagissant aux variations brèves d'azimut de la source sonore.

CONCLUSION

Les travaux effectués ont permis l'observation de performances liées à la faculté de localiser les sons en audition binaurale, dans des conditions expérimentales où seuls les signaux effectivement reçus aux oreilles du sujet sont pris en compte et où les mouvements céphaliques, conformément à l'hypothèse formulée par de nombreux auteurs, ont été considérés en tant que source d'information et non perturbation.

Le choix de la réponse céphalique a permis d'obtenir, par opposition aux réponses en boucle ouverte (pointage du bras vers la source, réponse orale), un signal de sortie de qualité satisfaisante, le sujet disposant lors du pointage un retour d'information sur sa réponse.

Les caractères relevés d'imprécision mais de fiabilité de la localisation sonore et la loi du moindre effort observée sur les pointages céphaliques semblent indiquer le rôle transitoire de la localisation sur une base auditive seule, les mouvements céphaliques effectués en conséquence permettant rapidement de localiser la source sur d'autres critères, visuels en particulier.

Le protocole expérimental ne nécessite que le port des microphones binauriculaires et un enregistreur magnétique et peut être directement appliqué à diverses situations de caractère audiométrique (tests d'orientation aux sons) ou ergonomique (perception et comportement en présence d'alarme à un poste de travail ou de pilotage).

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- (1) ABBAGNADO, BAUER, TORICK
"Measurements of diffraction and interaural delay of a
progressive sound wave caused by the human head"
87th Meeting A.S.A. 1974 - J.A.S.A. 1975, 58, 3 p. 693-700
- (2) BARON
"Le problème de la mesure en acoustique"
Annales Télécom. 1959, 96 p. 125-127
- (3) BEKESY (G-VON)
"Experiments in Hearing"
Mc. Graw Hill, New York 1 vol. 746 p., 1960
- (4) BERNFELD
"Ecoute spatiale et Stéréophonie"
Thèse Doct-Ing. Besançon 1973
- (5) BOURRIERES, JACQUESSON, GUILBERT
"Localisation d'un stimulus sonore. Rôle des paramètres
spatio-énergétiques"
Lille Médical 1979, 24, 4, p. 269-273
- (6) BUCK
"Auditory perception of position and speed"
J. of Appl. Psychol. 1963, 47, 3 p. 177-183
- (7) BUTLER-PLANERT
"Influence de la largeur de bande sur la localisation d'un
bruit dans l'espace"
Perception and Psychophysics 1976, 19, 1 p. 103-108

- (8) CHERRY
"Two ears but one world - Cybernetics"
Ed. Butterworth 1966
- (9) DAVIS
"Psychological and physiological acoustics"
J. of Acoust. Soc. Am. 1977, 61, 2 p. 264-266, 1920-1942
- (10) DAY
"Perceptual Constancy of auditory direction with head rotation"
Nature 219, 1968 p. 501-502
- (11) DECROIX
"Audition binaurale et stéréoacoustie - Applications pratiques"
Thèse Doctorat en Médecine, Lille 1977
- (12) DIRKS - MONCUR
"Interaural intensity and time differences in anechoic and reverberent rooms"
J. of Speech and Hearing Research - 1967, 10, p. 177-185
- (13) DOMNITZ
"Lateral position and interaural discrimination : data and black box model"
91st Meeting A.S.A. 1976
- (14) GARDNER
"Problem of localization in the median plane"
Effect of pinna cavity occlusion
J. of Acoust. Soc. Am. 1973, 53, 2 p. 400-408

- (15) GREMY - PAGES
"Eléments de biophysique"
Flammarion
- (16) JACQUESSON
"Etude des composantes manuelles et céphaliques de l'opérateur
humain effectuant des tâches de localisation spatiale de stimuli-
lus visuels et auditifs"
Thèse, Doctorat 3^e cycle, Lille 1975
- (17) HANTS
"An intuistic structure of the auditory sensation space with
special ref. to the equal sensation contours"
Biol. Cybern. 1975, 20, 1 p. 27-36
- (18) HEBRANK - WRIGHT
"The effects of stimulus intensity upon the localization of sound
sources on the median plane"
Journal of Sound and Vibration - 1975, 38 (4) p. 498-500
- (19) HENNEBERT
"L'audition binaurale"
Acta ORL Belgica 1968, 22 p. 241
- (20) HORBOSTEL
"Ueber die Wahrnehmung der Schallrichtung"
Akad. d. wiss. Berlin Sitz 1970, 15 p. 388-396

- (21) JEFFRESS
"Detection and lateralization of binaural signals"
Audiology 1971, 10, 2 p. 77-84
- (22) KENNETH, GOFF
J.A.S.A. 27, 2, mars 1955, p. 236-241
- (23) KHANNA
"Mechanical parameters of hearing by bone conduction"
J. of Acoust. Soc. Am. 1976, 60, 1 p. 139-154
- (24) LACKNER
"The role of posture in sound localization"
J. of Psych. 1973, 26, p. 235-251
- (25) LAMBERT
"Dynamic theory of sound source localization"
J. of Acoustical Society of America 1974, 56, 1 p. 165-171
- (26) LEMAN-LEMAIRE et LEMAN
"Etude expérimentale de l'audition binaurale par l'électro-cochléogramme chez l'Homme"
Thèse Docteur en Médecine, Lille 1977
- (27) MOLINO
"Psychophysical verification of predicted interaural differences in localizing distant sound sources"
J. of Acoustical Society of America 1974, 55, 1 p. 139-147

- (28) MOLINO
"Perceiving the range of a sound source when the direction
is known"
J. of Acoustical Society of America 1973, 53, 5 p. 1301-1304
- (29) MAMAKIN
"Characteristics of the binaural analyser of the human auditory
system in the open sound field"
Biophysics 1974, 19, 6 p. 1091-1096
- (30) MATZKER
"Résultats du Click test binaural"
Acta ORL Belgica 1958, 23, 335
- (31) MENZIO-HAHN
"L'audition binaurale"
Bull. Audiophonologie 1973, 3
- (32) NORDMARK
"Binaural time discrimination"
J. of Acoustical Society of America, 1976, 60, 4 p. 870-880
- (33) POLLACK - TRITTIPOE
"Interaural noise correlations"
J. of Acoustical Society of America, 1959, 31, p. 1616-1618
- (34) POIVY
"Identification des processus"
Dunod - Université 1976

- (35) PIAGET
"Psychologie expérimentale"
Perception de l'espace - PUF 1967
- (36) RICHALET, RAULT, POULIQUEN
"Identification des processus par la méthode du modèle"
Ed. Gordon et Breach Paris, 1971
- (37) SAYERS - CHERRY
"Mechanisms of binaural fusion in the hearing of the speech"
J. of Acoustical Society of America, 1957, 29, 9 p. 973-987
- (38) SCHERRER - WISNER
"Physiologie du travail"
Audition et bruits - Masson 1967
- (39) SEARLE
"Model for auditory localization"
J. of Acoust. Soc. Am. 1976, 60, 5 p. 1164-1175
- (40) THURLOW, MANGELS, RUNGE
"Head movements during sound localization"
J. of Acoustical Society of America 1967, 42,2 p. 489-493
- (41) THURLOW - MERGENER
"Effect of stimulus duration on localization of direction of noise stimuli"
J. of Speech and Hearing Research - 1970, 13 p. 826-838

(42) WRIGHT

"Head position identification"

J. of Speech and Hearing Research 1967, 10, p. 438-448

(43) ZETZMANN

"Binaural hearing in aeronautical application"

Agend adroisory report 1969, tome 19, P. 1-8

