

**Contraintes d'utilisation  
de la prothèse auditive  
en milieu de travail bruyant**



**ÉTUDES ET  
RECHERCHES**

**Raymond Héto  
Hung Tran Quoc  
Yves Tougas**

Janvier 1994

R-083

**RAPPORT**



**IRSST**  
Institut de recherche  
en santé et en sécurité  
du travail du Québec

## La recherche, pour mieux comprendre

L'Institut de recherche en santé et en sécurité du travail du Québec (IRSST) est un organisme de recherche scientifique voué à l'identification et à l'élimination à la source des dangers professionnels, et à la réadaptation des travailleurs qui en sont victimes. Financé par la CSST, l'Institut réalise et finance, par subvention ou contrats, des recherches qui visent à réduire les coûts humains et financiers occasionnés par les accidents de travail et les maladies professionnelles.

Pour tout connaître de l'actualité de la recherche menée ou financée par l'IRSST, abonnez-vous gratuitement au magazine *Prévention au travail*, publié conjointement par la CSST et l'Institut.

Les résultats des travaux de l'Institut sont présentés dans une série de publications, disponibles sur demande à la Direction des communications.

Il est possible de se procurer le catalogue des publications de l'Institut et de s'abonner à *Prévention au travail* en écrivant à l'adresse au bas de cette page.

### ATTENTION

Cette version numérique vous est offerte à titre d'information seulement. Bien que tout ait été mis en œuvre pour préserver la qualité des documents lors du transfert numérique, il se peut que certains caractères aient été omis, altérés ou effacés. Les données contenues dans les tableaux et graphiques doivent être vérifiées à l'aide de la version papier avant utilisation.

Dépôt légal  
Bibliothèque nationale du Québec

IRSST - Direction des communications  
505, boul. de Maisonneuve Ouest  
Montréal (Québec)  
H3A 3C2  
Téléphone : (514) 288-1 551  
Télécopieur: (514) 288-7636  
Site internet : [www.irsst.qc.ca](http://www.irsst.qc.ca)  
© Institut de recherche en santé  
et en sécurité du travail du Québec,

# **Contraintes d'utilisation de la prothèse auditive en milieu de travail bruyant**

**Raymond Hétu, Hung Tran Quoc  
et Yves Tougas  
Groupe d'acoustique de l'Université de Montréal**

**ÉTUDES ET  
RECOMMANDATIONS**

**RAPPORT**

## Table des matières

Sommaire.....	2
Résumé scientifique.....	3
1. Introduction.....	4
1.1 Problématique.....	4
2. La protection offerte par le port d'une prothèse auditive passive.....	5
2.1 Variables en cause.....	5
2.2 Méthodes de mesure du pouvoir d'atténuation sonore.....	6
2.2.1 Mesure de l'élévation des seuils d'audition.....	6
2.2.2 Mesure de la perte par insertion à l'aide d'un tube-sonde.....	7
2.2.3 Mesure de la perte par insertion à l'aide d'un microphone-sonde.....	8
2.2.4 Mesure de la perte par insertion à l'aide d'une tête artificielle.....	8
2.3 Objectifs des mesures du pouvoir d'atténuation sonore des prothèses passives.....	9
2.4 Méthodologie.....	9
2.4.1 Approche expérimentale.....	9
2.4.2 Dispositif de mesure.....	9
2.4.3 Modèles de prothèses auditives évalués.....	10
2.4.4 Procédure.....	11
2.4.4.1 Gain par insertion.....	11
2.4.4.2 Perte par insertion.....	11
2.5 Fidélité des mesures de perte par insertion.....	12
2.5.1 Erreur-type de mesure.....	12
2.5.2 Reproductibilité des caractéristiques des embouts.....	14
2.6 Résultats.....	14
2.6.1 Résultats des mesures de gain par insertion.....	14
2.6.1.1 Comparaison des trois modèles de prothèses.....	14
2.6.1.2 Effet de la présence d'un événement.....	15
2.6.1.3 Influence du type d'embout de prothèse rétro-auriculaire.....	20
2.6.1.4 Influence de la longueur du conduit d'un embout de prothèse rétro-auriculaire.....	20
2.6.1.5 Synthèse des résultats des mesures de gain.....	21
2.6.2 Résultats des mesures de perte par insertion.....	21
2.6.2.1 Influence du type de prothèse.....	21
2.6.2.2 Influence de la présence d'un événement.....	25
2.6.2.3 Influence du type d'embout de la prothèse rétro-auriculaire.....	27
2.6.2.4 Influence de la longueur du conduit de l'embout de la prothèse rétro-auriculaire.....	28
2.6.2.5 Influence de l'angle d'incidence du signal sonore.....	32
2.6.2.6 Influence du matériau dont est constitué l'embout.....	32
2.6.2.7 Valeurs d'atténuation sonore des embouts de prothèses auditives.....	34
2.7 Conclusions relatives à la protection offerte par une prothèse auditive passive.....	37
3 Prothèse active en milieu bruyant.....	38
3.1 Problématique et objectifs.....	38

3.2	Méthodologie.....	38
3.3	Mesures de perte par insertion de coquilles anti-bruit.....	38
3.4	Perte par insertion de prothèses hors-circuit combinées à des coquilles anti-bruit.....	41
3.5	Perception de signaux sonores avec une prothèse active combinée à une coquille anti-bruit.....	43
3.5.1	Gain par insertion d'une prothèse insérée dans une coquille anti-bruit.....	43
3.5.2	Seuils de perception auditive en utilisant une prothèse active et une coquille anti-bruit.....	44
3.6	Utilisation de signaux magnétiques.....	47
3.6.1	Réponse en fréquence de systèmes de transmission en modulation de fréquence couplés à une prothèse auditive.....	47
3.6.2	Perception de signaux sonores dans le bruit au moyen de la prothèse auditive.....	52
4.	Synthèse et conclusion.....	53
	Références bibliographiques.....	55

## Sommaire

Ce projet visait à contribuer à la solution de deux problèmes : a) il y a un manque de critères valides pour juger des capacités auditives après correction de personnes atteintes de surdité en vue de l'occupation d'un emploi dans les milieux bruyants nécessitant la détection d'avertisseurs sonores de danger; b) les intervenants en réadaptation des victimes atteintes de surdité professionnelle sont souvent réticents à prescrire l'utilisation d'une prothèse auditive lorsque la personne continue à occuper un emploi à un poste bruyant. En voulant les protéger contre un risque d'aggravation de leur surdité, ils privent ces personnes d'un des moyens les plus efficaces de suppléer à leurs incapacités auditives.

Les résultats obtenus dans ce projet offrent des bases solides pour l'utilisation de la prothèse auditive comme moyen d'aide en réadaptation professionnelle des travailleurs atteints de surdité. D'une part, l'aide peut agir comme barrière au bruit ambiant et, d'autre part, elle offre un moyen de recevoir de façon efficace des informations verbales ou des signaux avertisseurs en dépit de la surdité et des conditions ambiantes éventuellement défavorables.

Le présent travail contribue à lever un obstacle à la prescription d'aides auditives pour les travailleurs atteints de surdité professionnelle puisqu'il définit des conditions d'utilisation qui prévient les risques d'aggravation de la perte par son usage en milieu de travail. Ceci devrait permettre d'atténuer les réticences quant à la prescription de prothèses auditives de la part des audiologistes et des médecins qui interviennent auprès des travailleurs affectés de surdité due au bruit. Sachant que ces aides peuvent améliorer considérablement la capacité d'écoute et de communication de ces personnes, leur réadaptation sociale devrait en être d'autant favorisée.

Dans une perspective de prévention des accidents pour les gens affectés à des postes de travail où la transmission de signaux avertisseurs est fortement contrainte, l'usage de la prothèse pourrait offrir une solution efficace. En effet, même pour des gens qui ne sont pas affectés de perte d'audition, la réception de signaux FM via une aide auditive pourrait être utilisée de façon avantageuse puisque le bruit ambiant peut être atténué et le signal amplifié.

Au plan ergonomique, ce dispositif est susceptible de présenter moins de contraintes que l'usage de radios émetteurs à très haute puissance ou encore des coquilles anti-bruit munies d'écouteurs.

Les données acquises dans le cadre du présent projet offrent, en outre, des bases solides pour la définition de critères d'embauche en termes de capacités auditives en regard du milieu industriel en particulier. En effet, il est ainsi possible d'inclure de façon circonscrite l'usage de la correction auditive dans la définition des capacités auditives de sorte qu'une barrière importante à l'embauche des personnes malentendantes puisse être levée.

## Résumé scientifique

Le présent projet vise à contribuer à la solution de deux problèmes : a) il y a un manque de critères valides pour juger des capacités auditives après correction de personnes atteintes de surdité en vue de l'occupation d'un emploi dans les milieux bruyants nécessitant la détection d'avertisseurs sonores de danger; b) les intervenants en réadaptation des victimes atteintes de surdité professionnelle sont souvent réticents à prescrire l'utilisation d'une prothèse auditive lorsque la personne continue à occuper un emploi à un poste bruyant. En voulant les protéger contre un risque d'aggravation de leur surdité, ils privent ces personnes d'un des moyens les plus efficaces de suppléer à leurs incapacités auditives.

La première question à laquelle voulait répondre ce projet de recherche était de savoir si la prothèse auditive utilisée hors-circuit pouvait agir comme protecteur efficace contre le bruit.

A l'aide d'une tête artificielle spécialement conçue pour ce type de mesure, nous avons évalué la perte par insertion associée à l'utilisation de prothèses hors-circuits. Les modèles couramment prescrits ont été évalués, soit la prothèse rétro-auriculaire, intra-auriculaire et intra-canaliculaire. L'influence des différentes caractéristiques de ces appareils a été examinée de façon systématique. Les résultats montrent qu'un travailleur qui porterait une prothèse auditive pourrait l'utiliser hors-circuit comme un protecteur hautement efficace en présence d'ambiances bruyantes aux conditions suivantes : (a) que l'embout ne soit pas muni d'un évent et (b) que la prise d'empreinte soit impeccable.

Dans une seconde phase de l'étude, la question de l'utilisation de la prothèse auditive en milieu bruyant dans le but de capter des signaux sonores avertisseurs de danger a été examinée. Des mesures du gain par insertion de prothèses intra-auriculaires combinées à des coquilles anti-bruit ont été faites de façon systématique. Les observations recueillies montrent que l'effet de l'un annule celui de l'autre. Par conséquent, ce dispositif ne peut être mis à profit pour détecter des avertisseurs sonores de danger chez des travailleurs malentendants.

Par contre, l'utilisation de signaux magnétiques captés à l'aide de la bobine d'induction de la prothèse permet d'obtenir un rapport signal-bruit très satisfaisant puisque l'embout de la prothèse agit alors comme atténuateur du bruit ambiant et la prothèse elle-même, comme amplificateur du signal. Cependant, la bande de fréquences utile pour la transmission de tels signaux est limitée par les caractéristiques de l'émetteur et par le couplage avec la prothèse. Une large bande de fréquences peut être obtenue en recourant soit (a) à une entrée audio directe du récepteur FM vers la prothèse utilisée en mode acoustique, soit (b) en utilisant des signaux magnétiques et une prothèse dont la courbe de réponse avec ce type de signaux répond à certaines caractéristiques spécifiques.

## 1. Introduction

### 1.1 Problématique

La surdité due au bruit est la maladie professionnelle irréversible la plus prévalente. Des dizaines de milliers de travailleurs sont affectés de perte d'audition suffisamment importantes pour qu'ils aient besoin d'un moyen de suppléance telle la prothèse auditive dans les activités habituelles d'écoute et de communication. Or, parce que la surdité professionnelle n'empêche généralement pas les personnes de continuer à occuper leur poste de travail bruyant, l'utilisation de la prothèse peut constituer une cause d'aggravation de leur perte d'audition. C'est pourquoi les professionnels sont généralement réticents à leur prescrire une prothèse malgré les bénéfices considérables que celle-ci peut offrir.

Par ailleurs, un certain nombre de travailleurs atteints de surdité professionnelle utilisent leur prothèse à leur travail, la mettant hors-circuit durant les périodes d'exposition au bruit intense. Ils ne savent toutefois pas s'ils sont suffisamment protégés de cette façon. On connaît aussi des cas de travailleurs ayant perdu leur statut professionnel et même leur emploi à cause de la surdité causée par le bruit de cet emploi, étant donné qu'ils doivent recourir à une aide auditive pour détecter des avertisseurs sonores .

Enfin, les personnes affectées de surdité d'origine autre que le bruit et qui utilisent une prothèse auditive n'ont pas accès à des emplois en milieu industriel parce qu'ils sont évalués comme étant en danger pour eux-mêmes et pour les autres travailleurs. Or, comme en témoigne la jurisprudence en matière de discrimination pour cause d'incapacité auditive [1] , l'évaluation de l'aptitude à occuper un emploi doit prendre en compte la contribution des moyens palliatifs tel que la prothèse auditive [2]. En milieu de travail bruyant, cela pose la question du risque d'aggravation de la perte auditive, lequel peut éventuellement être contrôlé par l'utilisation de la prothèse hors-circuit comme protecteur ou encore de la combinaison prothèse/protecteur anti-bruit. Mais, on connaît très peu l'efficacité de la réduction de l'exposition au bruit associée à l'utilisation d'embouts des prothèses courantes, d'une part, et on ne sait pratiquement rien de la compatibilité entre la prothèse et la coquille anti-bruit, d'autre part [3].

Par ailleurs, plusieurs travailleurs atteints de surdité professionnelle ne bénéficient pas d'une prothèse auditive parce qu'ils occupent encore un poste de travail bruyant. A défaut de connaître l'efficacité des embouts de prothèse comme protecteur anti-bruit, on préfère souvent éviter un risque d'aggravation de la surdité.

Les professionnels impliqués dans l'évaluation des aptitudes à occuper des emplois en milieu industriel, d'une part, et dans la réadaptation des victimes de surdité professionnelle, d'autre part, pourront, à la lecture du compte rendu de cette étude, bénéficier de données précises quant aux contraintes d'utilisation de la prothèse auditive en milieu de travail bruyant.

La présente étude avait pour but d'évaluer les situations suivantes :

- Le pouvoir d'atténuation sonore de prothèses auditives utilisées passivement comme protecteur contre le bruit
- La compatibilité de l'utilisation éventuelle d'une prothèse avec une coquille anti-bruit.



- L'utilisation de signaux magnétiques comme alternative à la combinaison prothèse/coquille anti-bruit.

La protection offerte par le port d'une prothèse auditive passive fait l'objet d'un premier volet du présent rapport.

## 2. La protection offerte par le port d'une prothèse auditive passive

### 2.1 Variables en cause

Etant conçue et utilisée comme un dispositif d'amplification sonore, la prothèse auditive est habituellement caractérisée par son pouvoir d'amplification et non par son pouvoir d'atténuation lorsque portée hors-circuit. En fait, le processus d'ajustement d'une prothèse auditive aux besoins spécifiques d'un usager quelconque, prend nécessairement en compte l'atténuation résultant de l'obstruction du conduit auditif par l'embout moulé. Celui-ci modifie les propriétés acoustiques de l'oreille externe, en éliminant ou en diminuant les résonances naturelles de cette structure de l'oreille [4]. Mais, cet effet n'est pas évalué en tant que tel dans le processus d'ajustement et, par conséquent, dans la quantification du gain par insertion ou du gain fonctionnel de la prothèse (i.e. l'augmentation des capacités perceptuelles résultant de l'usage de la prothèse). Rappelons que le gain fonctionnel réfère à un phénomène psychoacoustique, alors que le gain par insertion correspond à un phénomène proprement acoustique, c'est-à-dire à l'augmentation de l'énergie sonore au fond du conduit auditif résultant de l'insertion d'une prothèse dans l'oreille externe.

Une prothèse passive a un pouvoir d'atténuation sonore dans la mesure où ses propriétés physiques s'apparentent à un bouchon anti-bruit. En d'autres termes, c'est l'obstruction plus ou moins complète et efficace du conduit auditif par l'embout qui en fait un protecteur anti-bruit. Pour obtenir des mesures représentatives de ce pouvoir d'atténuation, il s'agit donc de quantifier l'influence des diverses caractéristiques de l'embout susceptible de contribuer à réduire la transmission sonore dans l'oreille interne de l'usager. La seule étude publiée à ce jour [5] n'a essentiellement traité que de deux caractéristiques des embouts, soit la forme et le type de matériau. Les résultats montrent que la forme n'a pas d'influence. Cependant le matériau le plus dense offre une atténuation plus importante de l'ordre de 3 à 4 dB dans les fréquences intermédiaires. En condition de laboratoire, l'utilisation d'embouts de prothèse donne une atténuation globalement inférieure à celle offerte par des protecteurs anti-bruit conventionnels; mais cette atténuation est néanmoins supérieure à 20 dB en moyenne au-delà de 1 kHz. Parce qu'ils sont moulés, on peut supposer que leur mise en place est aussi efficace dans des conditions de vie quotidienne (contrairement aux protecteurs conventionnels; voir réf. 3). Les résultats de Frank [5] montrent en outre une bonne concordance avec ceux de la seule étude que nous ayons pu trouver sur l'efficacité des bouchons anti-bruit moulés [6]. On sait, par ailleurs, que la prise de l'empreinte pour la préparation de l'embout moulé a une influence considérable sur le pouvoir d'atténuation sonore. Une erreur de l'ordre de 1 mm sur le diamètre d'un bouchon anti-bruit peut entraîner une baisse de l'ordre de 50 à 75 % de la valeur en décibels de la perte par insertion [7].

Les embouts de prothèse auditive ont récemment fait l'objet de très nombreux développements techniques dans le but de maximiser le rendement et le confort de l'appareil. Si l'on combine les divers paramètres de conception, on pourrait dénombrer plus de 60 modèles différents d'embouts éventuellement disponibles sur le marché [8]. Dans le contexte d'une première étude systématique, il y a donc lieu de retenir les caractéristiques à la fois les plus communes (d'après la pratique audioprothétique courante au Québec) et les plus susceptibles d'influencer l'atténuation sonore. On peut résumer celles-ci de la façon suivante:

- la forme: "coquille" vs "squelette";
- le volume selon qu'une plus ou moins grande portion du pavillon et du conduit sont obstrués;
- la présence ou non de matériaux autres que le plastic: embout plein de prothèses rétro-auriculaires vs embouts évidés de prothèses intra-auriculaires et intra-canaliculaires pouvant agir comme résonnateur [9];
- la présence ou non d'un évent [10], dont le diamètre, la longueur, la forme et la disposition peuvent varier, et interagir avec le type d'embout;
- la densité du matériau de base: plastic rigide (lucite) ou souple (silicone).

Ces facteurs doivent donc être pris en compte dans une évaluation du pouvoir d'atténuation des prothèses passives de façon à caractériser la situation d'un ensemble d'utilisateurs. Leur influence mérite en outre d'être évaluée en interaction avec l'angle d'incidence du signal sonore, en particulier pour les prothèses rétro-auriculaires. De plus, sachant que l'étanchéité d'un bouchon anti-bruit en détermine largement l'efficacité, on doit ajouter à la liste des facteurs qui précèdent l'influence stricte de l'étanchéité de l'embout dont on sait qu'elle peut vraisemblablement varier d'une prise d'empreinte à une autre pour un même modèle.

## **2.2 Méthodes de mesure du pouvoir d'atténuation sonore**

On peut recourir à quatre types de méthodes de mesure de l'atténuation des protecteurs auditifs, en général, et des prothèses auditives passives, en particulier: (a) la mesure de l'élévation des seuils absolus d'audition chez un groupe d'auditeurs; (b) la mesure de la perte par insertion au moyen d'un tube-sonde introduit dans le conduit auditif; (c) la mesure de la perte par insertion au moyen d'un microphone miniature dans le conduit auditif, et (d) la mesure de la perte par insertion à l'aide d'une tête artificielle. Chacune de ces méthodes présente des avantages et des inconvénients qui sont résumés dans les paragraphes qui suivent.

### **2.2.1 Mesure de l'élévation des seuils d'audition**

La mesure de l'élévation des seuils d'audition représente la procédure la plus utilisée, étant facilement praticable et offrant présumément la mesure la plus valide de l'efficacité réelle des protecteurs. Elle présente donc les avantages suivants:

- elle est facile d'accès;
- elle prend en compte l'effet de la conduction osseuse;
- elle rend compte de la variabilité intra- et inter-individuelle;

- elle fait l'objet de standards rendant comparable les résultats de différents laboratoires [11,12].

Dans le contexte précis de l'évaluation de l'atténuation des prothèses auditives passives, les inconvénients sont les suivants:

- elle offre une mesure très sensible à différents biais liés à la participation de sujets: biais d'échantillonnage, de familiarité avec la tâche, de fatigue, etc.
  - elle requiert la sélection d'un groupe d'au moins 10 sujets devant participer à chaque condition expérimentale; ceci se traduit par des durées considérables d'expérimentation lorsque l'on envisage d'évaluer les effets de plusieurs variables et de leurs interactions.
- Ces inconvénients, et en particulier le dernier, rendent en fait cette méthode impraticable dans le cadre d'un projet qui viserait à couvrir un ensemble de modèles différents d'embouts de prothèse.

### 2.2.2 Mesure de la perte par insertion à l'aide d'un tube-sonde

Grâce à des développements technologiques récents, il est possible de mesurer la perte ou le gain par insertion d'une prothèse auditive *in situ*, c'est-à-dire dans le conduit auditif du sujet au moyen d'un tube-sonde très fin introduit au fond du conduit. Il capte la pression acoustique analysée à l'aide d'un microphone externe. Les avantages que cette méthode présente sont les suivants:

- elle est facile d'application et requiert peu de temps;
- elle peut être appliquée à des sujets entendants non-usagers de prothèse auditive;
- elle est objective et, par conséquent, elle affranchit des erreurs de mesure audiométrique;
- elle donne une mesure de la performance de l'embout (et de la prothèse) tel qu'ajusté à l'oreille du porteur, permettant d'en évaluer rapidement l'étanchéité.

Ses inconvénients, dans le contexte de la question à l'étude se résument ainsi:

- elle ne prend pas en compte l'effet de la conduction osseuse;
- dans le contexte d'une étude multifactorielle, elle suppose de procéder à un grand nombre de mises en place d'embouts dans le conduit auditif de sujets humains. Ceci peut constituer une source de gêne importante et représenter une contrainte expérimentale non négligeable;
- elle ne fait pas encore l'objet d'un standard et n'est donc pas rigoureusement comparable d'un laboratoire à un autre [13];
- elle est influencée par la position de l'extrémité du tube en rapport avec le tympan d'une part, et avec l'ouverture du conduit de l'embout ou de l'évent d'autre part [14];
- le niveau sonore à l'entrée du système auditif ne doit pas atteindre le seuil de déclenchement du réflexe acoustique, lequel modifie l'impédance du tympan [15].
- la mesure peut être influencée par un changement dans la position du tube lors de l'insertion de l'embout [13,14] ou par un changement dans la position de la tête du sujet [16]; bien que ces sources d'erreur soient relativement contrôlables, la fidélité de la mesure semble encore poser des difficultés. Alors qu'un groupe d'auteurs rapporte une reproductibilité de  $\pm 1.5$  dB [16], un autre, comparant les résultats de 6 audiologistes auprès du même sujet, on obtient des variations de l'ordre de 2.2 dB à 1 kHz à 7 dB à 6 kHz [17]. En condition idéale, en utilisant une tête artificielle avec toutes les précautions prescrites, ce même auteur obtient une variabilité supérieure à 2 dB en hautes

fréquences. D'autres auteurs rapportent une variabilité moyenne (écart-type) de l'ordre de  $\pm 3$  dB entre 2.5 et 6 kHz au terme de quatre prises de mesure sur 20 sujets [15]. Un autre groupe, enfin, rapporte une variabilité moyenne de l'ordre de  $\pm 3$  dB à 3 kHz et de  $\pm 7$  dB à 6 kHz à l'issue de mesures faites sur 8 usagers de prothèse [18].

En somme, la mesure de la perte par insertion au moyen d'un tube-sonde présente de nombreux avantages, en particulier celui d'évaluer l'effet de l'embout tel qu'il est porté par un sujet donné. Toutefois, la reproductibilité de la mesure ne semble pas encore bien établie. Dans le contexte du présent projet, cela exigerait une étude préalable afin d'en maximiser la fiabilité.

### **2.2.3 Mesure de la perte par insertion à l'aide d'un microphone-sonde**

Le recours à un microphone miniature représente essentiellement les mêmes avantages et inconvénients que la mesure par tube-sonde mais, dans ce cas, la position du microphone dans le conduit est très critique en particulier au-delà de 2 kHz [19,20]. En fait, la reproductibilité de cette mesure laisse clairement à désirer en particulier en hautes fréquences, l'erreur-type pouvant atteindre  $\pm 4.5$  dB entre 4 et 6 kHz [15].

### **2.2.4 Mesure de la perte par insertion à l'aide d'une tête artificielle**

Des mannequins reproduisant les caractéristiques acoustiques de l'oreille externe et l'impédance d'entrée de l'oreille moyenne ont été mis au point pour l'évaluation de la réponse des prothèses auditives. L'un d'eux, le KEMAR [21] est très largement utilisé dans ce contexte. Il n'est toutefois pas adéquat pour mesurer l'efficacité de protecteurs individuels contre le bruit, en particulier à cause de fuites acoustiques nombreuses et de l'absence de simulation des caractéristiques de la peau autour du pavillon et dans le conduit auditif. Deux groupes de chercheurs ont mis au point une tête artificielle qui comble ces lacunes [22,23]. Ces dispositifs permettent une mesure très précise de la perte par insertion mais aussi l'estimation de l'atténuation d'un protecteur en appliquant des termes correctifs appropriés [22].

Les avantages de la mesure de la perte par insertion au moyen d'une tête artificielle sont les suivants:

- elle rencontre des spécifications définies dans un standard concernant la mesure de l'atténuation de protecteurs [12] ainsi que dans un standard concernant les mannequins de mesure acoustique [24];
- elle est facile d'application et requiert peu de temps pour effectuer une mesure;
- elle est objective et hautement reproductible (l'erreur de mesure est inférieure à 1 dB) [23];
- elle ne requiert pas la participation de sujets humains, facilitant la réalisation d'un grand nombre de conditions de mesure en un temps restreint.

Les inconvénients en sont les suivants:

- l'effet de la conduction osseuse est pris en compte après coup au moyen de termes correctifs moyens pour une population;

- la mesure ne prend pas en compte la variabilité anatomique inter-individuelle; ainsi, la forme du conduit auditif est simplifiée et peut, par conséquent, ignorer la contribution de caractéristiques particulières de celle-ci pour certains sujets.

En somme, cette méthode est de toute évidence très efficace au sacrifice toutefois d'une prise en compte de caractéristiques individuelles. Dans le contexte d'une étude visant à décrire l'influence de nombreux paramètres sur la perte par insertion d'embouts de prothèse auditive, cette approche nous est apparue la plus utile. L'étude de la variabilité inter-individuelle pourrait faire l'objet d'une étude ultérieure une fois la contribution des différents facteurs physiques qui déterminent la perte par insertion des embouts bien établie.

### **2.3 Objectifs des mesures du pouvoir d'atténuation sonore des prothèses passives**

La portion de l'étude avait pour but d'évaluer le pouvoir d'atténuation sonore des embouts de différents modèles de prothèses auditives en caractérisant l'influence des différents facteurs en cause. Nous avons considéré les caractéristiques à la fois les plus communes et les plus susceptibles d'influencer le pouvoir d'atténuation sonore. On peut résumer celles-ci de la façon suivante :

- le type de prothèse,
- la forme de l'embout de la prothèse rétro-auriculaire,
- la densité du matériau utilisé,
- la longueur du conduit de l'embout,
- la présence d'évents et leur configuration.

L'influence de ces facteurs sur le pouvoir d'atténuation a été étudiée en interaction avec l'angle d'incidence du signal sonore.

### **2.4 Méthodologie**

#### **2.4.1 Approche expérimentale**

Pour évaluer le pouvoir d'atténuation sonore des embouts de prothèses, nous avons eu recours à la mesure de la perte par insertion à l'aide de la tête artificielle mise au point par Kunov et Giguère [23]; celle-ci est dotée d'un dispositif reproduisant les caractéristiques acoustiques de l'oreille externe et l'impédance d'entrée de l'oreille moyenne. La tête était par ailleurs montée sur un mannequin KEMAR [21] reproduisant l'effet du torse sur la transmission sonore à l'oreille.

#### **2.4.2 Dispositif de mesure**

La Figure 1 illustre le schéma du dispositif utilisé pour mesurer le gain et la perte par insertion des embouts de prothèses auditives. Les signaux sonores étaient produits au moyen d'un générateur de bruit rose (BK-1405), couplé à un atténuateur (HP-350D) et à un amplificateur de puissance (BGW-750D). La tête artificielle [23], munie du coupleur de Zwislocki et d'un microphone à condensateur d'un demi-pouce (B&K 4134), était installée dans une chambre semi-anéchoïque à une distance

de 25 cm de la sortie d'un cornet exponentiel couplé au haut-parleur (JBL-2445J). Toutes les mesures ont été faites à l'aide d'un analyseur de fréquence (BK-2123). Afin d'étudier l'influence de l'angle d'incidence du signal sonore sur la perte par insertion, le mannequin est installé sur une base pivotante permettant une rotation sur 360 degrés.

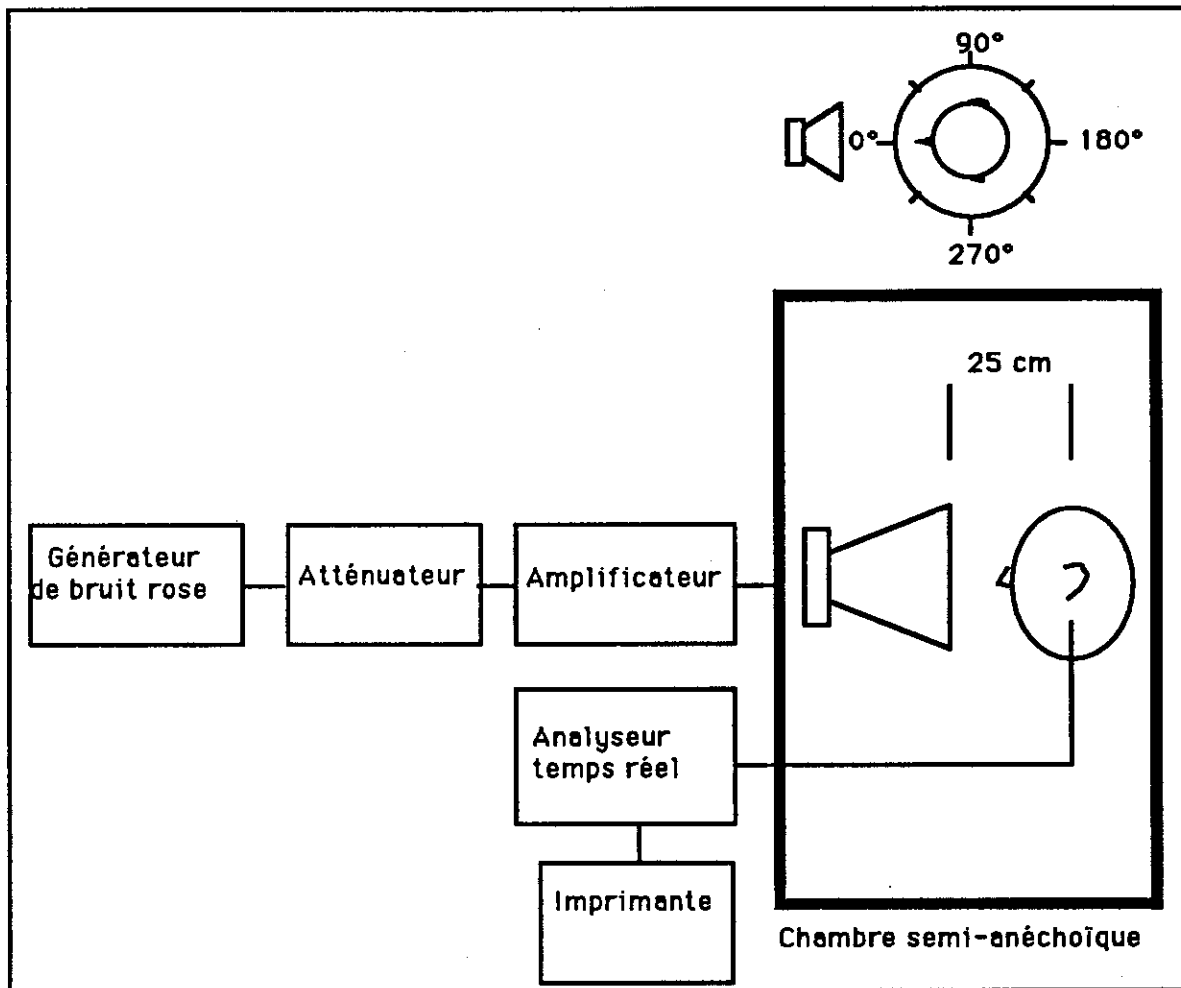


Figure 1. Schéma du dispositif expérimental utilisé pour mesurer le gain et la perte par insertion des prothèses auditives.

### 2.4.3 Modèles de prothèses auditives évalués

Trois types de prothèses ont été utilisés dans cette étude:

- (1) rétro-auriculaire (Phonak PICO C-S-T),
- (2) intra-auriculaire (Starkey CE7) et
- (3) intra-caniculaire (Starkey INTRA III).

Les trois prothèses qui ont retenu notre attention devaient être le plus similaire possible, toutes montrant les caractéristiques suivantes: une amplification de type linéaire, un gain modéré avec emphase sur les aigues et un limiteur de niveau de

sortie à diodes. Cette configuration électroacoustique correspond aux besoins d'amplification de surdités professionnelles typiques. Les systèmes de compression, souvent utilisés dans la correction de ces surdités, ne furent pas retenus pour cette étude en raison de leur trop grande variabilité de fonctionnement d'un type de prothèse à l'autre.

#### **2.4.4 Procédure**

##### **2.4.4.1 Gain par insertion**

Dans un premier temps, afin de valider notre procédure de mesure, le gain par insertion des différents modèles de prothèses a été évalué. Le signal sonore était constitué d'un bruit stable de large bande de fréquences, de spectre plat. Son niveau global a été réglé à 65 dB SPL en champ libre.

Nous avons fixé les gains des prothèses de façon à les rendre équivalents dans la mesure du possible et ce, de la façon suivante: le contrôle du volume de la prothèse rétro-auriculaire a été réglé à la position 2.5 sur 4; le contrôle de tonalité à deux positions discrètes fut fixé à la position "L" (bande large); le contrôle de sortie maximale à trois positions discrètes fut adapté à la position 3 (maximum); un crochet auriculaire de type filtré fut utilisé afin d'adoucir la courbe de réponse. Le contrôle du volume des deux autres prothèses a été réglé de telle sorte que le niveau global mesuré dans la bande de tiers d'octave centré à 2 kHz soit égal au niveau mesuré à la sortie de la prothèse rétro-auriculaire.

Le gain par insertion en fonction de la fréquence a été évalué en calculant la différence entre le niveau sonore mesuré au coupleur de Zwislocki en présence de la prothèse et celui mesuré en son absence.

##### **2.4.4.2 Perte par insertion**

La perte par insertion a été évaluée de la même façon, la prothèse étant, dans ce cas, hors-circuit. Par ailleurs, le niveau global du bruit de large bande de fréquences était fixé à 100 dB SPL (mesuré en l'absence de la tête mais au centre de son emplacement). Les comparaisons suivantes ont été étudiées:

- les trois types de prothèses;
- les modèles d'embout de prothèse rétro-auriculaire:
  - . la forme: coquille, squelette, bouchon EAR;
  - . la densité du matériau utilisé: lucite vs silicone;
  - . la longueur du conduit d'un embout de type coquille: 0.4, 0.8 et 1.2 cm;
- l'effet de la présence d'un évent parallèle sur les trois types de prothèses. Les diamètres pour les trois prothèses utilisées étaient les suivants : 1/8" pour le rétro-auriculaire, 1/8" pour l'intra-auriculaire et 1/16" pour l'intra-canaliculaire.
- l'effet de la configuration de l'évent parallèle d'ouverture variable pour un embout de prothèse rétro-auriculaire; les dimensions de l'ouverture étaient de 1/32" pour l'ouverture de "pression" et de 1/16" pour l'ouverture "moyenne"; un bouchon a été aussi utilisé pour obstruer l'ouverture.

Ces mesures étant réalisées en champ libre, il a été possible d'évaluer l'effet de l'angle d'incidence du signal sonore; ceci a été réalisé par pas de 45° pour les trois modèles de prothèses, en interaction avec la présence ou l'absence d'évent. Pour faciliter la lecture des résultats, seules les données obtenues à quatre angles identifiés à la Figure 1 (A,C, E et G correspondent respectivement à 0, 90, 180 et 270°) sont rapportés.

## 2.5 Fidélité des mesures de perte par insertion

### 2.5.1 Erreur-type de mesure

La fidélité des mesures a été évaluée en calculant l'erreur-type de mesure (Se) définie par l'équation suivante :

$$Se = Sx (1-r_{xx})^{1/2} \quad (1)$$

où Sx est l'écart-type des résultats et  $r_{xx}$ , le coefficient de fidélité. Pour ce faire, nous avons répliqué les mesures effectuées sur les prothèses suivantes : la prothèse rétro-auriculaire couplée à l'embout coquille et à l'embout squelette, la prothèse intra-auriculaire et la prothèse intra-canaliculaire. Ces mesures ont été réalisées en l'absence d'évent.



**Tableau 1** : Erreur-type de mesures de perte par insertion de quatre prothèses différentes : rétro-auriculaire avec un embout de type coquille (fabriqué de lucite) et de type squelette, intra-auriculaire et Intra-canaliculaire.

	Fréquence centre					
	250	500	1000	2000	4000	8000
Rétro-auriculaire (embout coquille)	0.90	0.47	1.32	1.99	1.24	1.73
Rétro-auriculaire (embout squelette)	1.07	1.46	1.10	2.19	1.53	2.78
Intra-auriculaire	1.19	1.10	1.07	1.70	1.85	3.14
Intra-canaliculaire	2.12	0.59	1.44	1.88	2.34	2.66

**Tableau 2** : Reproductibilité des mesures sur trois embouts apparemment identiques (sans événement).

**A:** Perte par insertion obtenue sur trois exemplaires dans un angle d'incidence 0°.

Fréquence (Hz)	Embout #1	Embout #2	Embout #3
125.0	12.3	12.1	13.0
160.0	12.5	8.9	11.5
200.0	16.9	17.5	16.9
250.0	19.6	19.0	18.4
315.0	23.5	23.6	23.8
400.0	35.6	31.4	35.0
500.0	29.4	28.0	27.9
630.0	28.6	27.8	27.0
800.0	27.4	25.0	25.4
1000.0	30.1	27.4	28.0
1250.0	31.6	34.3	33.6
1600.0	47.9	47.1	47.5
2000.0	52.5	49.5	50.8
2500.0	53.3	49.7	49.4
3150.0	51.0	49.7	49.3
4000.0	50.2	48.3	47.6
5000.0	50.1	51.0	49.7
6300.0	53.2	50.0	51.3
8000.0	37.0	33.9	34.8

**B** : Variance (dB<sup>2</sup>) des mesures de perte par insertion faites sur trois exemplaires d'un même embout en fonction de l'angle d'incidence

	Angle d'incidence						
	0°	45°	90°	135°	180°	225°	270°
	13.2	3.2	3.7	9.8	6.4	21.3	13.1

Les mesures de pertes par insertion ont été effectuées selon la procédure suivante : à un angle d'incidence particulier, la perte par insertion de toutes les prothèses a été mesurée à tour de rôle. Par la suite, ont été requises les mesures pour un autre angle d'incidence et ainsi de suite, pour un total de huit angles d'incidence. Lors des répliques, cette procédure de mesure s'appliquait rigoureusement afin que la comparaison entre les mesures originales et les répliques soit valide.

Le tableau 1 représente les erreurs-types de mesure de la perte par insertion pour les quatre conditions étudiées et pour six fréquences. Les coefficients de fidélité étaient voisins de 0,80. L'erreur de mesure est voisine de  $\pm 1.5$  dB. Ce résultat signifie que l'intervalle de confiance des mesures rapportées dans le présent rapport à un seuil de 95% est de  $\pm 3$  dB.

## 2.5.2 Reproductibilité des caractéristiques des embouts

Des mesures ont été effectuées afin d'évaluer la fidélité de l'ensemble de la procédure, allant de la production de l'embout par le fournisseur à sa mise en place dans l'oreille externe de la tête artificielle. Ainsi, pour une même prise d'empreinte, trois embouts ont été commandés et réalisés suivant les mêmes spécifications. La perte par insertion a donc été mesurée avec trois modèles apparemment identiques d'embout de type coquille (en lucite, sans évent). Les résultats de ces mesures faites dans un angle d'incidence de  $0^\circ$  sont reproduits au Tableau 2a. On peut noter que, quelle que soit la fréquence considérée, la variation du résultat est inférieure à 3 dB. Ce résultat est remarquable étant donné les différents facteurs de variation possible. Le Tableau 2b montre que la variance inter-réplique calculée sur l'ensemble des mesures considérées au Tableau 2a s'étale de 3 à 13 dB<sup>2</sup> selon l'angle de prise de mesure. La variabilité est plus forte dans les azimuths référant au côté opposé à l'oreille ainsi que dans la position frontale.

En somme, on peut considérer que la procédure est peu sujette à des erreurs expérimentales et ce, en prenant en considération la réalisation des embouts par un fournisseur extérieur.

## 2.6 Résultats

### 2.6.1 Résultats des mesures de gain par insertion

#### 2.6.1.1 Comparaison des trois modèles de prothèses

Les mesures de gains par insertion des trois prothèses utilisées dans l'étude sont présentées à la Figure 2. Elles ne comportaient pas d'évent. On peut remarquer que les gains à 2 kHz sont identiques puisqu'il s'agissait de la base de l'ajustement des trois modèles de prothèses.

Sur cette base, les gains obtenus dans la plage de fréquences intermédiaires (entre 1 kHz et 4 kHz) sont très semblables pour les trois modèles de prothèses. Cependant, en basses et en hautes fréquences, on note des écarts importants, pouvant atteindre jusqu'à 20 dB.

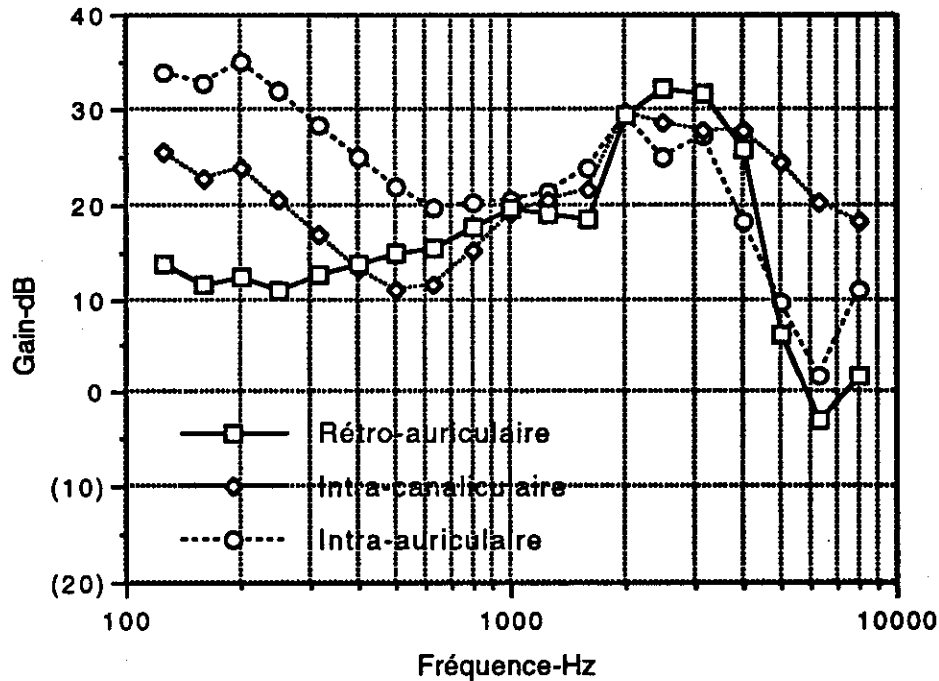


Figure 2 : Gain des trois prothèses utilisées sans événement obtenu avec un bruit de 65dB SPL en champ libre.

### 2.6.1.2 Effet de la présence d'un événement

L'utilisation d'un événement dans les embouts des prothèses auditives est maintenant très courante pour des raisons de confort mais aussi parce qu'il offre un contrôle additionnel du gain de la prothèse en particulier en basses fréquences. L'influence de la présence d'un événement se résume à deux effets principaux. Premièrement, elle constitue une fuite de pression en basses fréquences, limitant le gain de la prothèse. Le diamètre de l'événement joue un rôle important dans cet effet. Deuxièmement, elle permet au son d'atteindre le tympan sans être amplifié par la prothèse. Cet effet est également gouverné, en fonction de la fréquence, par le diamètre de l'événement. Les basses fréquences passent normalement à travers l'événement sans atténuation importante. L'influence globale de cet effet est de contribuer au gain de la prothèse au niveau du tympan en basses fréquences. La présence de l'événement a donc pour effet net soit de diminuer soit d'augmenter le gain en basses fréquences.

Comme le montre la Figure 3, la présence d'un événement modifie la courbe de gain pour chaque modèle de prothèse. En général, la présence de l'événement diminue le gain en basses fréquences. La variation est de 2 à 10 dB pour la prothèse rétro-auriculaire et intra-canaliculaire. Cependant, il atteint 15 dB pour la prothèse intra-auriculaire à la fréquence de 125 Hz. On note peu d'effet au-delà de 1 kHz, tandis

qu'une augmentation de même qu'une diminution du gain sont observables aux basses fréquences.

Deux diamètres d'évent parallèle constant ont été évalués pour un embout de type coquille d'une prothèse rétro-auriculaire: soit 1/16" et 1/32". Les résultats obtenus sont représentés à la Figure 4a. Comme on s'y attendait, la présence de l'évent ne modifie pratiquement pas le gain au-delà de 1 kHz, peu importe son diamètre. On note une diminution du gain pour les fréquences inférieures à 250 Hz et une résonance à 400 Hz quand l'embout comporte un événement de 1/16". Cependant, quand le diamètre de l'évent est de 1/32", la résonance apparaît à 200 Hz. En utilisant un dispositif variable (SAV: "Select-A-Vent"), on observe un phénomène analogue, comme le montre la Figure 4b. L'évent le plus grand (1/8") introduit ici une résonance à 500 Hz. Lorsque le diamètre de l'évent est de 1/16", une faible résonance apparaît à la fréquence de 250 Hz.

Dans le cas de la prothèse intra-auriculaire, l'influence de l'évent est minime étant donné son plus faible diamètre (1/16" pour événement moyen et 1/64" pour événement "pression"); comme le montre la Figure 4c, une très légère augmentation du gain apparaît entre 400 et 800 Hz et une très faible diminution en deçà de cette gamme de fréquences.

En résumé, la présence d'un événement a pour effet de modifier la réponse en fréquences dans la zone inférieure à 1 kHz. La présence d'une résonance dépend en général de la dimension du diamètre de l'évent. On observe que plus le diamètre de l'évent est grand, plus la résonance s'installe à des fréquences élevées et, inversement, plus le diamètre est petit, plus la résonance apparaît en basses fréquences. A la limite, on obtient un gain en basses fréquences quand le diamètre est très petit, comme dans le cas de la prothèse rétro-auriculaire avec un événement de 1/32".

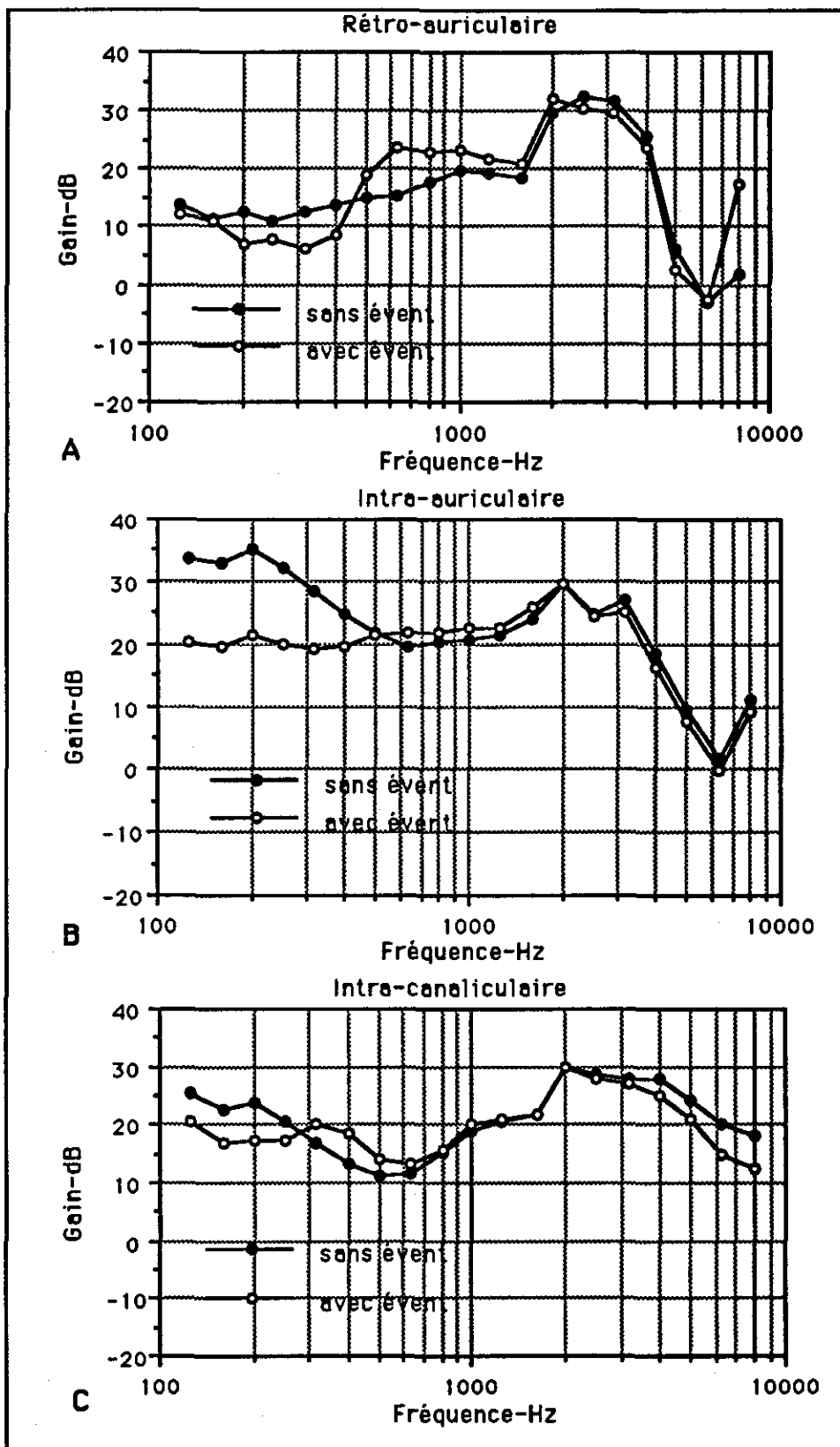


Figure 3 : Effet de la présence d'un événement sur le gain par insertion en fonction de la fréquence du signal pour trois modèles de prothèse : A) rétro-auriculaire; B) intra-auriculaire; C) intra-canaliculaire.

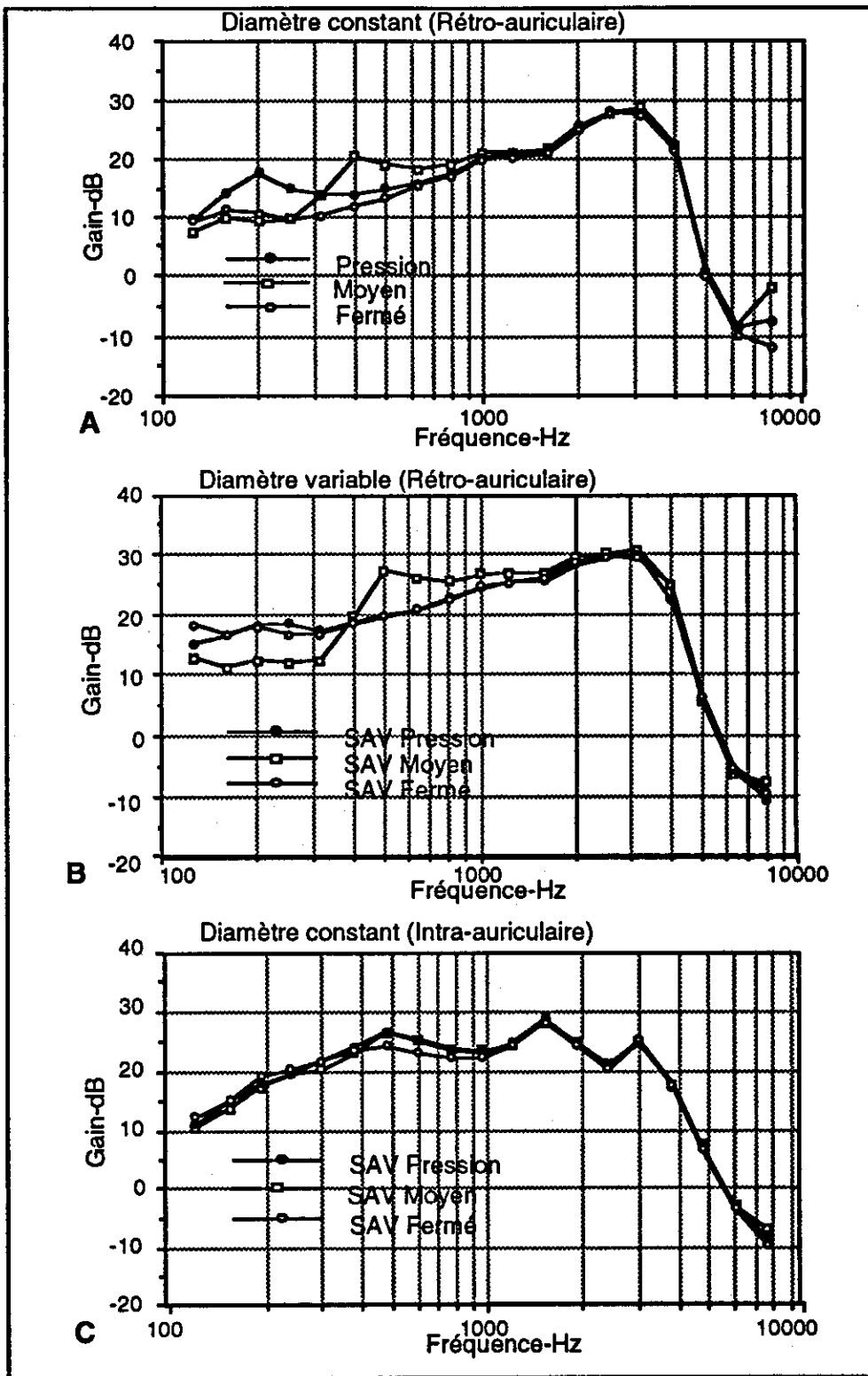


Figure 4. Effet de différentes configurations et de différents diamètres d'évent (en paramètre) sur le gain par insertion en fonction de la fréquence du signal : A) diamètre constant, prothèse rétro-auriculaire; B) diamètre variable (SAV), prothèse rétro-auriculaire; C) diamètre constant, prothèse intra-canaliculaire.

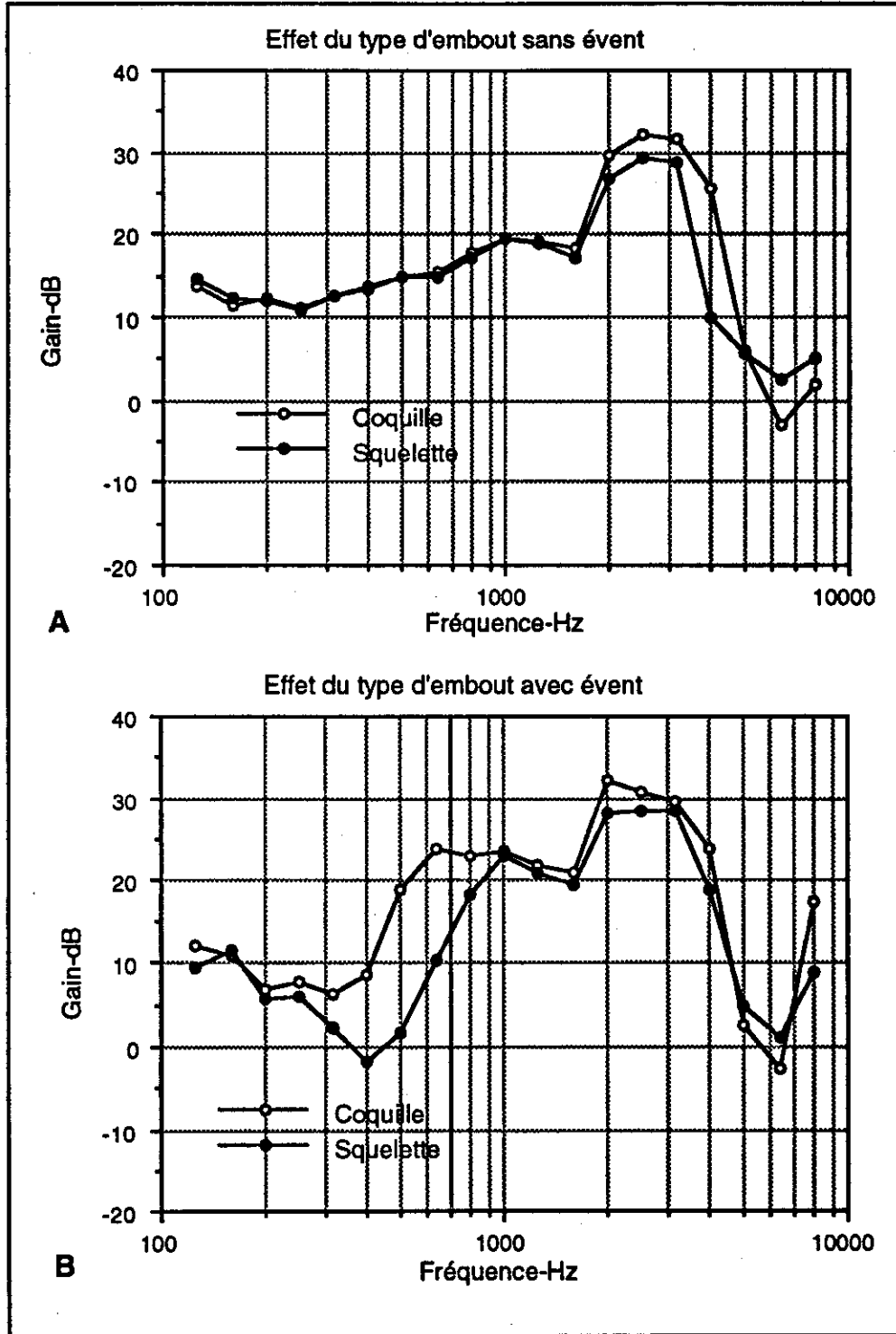


Figure 5. Effet du type d'embout (coquille vs squelette) d'une prothèse rétro-auriculaire sur gain par insertion en fonction de la fréquence du signal (A) en l'absence et (B) en présence d'un événement.

### 2.6.1.3 Influence du type d'embout de prothèse rétro-auriculaire

La Figure 5 compare les gains obtenus avec deux types d'embouts de prothèse rétro-auriculaire. En l'absence d'évent (Figure 5a), on note un gain de 2 à 15 dB plus élevé entre 2 et 4 kHz dans le cas de l'embout de type coquille. Lorsqu'ils sont munis d'un évent, les deux embouts diffèrent de façon systématique pour l'ensemble des fréquences entre 300 et 5000 Hz. L'écart en faveur de l'embout de type coquille atteint près de 20 dB à 500 Hz.

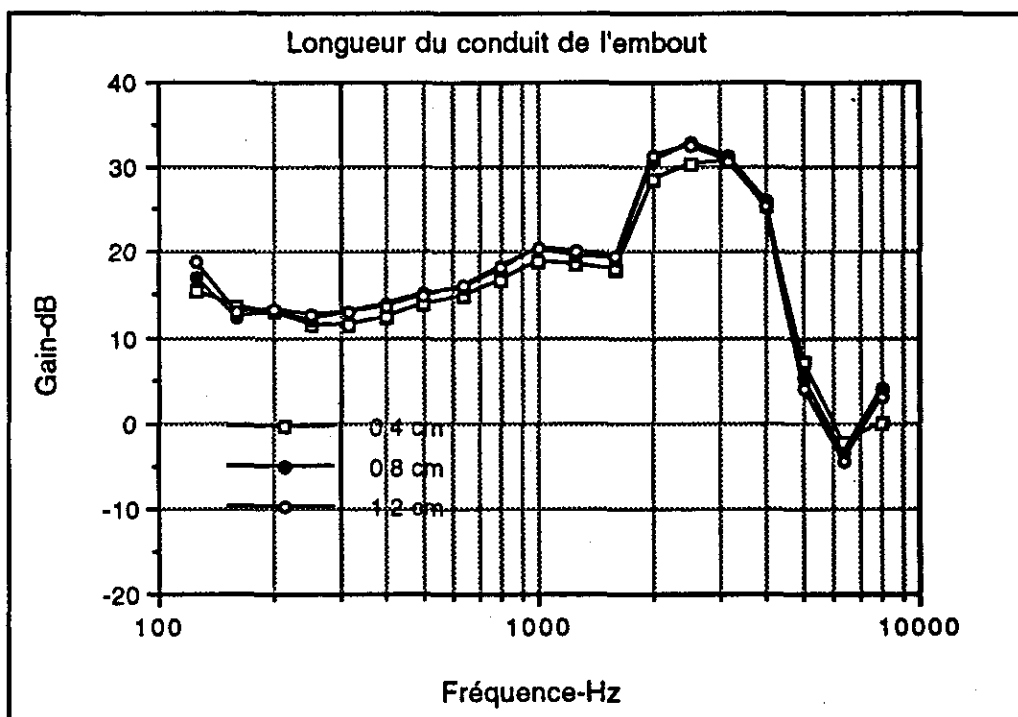


Figure 6 : Effet de la longueur du conduit de l'embout d'une prothèse rétro-auriculaire sur le gain par insertion en fonction de la fréquence du signal.

### 2.6.1.4 Influence de la longueur du conduit d'un embout de prothèse rétro-auriculaire

Le conduit auditif est plus ou moins obstrué selon la longueur du conduit de l'embout. Trois longueurs ont été évaluées pour un embout de type coquille, soit 0.4, 0.8 et 1.2 cm. Les résultats obtenus, présentés à la Figure 6, montrent une très faible influence de ce facteur sur le gain de la prothèse. Une longueur de 0.4 cm donne un



gain inférieur d'environ 2 dB sur une gamme de fréquences comprises entre 250 et 2500 Hz.

### **2.6.1.5 Synthèse des résultats des mesures de gain**

Les mesures de gains par insertion des trois prothèses utilisées dans la présente étude en fonction de diverses caractéristiques nous mènent aux conclusions suivantes :

- La présence d'un évent a pour effet de modifier la réponse de la prothèse pour les fréquences inférieures à 1 kHz. L'effet global résulte en un gain ou une perte dépendamment du diamètre de l'évent, car ce dernier en détermine la fréquence de résonance. Ainsi, un évent de très faible diamètre introduit une résonance en très basses fréquences, ceci résultant en un gain net relativement important. Par contre, des diamètres relativement grands introduisent une résonance à des fréquences plus hautes (s'approchant de 1 kHz) et le gain net diminue aux fréquences inférieures à celles-ci, résultant alors en une diminution du gain de la prothèse. Ces résultats sont rigoureusement en accord avec ceux publiés par Lyberger [4] qui a été un des pionniers dans ce domaine.
- La prothèse rétro-auriculaire offre un meilleur gain quand elle est utilisée avec l'embout de type coquille. La différence est systématique pour toutes les fréquences allant jusqu'à 4 kHz quand les embouts sont munis d'évent. En leur absence, une différence n'est observable qu'aux fréquences supérieures à 2 kHz.
- Dans la gamme de longueurs de conduit d'embout testées (de 0.4 à 1.2 cm), ce facteur n'influence pratiquement pas le gain de la prothèse rétro-auriculaire.

### **2.6.2 Résultats des mesures de perte par insertion**

#### **2.6.2.1 Influence du type de prothèse**

La première question à laquelle nous avons tenté de répondre était de savoir si la protection offerte par différents modèles de prothèses auditives utilisées hors-circuit était équivalente.

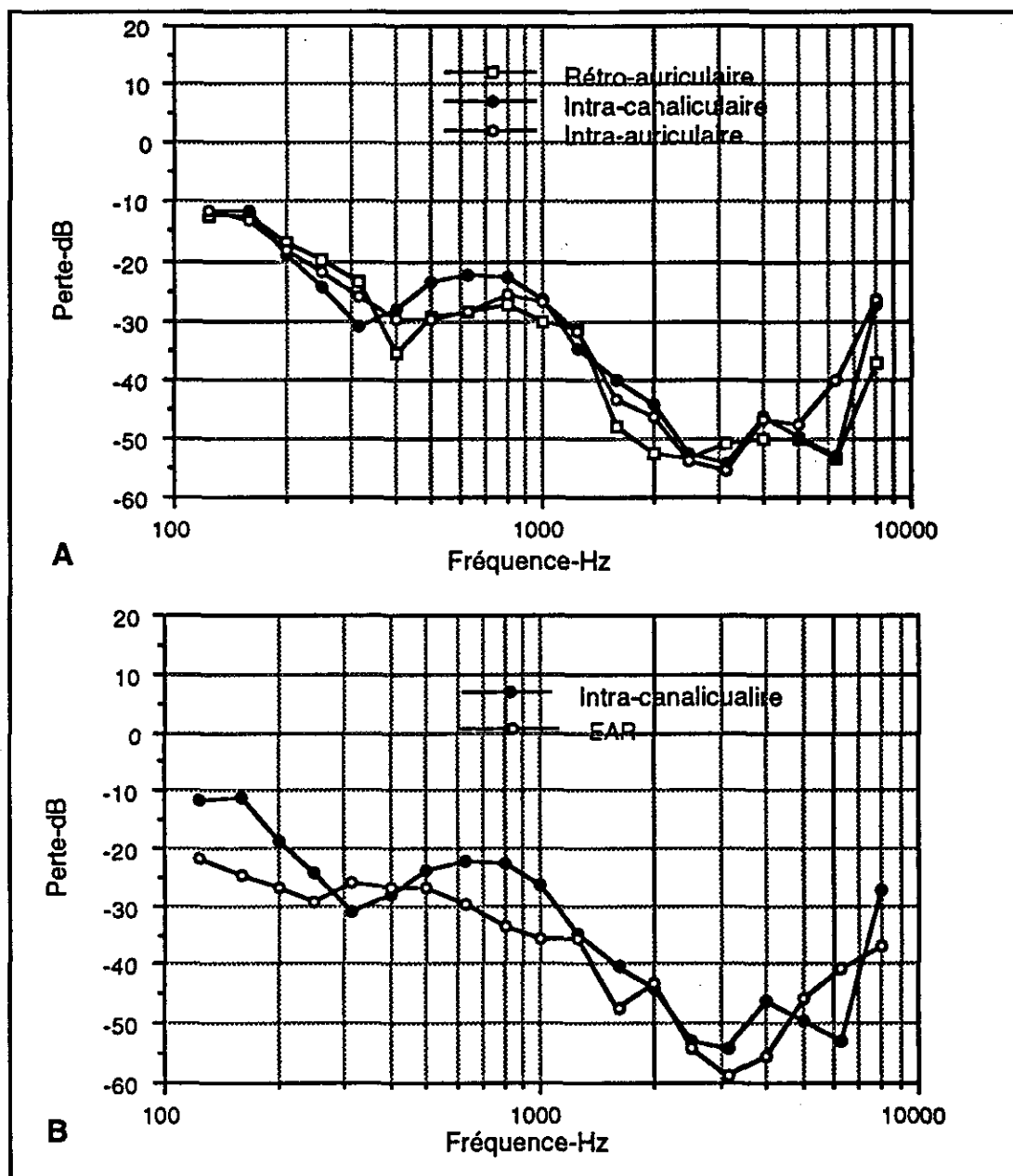


Figure 7. Perte par insertion de prothèses utilisées hors-circuit en fonction de la fréquence d'un bruit de spectre large présenté à 100 dB SPL. A) comparaison de trois modèles de prothèses non munies d'évent; B) comparaison entre la prothèse intra-auriculaire et le bouchon de mousse polymère EAR (azimuth 0° en champ libre).

La Figure 7a compare les résultats obtenus avec les trois modèles de prothèses non munies d'évent; l'embout de la prothèse rétro-auriculaire est de type coquille. Quel que soit le modèle utilisé, la perte par insertion est importante, voire voisine du seuil de conduction osseuse aux fréquences comprises entre 1.5 et 6 kHz. Ce résultat est significatif puisqu'il montre que la prothèse hors-circuit constitue une

barrière au moins aussi efficace qu'un bouchon anti-bruit évalué comme étant le plus performant (Figure 7b). Ce résultat vaut autant pour la prothèse intra-canaliculaire que pour les deux autres modèles. Il s'agit d'une première réponse non-équivoque à la question de départ.

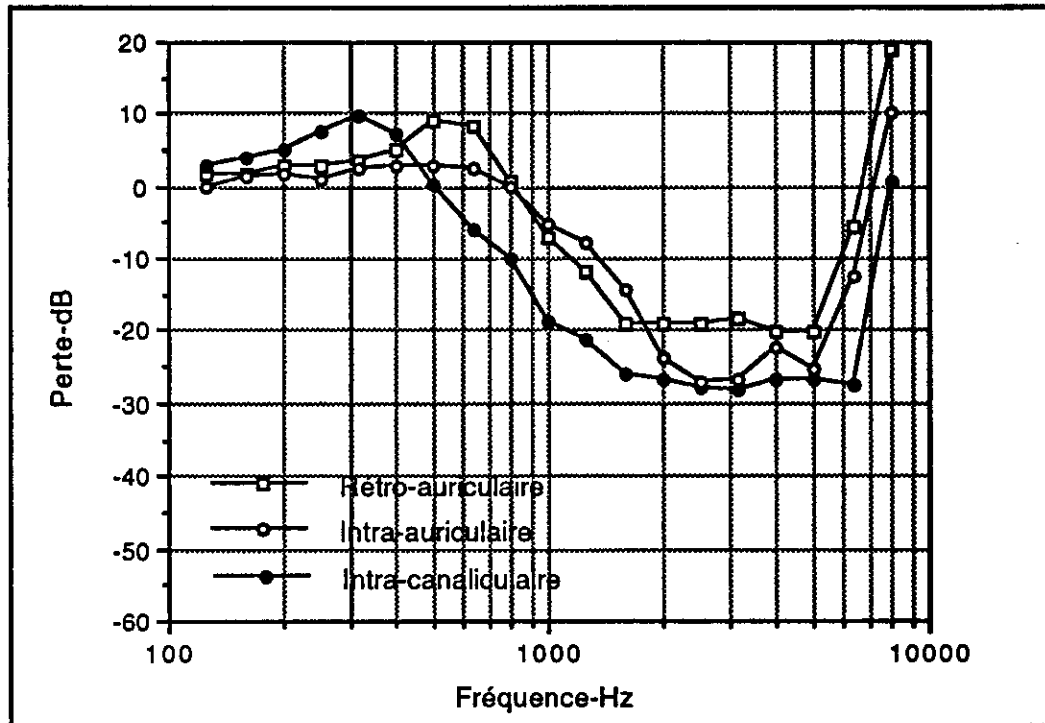


Figure 8 : Perte par insertion des trois modèles de prothèse utilisées hors-circuit, munies d'un évent (diamètres : 1/8", 1/8", 1/16", respectivement pour les prothèses rétro-auriculaire, intra-auriculaire et intra-canaliculaire).

Toutefois, lorsque la prothèse est munie d'un évent, son efficacité comme protecteur est de beaucoup diminuée. En effet, comme le montre la Figure 8, la perte par insertion est alors inférieure à 30 dB en hautes fréquences tandis que l'on assiste à une amplification du bruit en basses (0.4 à 0.8 kHz) et en très hautes fréquences (8 kHz). Ceci vaut aussi bien pour la prothèse rétro-auriculaire qu'intra-canaliculaire. Il y a, par ailleurs, toutes les raisons de croire que le diamètre de l'évent détermine l'ampleur de cet effet et les fréquences auxquelles il se manifeste. Cette question est analysée plus en détail au paragraphe suivant.

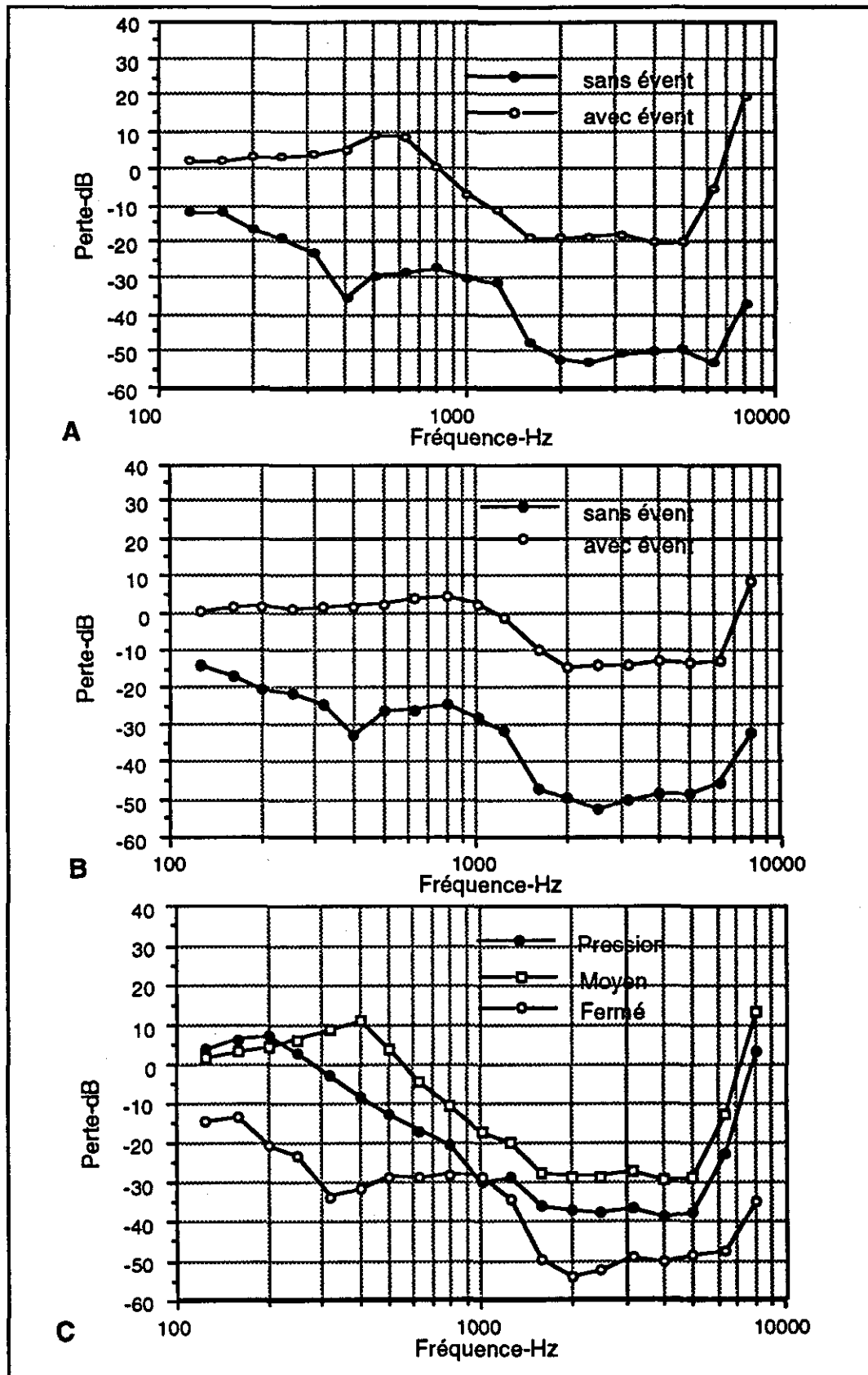


Figure 9. Effet de la présence d'un événement sur la perte par insertion d'un embout de prothèse rétro-auriculaire; A) embout de type coquille; B) embout de type squelette; C) event parallèle constant de deux diamètres dans un embout de type coquille.

### 2.6.2.2 Influence de la présence d'un événement

La Figure 9 décrit l'influence de l'événement sur la perte par insertion offerte par un embout de prothèse rétro-auriculaire. Avec l'embout de type coquille (Figure 9a), tel qu'abordé plus haut, la présence d'un événement de 1/8" de diamètre diminue la perte par insertion de 30 dB dans la zone où elle est maximale. Dans le cas de l'embout de type squelette (Figure 9b), dont le diamètre était également de 1/8", la diminution est encore plus marquée; la perte par insertion résultante est inférieure à 15 dB en hautes fréquences, combinée à une légère amplification entre 0.4 et 1 kHz. L'effet systématique du diamètre de l'événement émerge clairement à la Figure 9c. Plus l'ouverture est grande, plus la chute de la perte par insertion est grande et plus la résonance qui s'installe s'élève en fréquences. Elle se situe à 0.4 kHz pour le diamètre de 1/16" et à 0.2 kHz, pour le diamètre minimal, c'est-à-dire 1/32".

La Figure 10 complète ces informations en décrivant l'effet de la présence d'un événement sur les deux autres modèles de prothèses étudiés. On note que l'amplification atteint 10 dB à 315 Hz dans le cas de la prothèse intra-canaliculaire (Figure 10b), alors que dans le cas de la prothèse intra-auriculaire, la résonance à 500 Hz atteint 3 dB (Figure 10a).

En somme, la prothèse auditive peut agir comme un excellent protecteur anti-bruit si elle portée hors-circuit, à condition qu'elle ne comporte pas d'événement. Dans le cas de la présence d'un événement, elle atténue faiblement les sons de hautes fréquences et amplifie certains sons de basses fréquences.

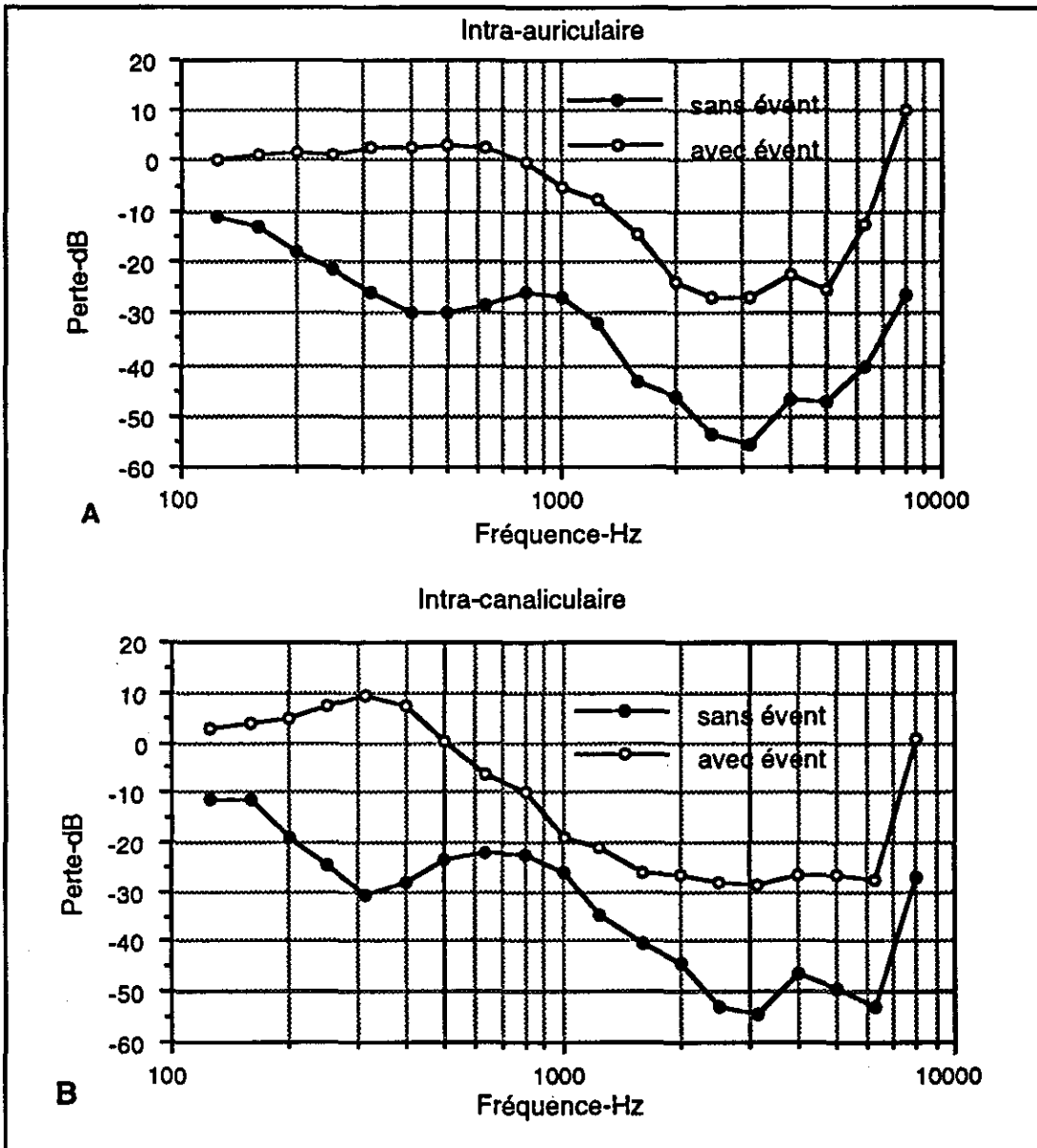


Figure 10. Effet de la présence d'un événement sur la perte par insertion offerte par une prothèse (A) intra-auriculaire et (B) intra-canaliculaire, utilisée hors-circuit.

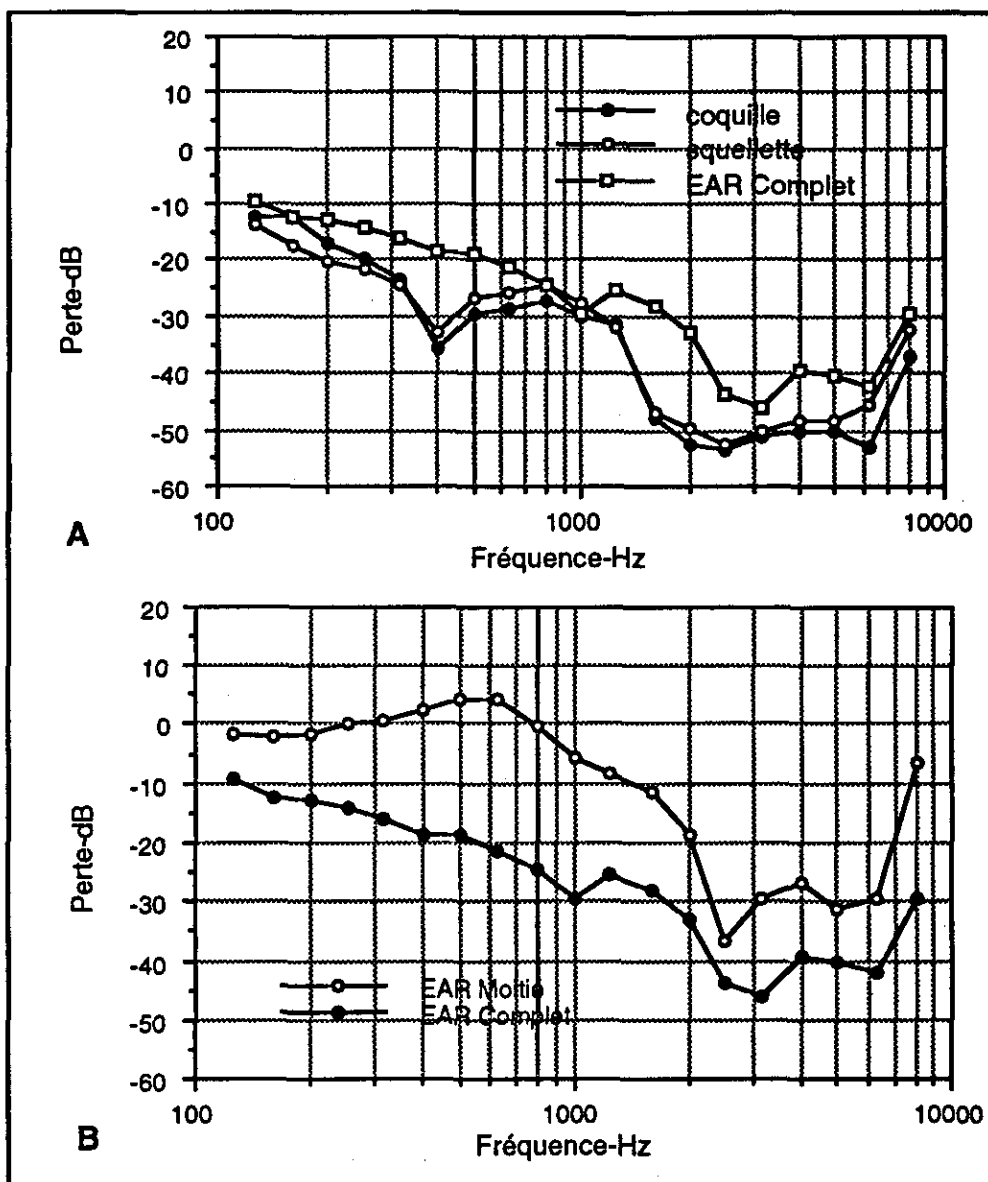


Figure 11. Comparaison entre différents types d'embouts de prothèse rétro-auriculaire en termes de perte par insertion; (A) embout coquille, squelette et bouchon EAR muni d'un tube; (B) deux longueurs du bouchon EAR muni d'un tube.

### 2.6.2.3 Influence du type d'embout de la prothèse rétro-auriculaire

Avec la prothèse rétro-auriculaire, l'efficacité de trois types d'embouts (sans évent) a été évaluée: le type coquille, le type squelette et un bouchon de mousse polymère EAR muni d'un tube. La comparaison des mesures de perte par insertion (Figure 11a) montre une supériorité très faible bien que systématique en faveur du type coquille par rapport au type squelette. La différence entre ces deux modèles et le bouchon EAR muni d'un tube est par contre très nette, atteignant près de 20 dB à 2

kHz et plus de 10 dB 0.4 kHz. Néanmoins, le bouchon EAR, mis en place de façon optimale, assure une perte par insertion supérieure à 10 dB entre 125 et 315 Hz, voisine de 20 dB à 500 et supérieure à 30 dB à 2000 Hz et au-delà.

Par ailleurs, nous avons évalué l'efficacité d'un tel bouchon dont la longueur a été diminuée de moitié. La Figure 11b montre que celui-ci offre alors une barrière beaucoup moins efficace que le bouchon non altéré; on observe même une résonance autour de 500 Hz. L'effet de la longueur du conduit de l'embout en tant que tel est d'ailleurs examiné au paragraphe suivant.

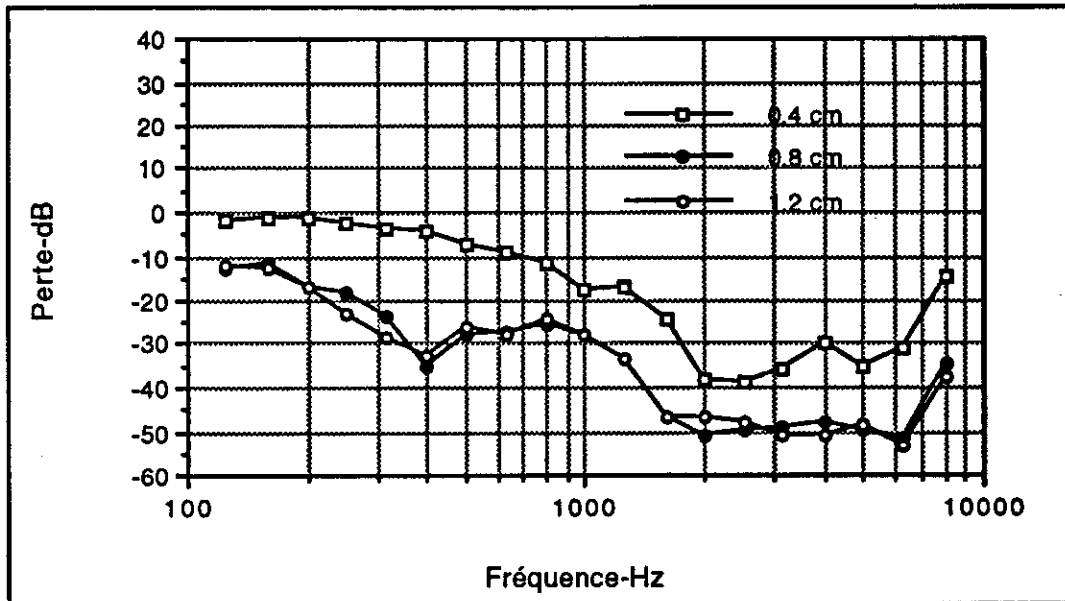


Figure 12 : Effet de la longueur du conduit de l'embout de type coquille (non muni d'évent) d'une prothèse rétro-auriculaire sur la perte par insertion.

#### 2.6.2.4 Influence de la longueur du conduit de l'embout de la prothèse rétro-auriculaire

La question se posait à savoir si la perte par insertion imposée par la présence d'un embout dans le conduit auditif était d'autant plus grande qu'une plus grande portion du conduit était obstruée. La Figure 12 présente la comparaison des effets de trois longueurs de conduit d'un embout de type coquille pour une prothèse rétro-auriculaire. On observe qu'au-delà d'une certaine longueur (0.8 cm), la perte par insertion ne varie pratiquement plus. Par contre, en deçà de cette valeur, l'effet est systématique. A 0.4 cm, la perte est minimale en basses fréquences, n'atteignant pas 20 dB à 1 kHz.

Ainsi, on peut considérer qu'une longueur conventionnelle de conduit de l'embout offrira une atténuation sonore optimale.



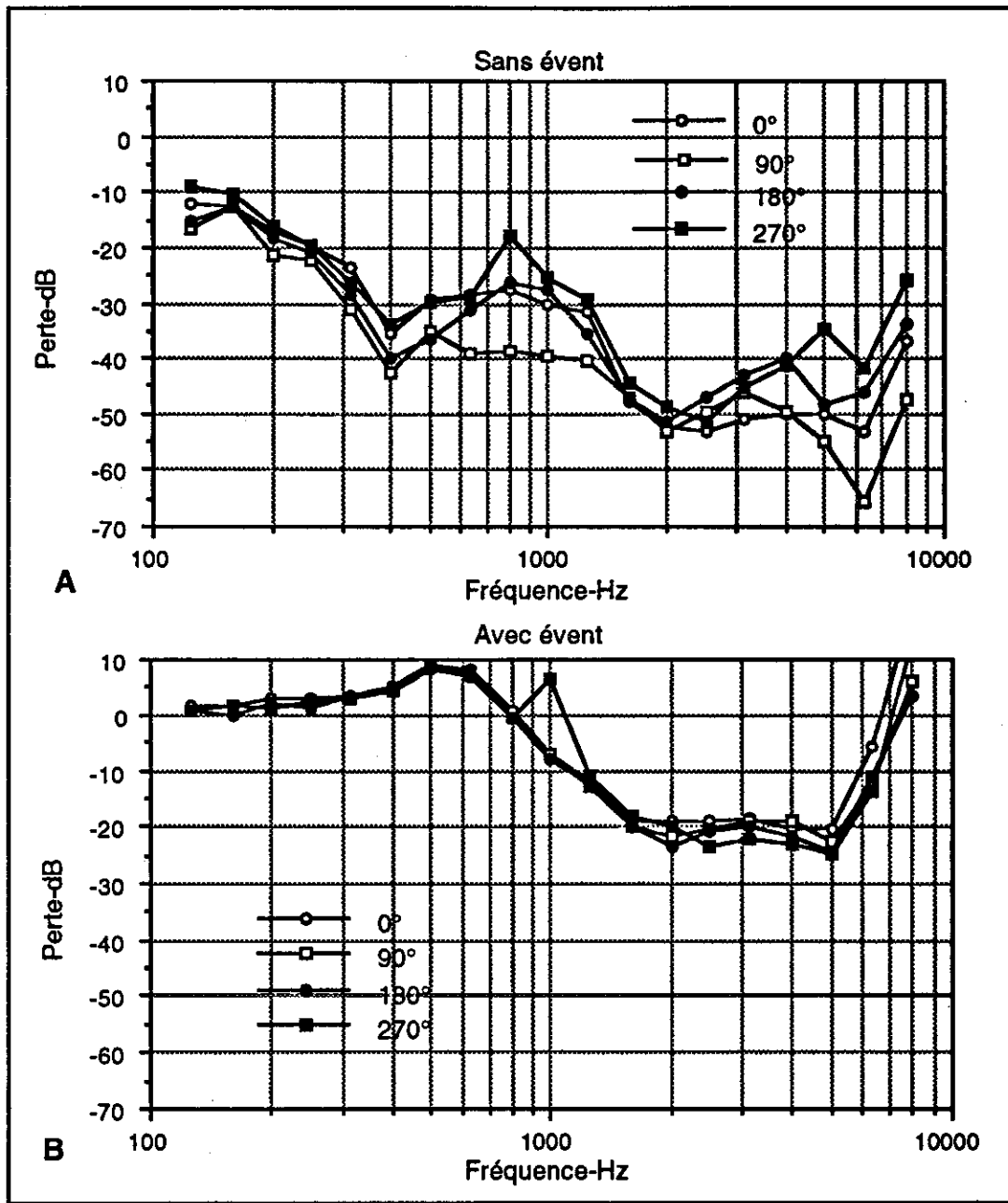


Figure 13. Effet de l'angle d'incidence du signal sonore sur la perte par insertion offerte par un embout (de type coquille) d'une prothèse rétro-auriculaire: A) sans événement; B) en présence d'un événement de diamètre de 1/8".

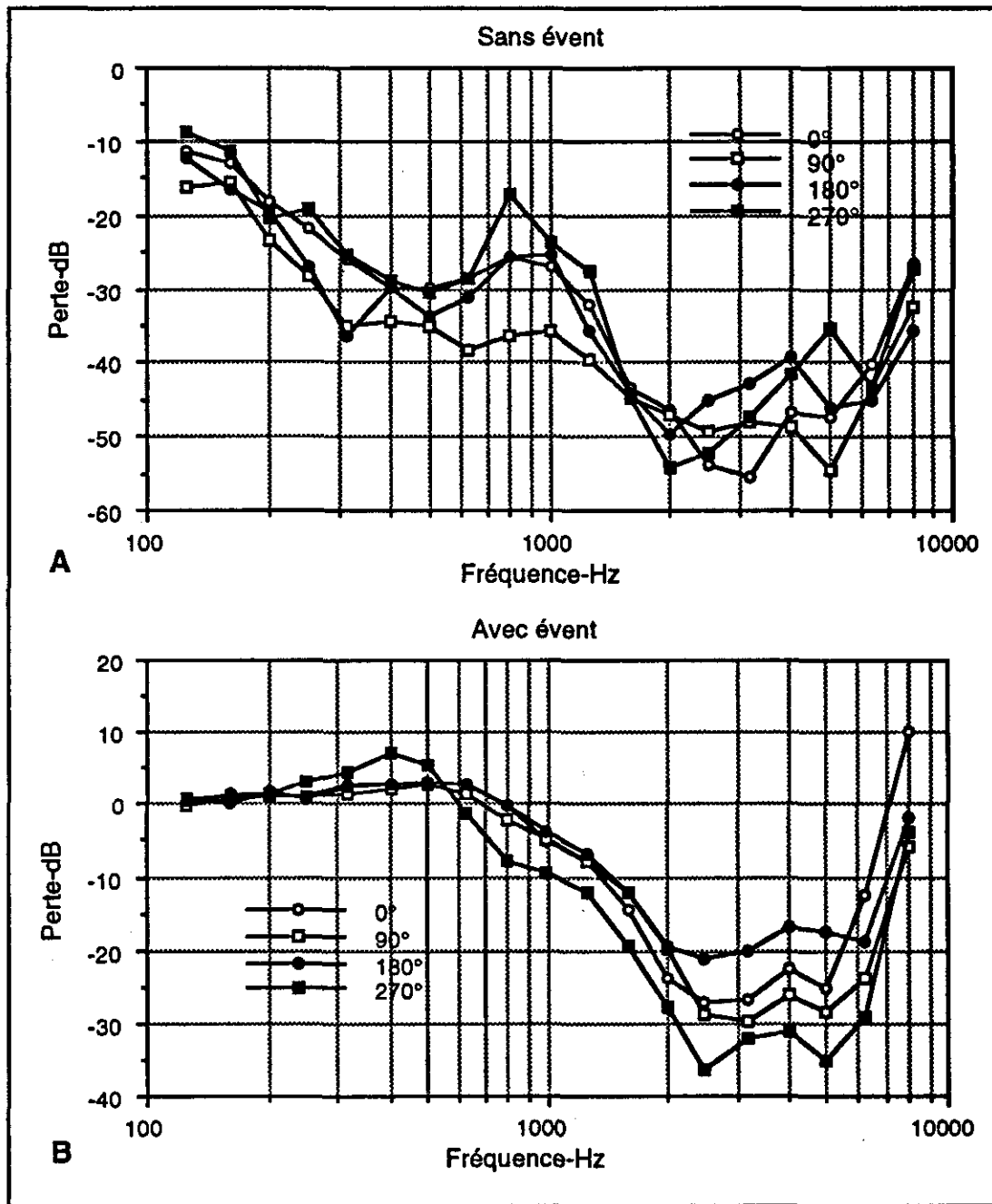


Figure 14 : Effet de l'angle d'incidence du signal sonore sur la perte par insertion offerte par une prothèse intra-auriculaire: A) sans événement; B) en présence d'un événement de diamètre de 1/8".

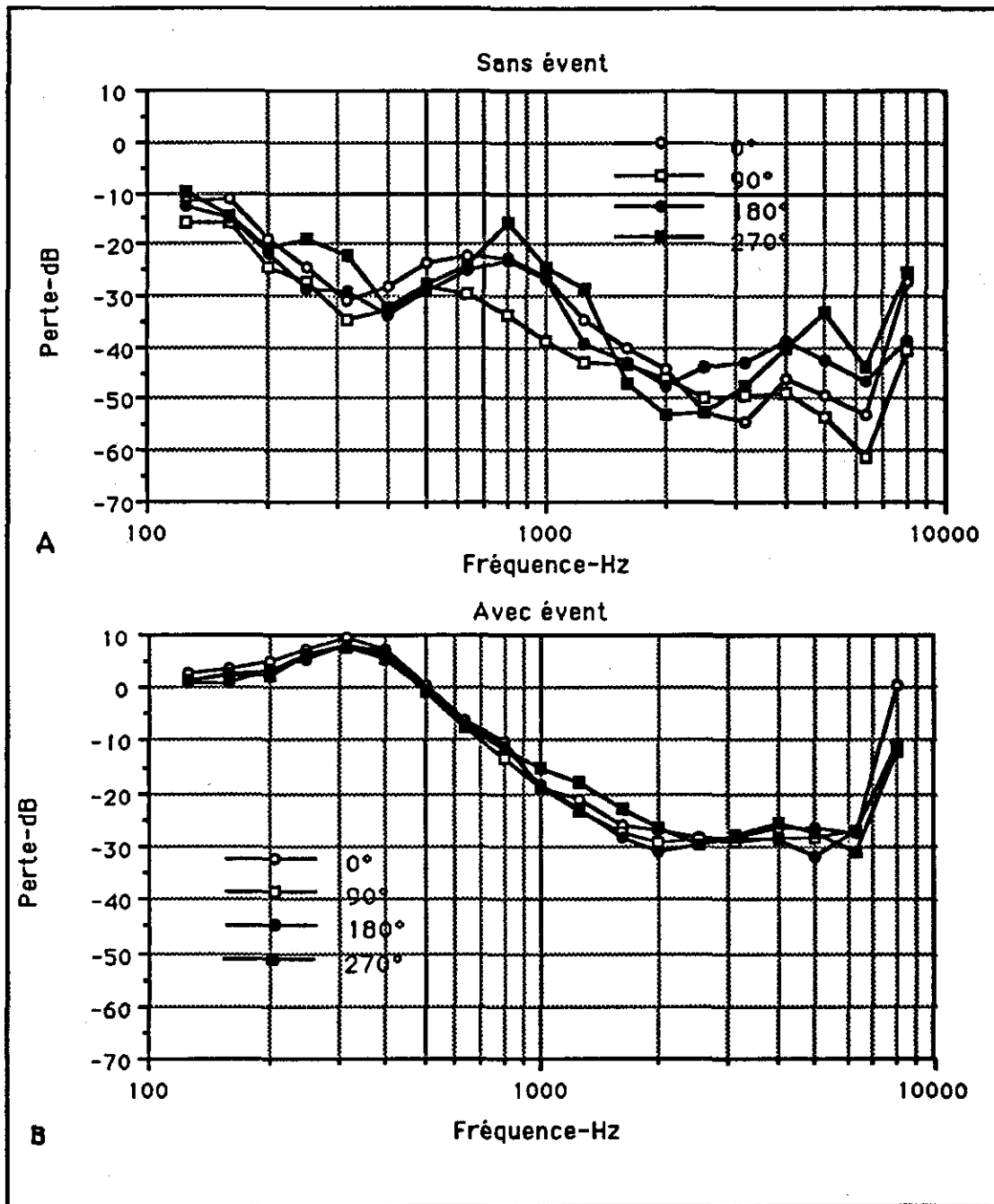


Figure 15. Effet de l'angle d'incidence du signal sonore sur la perte par insertion offerte par une prothèse intra-canaliculaire: A) sans événement; B) en présence d'un événement de diamètre de 1/16".

### 2.6.2.5 Influence de l'angle d'incidence du signal sonore

L'effet de l'angle d'incidence du signal sonore a été évalué en mesurant la perte par insertion pour différents azimuths. La Figure 13 présente les résultats obtenus à 0, 90, 180 et 270° avec la prothèse rétro-auriculaire couplée à l'embout de type coquille. En l'absence d'évent (Figure 13a), l'angle d'incidence du signal joue un rôle très significatif sur la perte par insertion. Celle-ci est maximale à 90° et minimale à 270°, la variation étant plus marquée autour de 650 et 1250 Hz, d'une part, et au-delà de 2500 Hz, d'autre part. Ainsi, entre 90 et 270°, on passe d'une perte de 38 à 19 dB à 800 Hz. L'effet est analogue entre 5000 et 8000 Hz. On peut donc conclure que ce facteur n'est pas négligeable et que les mesures reproduites plus haut uniquement pour l'azimuth de 0° se situent à mi-chemin entre deux conditions extrêmes (90 et 270°).

Par contre, lorsque l'embout est muni d'un évent (Figure 13b), l'influence de l'angle d'incidence du signal devient pratiquement négligeable. Ce résultat ne revêt toutefois que peu d'importance puisque, dans un tel cas, la perte par insertion est en elle-même faible sur toute la gamme de fréquences.

Les observations rapportées jusqu'ici pour la prothèse rétro-auriculaire concernant l'effet de l'angle d'incidence valent également pour la prothèse intra-canaliculaire, comme le montre la Figure 15. Par contre, dans le cas de la prothèse intra-auriculaire (Figure 14), l'effet de l'azimuth se fait aussi sentir en présence d'un évent et ce, de façon systématique (Figure 14b). La perte au-delà de la fréquence de résonance est maximale à 270 degrés et minimale à 180 degrés. Ce résultat devra être élucidé ultérieurement.

### 2.6.2.6 Influence du matériau dont est constitué l'embout

Le pouvoir d'atténuation d'une prothèse de type rétro-auriculaire provient essentiellement de l'effet de l'embout auquel elle est couplée. Ce pouvoir d'atténuation peut être influencé par le matériau qui le constitue. Pour caractériser cette influence, nous avons mesuré la perte par insertion des embouts fabriqués à partir de deux matériaux différents : le lucite et le silicone. Les embouts ont été fabriqués à partir d'une même empreinte. Cependant, trois embouts de silicone ont été commandés au fournisseur à des moments différents. Il s'est avéré que les propriétés des différentes répliques, bien que très similaires au niveau de la forme, étaient différentes du point de vue de la densité du matériau. Ce phénomène s'est traduit par des résultats variables en termes de perte par insertion.

Ainsi, la comparaison entre l'embout fait de lucite et différentes versions de l'embout de silicone conduit à des résultats contradictoires. Dans le cas d'un embout de type coquille, la perte est tantôt similaire (Figure 16a) tantôt nettement plus faible pour le silicone (Figure 16b). Il en est de même pour le type squelette, mais dans un ordre inverse pour les embouts faits de silicone (Figure 16c et d).

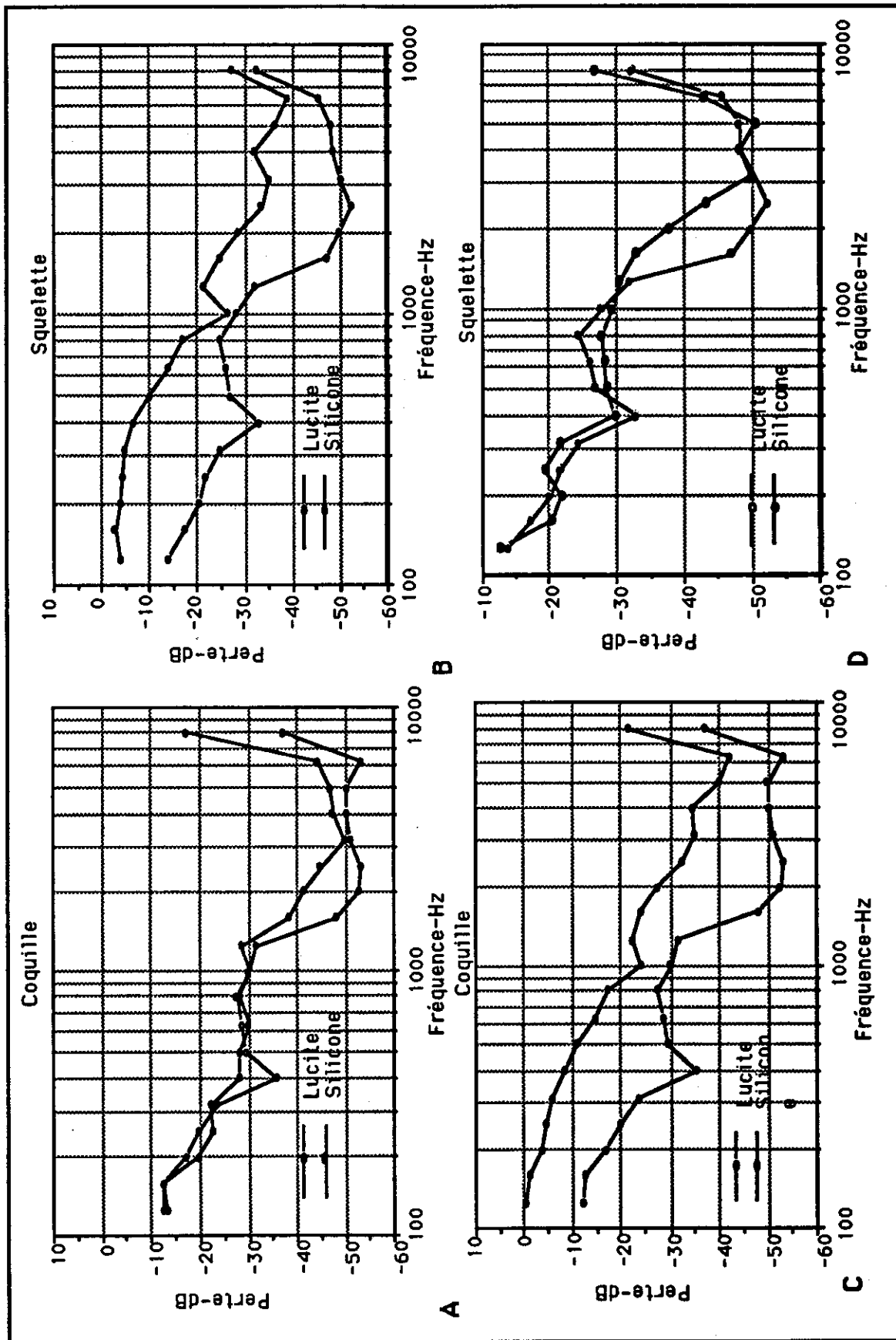


Figure 16. Effet du matériau (lucite vs silicone) dont sont constitués les embouts de prothèse rétro-auriculaire.

- A) embout de type coquille, première version d'un embout de silicone;
- B) embout de type coquille, seconde version d'un embout de silicone;
- C) embout de type squelette, première version d'un embout de silicone;
- D) embout de type squelette, seconde version d'un embout de silicone;

Il faut en conclure que les conditions de préparation du silicone sont fort variables et que la densité du matériau est susceptible de varier fortement d'une fois à une autre. Dans ces conditions et en l'absence de critères de quantification de la densité du silicone, il est impossible d'associer une valeur de perte par insertion précise à ce type d'embout. On peut seulement conclure que ce matériau pourrait effectivement offrir un pouvoir d'atténuation équivalent au lucite mais dans des conditions que nous ne pouvons pas spécifier.

#### 2.6.2.7 Valeurs d'atténuation sonore des embouts de prothèses auditives

Les données obtenues dans la présente étude concernant la protection que peuvent offrir des prothèses utilisées hors-circuit réfèrent à des mesures de perte par insertion. Il s'agit d'une mesure physique qui caractérise la barrière que peut constituer un dispositif quelconque à la transmission du son jusqu'au tympan. Or, les normes adoptées pour caractériser l'efficacité des protecteurs anti-bruit se réfèrent à des mesures d'atténuation du son afin de représenter la protection offerte à l'oreille interne de l'auditeur. Ainsi, pour permettre la comparaison de nos résultats avec les mesures conventionnelles d'atténuation par la méthode d'élévation des seuils d'audition [12], il a fallu effectuer une conversion de ceux-ci en tenant compte des facteurs suivants:

- la différence entre les seuils en champ libre en conduction aérienne et en conduction osseuse (MAFB - MAF);
- l'effet d'occlusion (OE);
- l'effet de masque causé par le bruit physiologique lors de la mesure des seuils sous protecteurs (PM).

Les valeurs de corrections sont empruntées à l'étude de Schroeter et Poesselt [22]. Le Tableau 3 reproduit les différentes valeurs de corrections en fonction de la fréquence.

**Tableau 3** : Base de conversion des valeurs de perte par insertion en valeurs d'atténuation d'après Schroeter et Poesselt (1986).

Fréquence (Hz)	MAFB-MAF (dB)	OE (dB) Bouchon	PM (dB) Bouchon
125	46.7	20.9	2.2
250	50.8	17.2	2.4
500	56.6	14.3	2.2
1000	48.6	9.1	0.0
2000	38.7	-3.0	0.0
3150	47.5	0.0	0.0
4000	49.3	0.0	0.0
6300	48.7	0.0	0.0
8000	48.7	0.0	0.0

**Tableau 4** : Atténuation en bande de tier d'octaves de différents modèle de prothèses hors-circuit et d'un bouchon anti-bruit, obtenu en présence d'un bruit rose de 100 dB SPL présenté dans un angle d'incidence de 0°.

Fréquence (Hz)	Lucite coquille	Lucite coquille 1/32"	Lucite Squellete	Intra- canaliculaire	Intra- auriculaire	EAR+ prothèse	EAR (bouchon)
125	8.4	-6.1	9.7	7.7	7.6	5.9	19.6
250	15.6	-5.5	17.3	19.4	17.3	10.7	27.6
500	25.5	10.4	23.2	20.6	25.9	15.9	27.6
1000	27.6	27.6	25.8	24.6	25.5	27.2	31.3
2000	39.5	33.1	38.8	36.8	37.7	30.3	36.4
3150	43.1	34.4	42.7	44.2	44.6	40.8	45.4
4000	43.7	36.1	42.8	41.6	41.9	36.8	45.8
6300	44.6	22.6	40.9	44.5	37.4	38.8	37.8
8000	35.0	-3.5	31.1	26.6	25.9	28.5	34.8

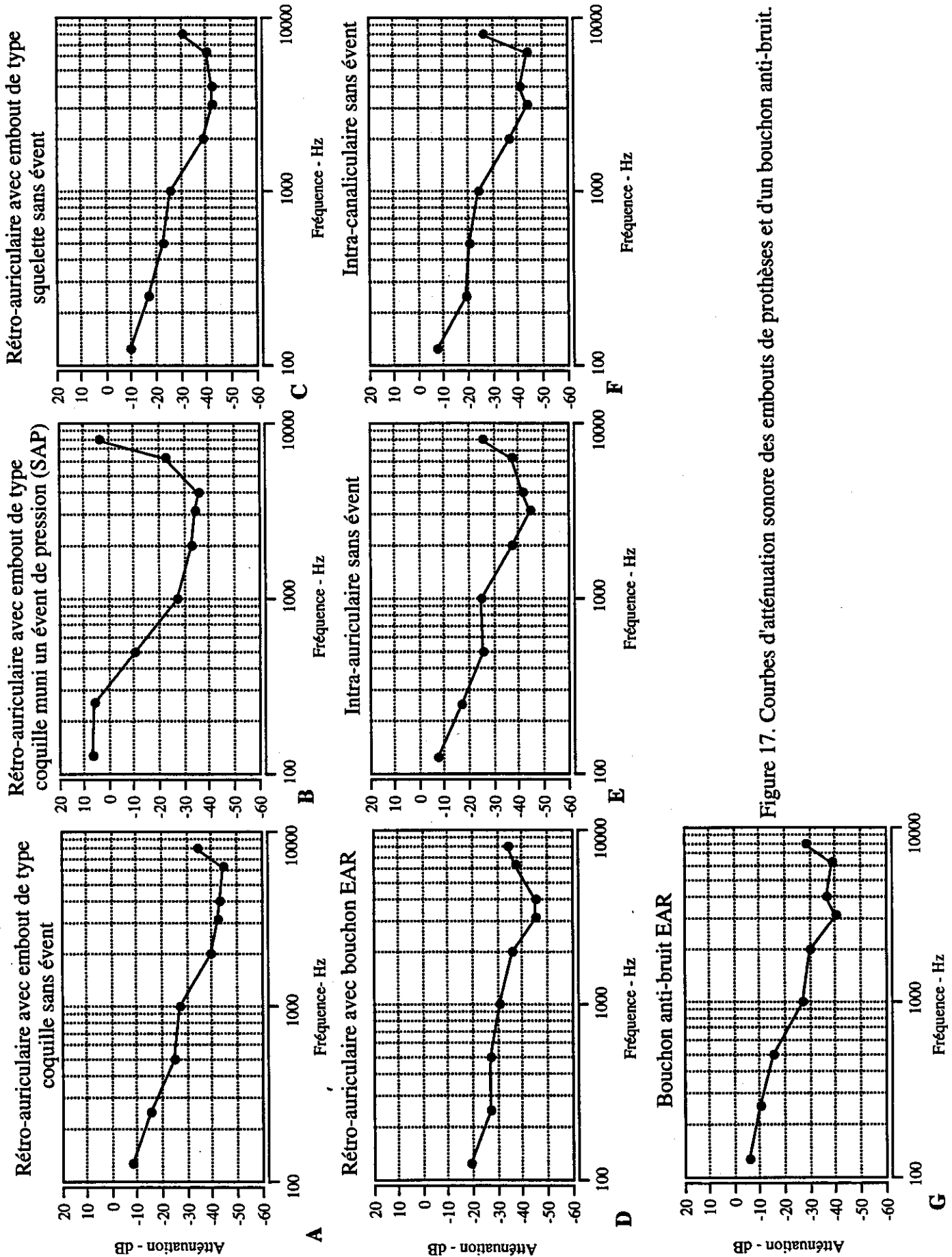


Figure 17. Courbes d'atténuation sonore des embouts de prothèses et d'un bouchon anti-bruit.



Le calcul de l'atténuation tenant compte de ces corrections est effectué d'après l'équation suivante :

$$\text{Att (dB)} = -20 \log (10^{-\text{ins(dB)}/20} + 10^{-[\text{MAFB-MAF-OE}]/20}) + \text{PM} \quad (2)$$

La Figure 17 reproduit les 7 courbes d'atténuation présentant le plus d'intérêt en regard du but de la présente étude; il s'agit des valeurs associées aux 3 modèles d'embout de prothèse rétro-auriculaire, dont l'un est muni d'un évent de type "pression", des valeurs obtenus avec les deux autres types de prothèse sans évent et, pour fins de comparaison, de l'atténuation d'un bouchon anti-bruit (EAR) d'usage répandu, dont les valeurs ont été obtenues en suivant la même procédure (en champ libre, à 0°). Les valeurs numériques précises d'atténuation sont reproduites au Tableau 4. L'examen des différentes courbes reproduites à la Figure 17 confirme que les prothèses auditives utilisées hors-circuit peuvent agir comme un protecteur anti-bruit, sauf si, tel que mentionné au paragraphe 3.2.2, elles sont munies d'un évent (Figure 17b). En fait, elles se comparent très avantageusement à des bouchons anti-bruit (Figure 17g), même dans le cas d'une prothèse intra-canaliculaire (Figure 17f) dont les dimensions sont relativement petites. Ce résultat est vraisemblablement explicable par l'étanchéité du dispositif, c'est-à-dire par la qualité du couplage de l'embout avec le conduit auditif externe.

## 2.7 Conclusions relatives à la protection offerte par une prothèse auditive passive

A l'aide d'un simulateur d'oreille et d'une tête artificielle, nous avons pu évaluer de façon fidèle le pouvoir d'atténuation sonore des prothèses auditives utilisées hors-circuit en prenant en compte l'influence de plusieurs facteurs. Les résultats obtenus permettent de tirer les conclusions suivantes:

- Le pouvoir d'atténuation sonore des prothèses auditives portées hors-circuit peut être égal sinon supérieur à celui offert par des bouchons et des coquilles anti-bruit conventionnels; ceci vaut pour les trois types de prothèses étudiées, soit les modèles rétro-auriculaire, intra-auriculaire et intra-canaliculaire.
- La présence d'un évent dans l'embout de la prothèse en dégrade considérablement l'atténuation, la rendant alors peu efficace comme protecteur, sinon inadéquate parce qu'introduisant des amplifications en basses fréquences.
- Parmi les modèles conventionnels, le type d'embout (coquille vs squelette) associé à une prothèse rétro-auriculaire a très peu d'effet sur l'atténuation sonore.
- Un embout constitué d'un bouchon anti-bruit EAR muni d'un tube offre une protection nettement moins efficace que les embouts conventionnels (sans évent) de type squelette et coquille.
- La longueur du conduit de l'embout a une influence sur la protection offerte; mais, dans la gamme des longueurs conventionnelles (de l'ordre de 0.8 cm), la protection est optimale.
- L'atténuation offerte par les embouts de prothèse varie en fonction de l'angle d'incidence du signal sonore par rapport à la tête de l'auditeur, du moins en l'absence d'évent. L'efficacité est maximale dans un angle de 90° et minimale dans un angle de 270°. Toutefois, même dans cet angle, l'atténuation sonore demeure importante.

En somme, un travailleur qui porterait une prothèse auditive pourrait l'utiliser hors-circuit comme un protecteur hautement efficace en présence d'ambiances bruyantes à condition que l'embout ne soit pas muni d'un évent et qu'il soit parfaitement étanche.

### **3. Prothèse active en milieu bruyant**

#### **3.1 Problématique et objectifs**

Au chapitre précédent, il est démontré que la prothèse hors-circuit peut agir comme protecteur anti-bruit efficace à condition que l'embout ne soit pas muni d'évent.

Trois autres questions méritent d'être abordées à l'issue de cette démonstration:

- la combinaison d'une coquille anti-bruit à une prothèse auditive hors-circuit augmente-t-elle la protection éventuelle contre des bruits très intenses?
- la combinaison d'une coquille anti-bruit avec une prothèse active permet-elle de détecter des avertisseurs sonores en milieu bruyant tout en offrant une protection contre le bruit?
- l'utilisation de signaux magnétiques offre-t-elle une alternative efficace à cette dernière solution.

#### **3.2. Méthodologie**

La méthodologie et le dispositif de mesure ont fait l'objet de descriptions détaillées au paragraphe 2.4. Sauf lorsque spécifié, les mêmes éléments de procédure ont été utilisés pour cette portion du projet. En résumé, les dispositifs (prothèses et coquilles anti-bruit) ont été testés dans un local semi-anéchoïque au moyen d'une tête artificielle spécialement conçue pour évaluer le pouvoir d'affaiblissement sonore de protecteurs individuels contre le bruit [23]. Ce dispositif reproduit les caractéristiques acoustiques de la tête, de la peau et du conduit auditif. Un microphone capte, à l'emplacement du tympan, le signal sonore transformé par le dispositif placé sur ou dans l'oreille externe.

#### **3.3 Mesures de perte par insertion de coquilles anti-bruit**

Avant d'étudier l'effet de la combinaison coquilles/prothèses hors-circuit sur l'atténuation sonore, la perte par insertion des coquilles a été mesurée isolément. Rappelons que la perte par insertion représente la différence de niveau sonore entre la condition non-obstruée et la condition obstruée par le dispositif étudié. Trois modèles de coquilles ont été testés: Bilsom Viking-2318, Peltor H7 et Ear 3000. Ceux-ci ont été choisis pour leur volume de façon à permettre ultérieurement l'inclusion d'une prothèse rétro-auriculaire.

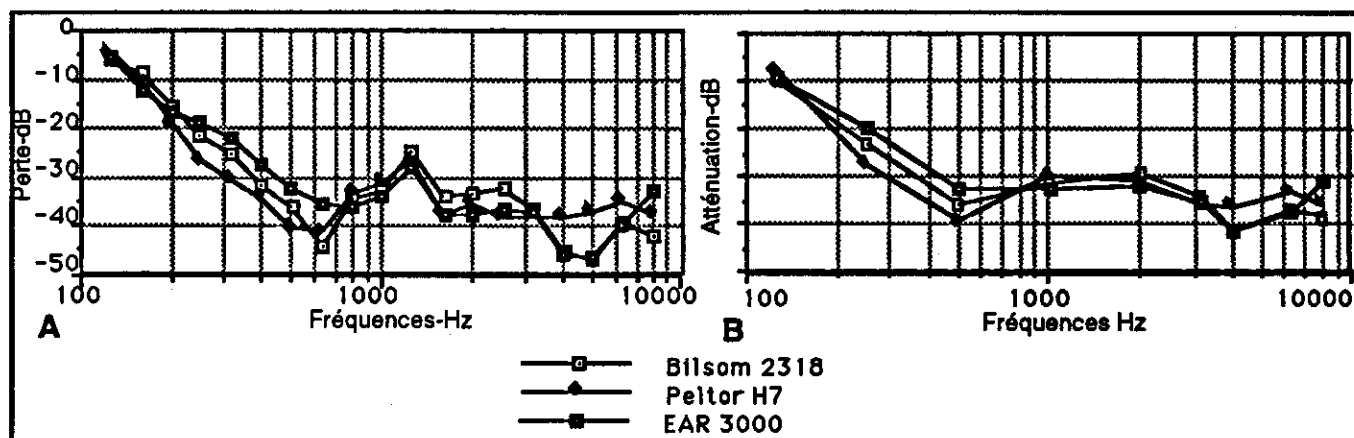


Figure 18. Mesure de la réponse des trois modèles de coquilles anti-bruit utilisées dans la présente étude, en présence d'un bruit de spectre plat présenté à 100 dB SPL dans un angle de 0 degré: A) perte par insertion mesurée; B) Atténuation sonore estimée.

Tableau 5. Valeurs moyennes d'atténuation (en dB) estimées à partir des mesures de perte par insertion

Fréquence (Hz)	Peltor # H7	Ear # 3000	Bilsom # 2318
	Atténuation - dB		
125	8.3	9.5	18.4
250	27.4	20.1	27.6
500	39.7	32.3	38.5
1000	29.8	32.5	34.3
2000	30.9	32.1	41.1
3150	35.6	35.0	43.7
4000	36.2	41.6	46.9
6300	33.3	37.2	47.9
8000	35.4	30.8	48.1

La Figure 18a montre la perte par insertion obtenue avec les trois modèles de coquilles en présence d'un bruit de large bande de fréquences présenté dans un angle de 0° à un niveau de 100 dB SPL. Les trois modèles donnent des pertes relativement semblables, culminant aux fréquences entre 600 et 4000 Hz. Afin de caractériser le pouvoir d'atténuation sonore, la perte par insertion a dû être corrigée en fonction de facteurs psychoacoustiques tel que décrit au paragraphe 2.6.2.7. Ainsi avons-nous estimé l'atténuation sonore moyenne des trois modèles de protecteurs tel que l'auraient données des mesures faites en laboratoire sur des sujets humains [22]; ces résultats sont reproduits à la Figure 18b ainsi qu'au Tableau 5. Ces données sont voisines de celles qui ont effectivement été obtenues auprès de sujets humains bien que celles-ci aient été recueillies non pas en champ libre mais plutôt en champ diffus [25].

L'évaluation de l'efficacité de ces dispositifs en champ libre a permis de prendre en compte l'effet de l'angle d'incidence du bruit par rapport à la tête. Cette donnée

constitue une indication de l'importance de l'influence de cette variable, en particulier en hautes fréquences.

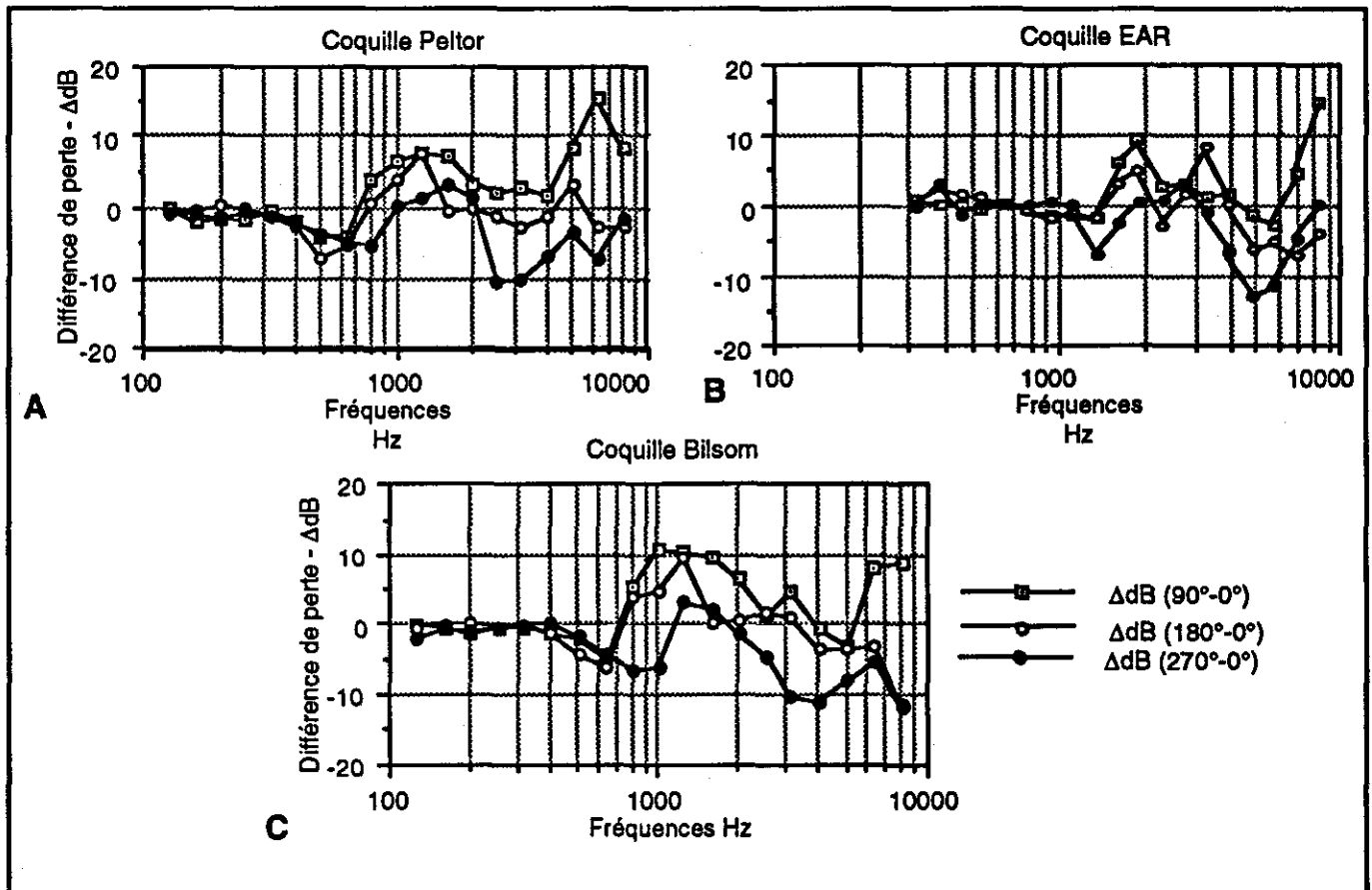


Figure 19. Variation de la perte par insertion en fonction de l'angle d'incidence du bruit de spectre plat présenté à 100 dB SPL pour les trois modèles de coquilles utilisés; la variation est exprimée en termes de différence entre celle obtenue à 90, 180 et 270 degrés et celle obtenue à 0 degré.

Les Figures 19a,b et c présentent la variation des pertes par insertion en fonction de l'angle d'incidence du bruit pour chacun des modèles de protecteur. Une valeur positive indique que la perte est plus grande dans cet angle qu'en incidence frontale (0°). On note ainsi des variations de  $\pm 10$  dB environ à certaines fréquences selon que la source se situe à 90 ou à 270° par rapport à l'incidence frontale. L'effet est observable aux fréquences supérieures à 500 Hz. Ces données soulignent l'importance d'étudier de façon systématique l'influence du facteur angle d'incidence dans l'évaluation de l'efficacité des protecteurs anti-bruit, facteur pratiquement ignoré à ce jour.

### 3.4 Perte par insertion de prothèses hors-circuit combinées à des coquilles anti-bruit

Les Figures 20a, b et c présentent le résultat des mesures de perte par insertion obtenues avec la prothèse intra-auriculaire hors-circuit (modèle Starkey CE7) combinée à chacune des coquilles anti-bruit décrite au paragraphe précédent. On note que l'ajout de la coquille accroît légèrement la perte en deçà de 600 Hz et de façon nettement plus marquée au delà de 1500 Hz. Cependant, dans cette zone de fréquence, la contribution de la coquille demeure en pratique minime puisque le seuil de conduction osseuse est pratiquement atteint avec la prothèse prise isolément. Globalement, l'ajout d'une coquille ne favorise pas de façon importante la protection déjà offerte par l'embout de la prothèse.

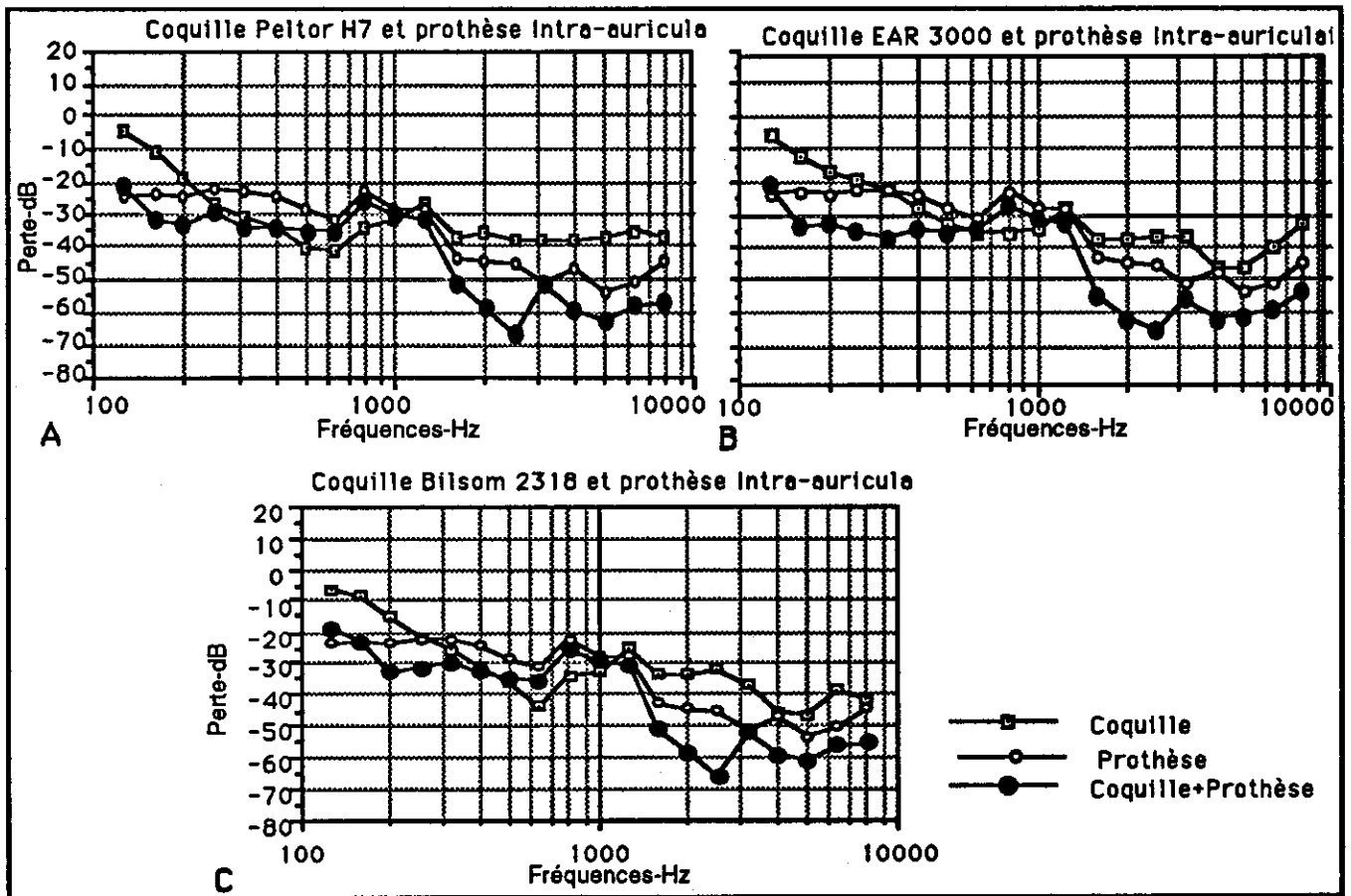


Figure 20. Perte par insertion obtenue avec trois modèles de coquilles anti-bruit combinées à une prothèse intra-auriculaire hors-circuit, en présence d'un bruit de spectre plat présenté à 100 dB SPL dans un angle de 0 degré.

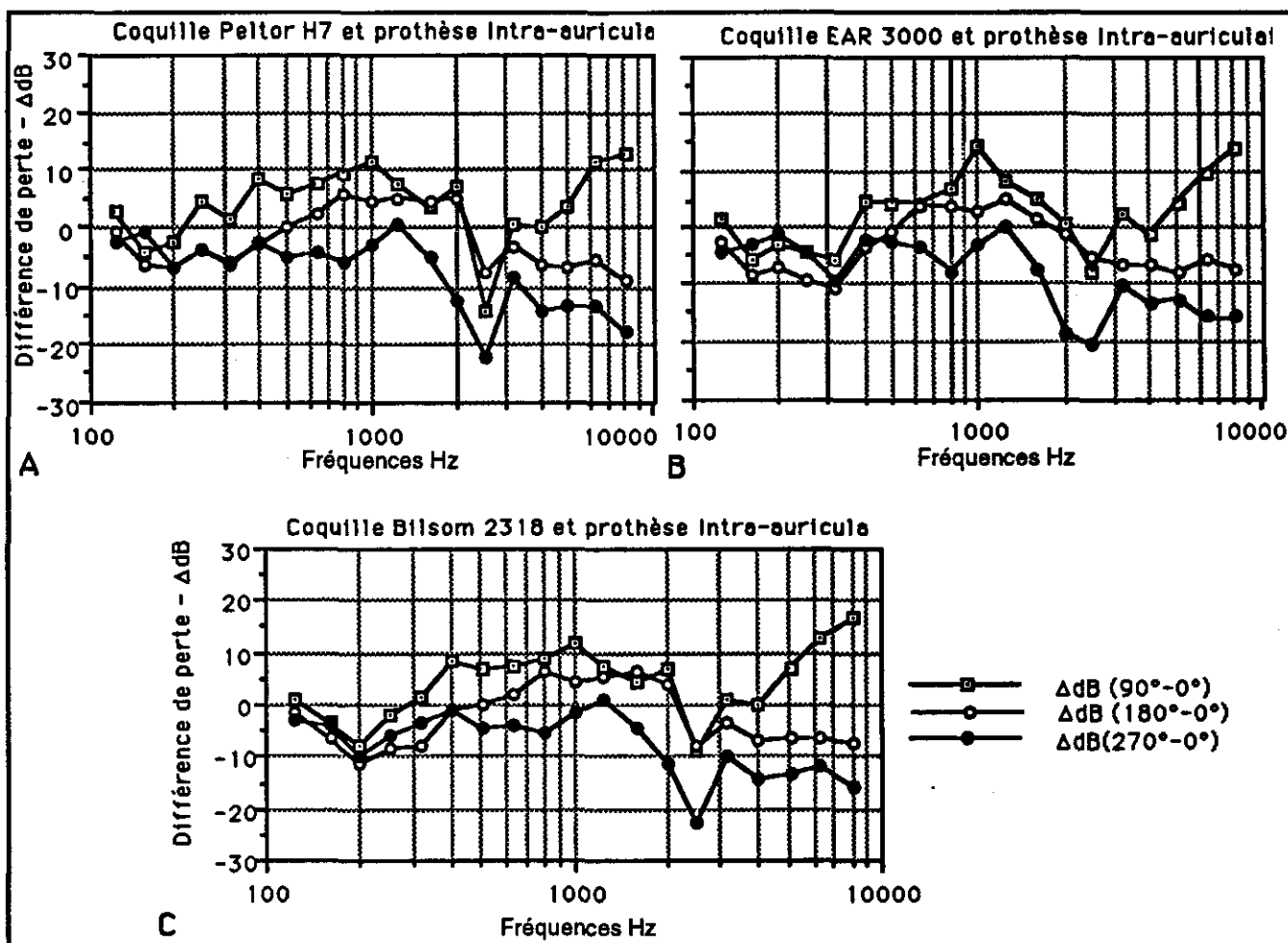


Figure 21. Variation de la perte par insertion en fonction de l'angle d'incidence du bruit de spectre plat présenté à 100 dB SPL pour les trois modèles de coquilles combinés à une prothèse intra-auriculaire hors-circuit; la variation est exprimée en termes de différence entre celle obtenue à 90, 180 et 270 degrés et celle obtenue à 0 degré.

Il est intéressant de souligner l'influence de l'angle d'incidence du bruit sur la perte mesurée avec les deux types de dispositifs combinés. Les figures 21a, b et c montrent que cette influence est nettement plus importante que dans le cas des coquilles prises isolément (Figure 19). L'effet couvre une gamme de fréquences plus large et atteint des valeurs plus importantes en particulier à 270°; dans cet angle, la perte est inférieure de 20 dB à celle obtenue à 0° à 2500 Hz. Tout se passe comme s'il y avait addition des effets de l'angle d'incidence obtenus avec l'un et l'autre dispositifs pris isolément. Ce résultat devra faire l'objet d'études ultérieures afin de connaître la nature des facteurs en cause.

Des résultats tout à fait similaires ont été obtenus avec une prothèse intracaniculaire (modèle Starkey INTRA III) combinée à chacun des trois modèles de protecteurs, tant à 0° qu'aux trois autres angles d'incidence testés.

### 3.5 Perception de signaux sonores avec une prothèse active combinée à une coquille anti-bruit

L'effet de la combinaison d'une prothèse active à une coquille anti-bruit sur la détection sonore dans le bruit a été évalué en deux temps. Dans un premier, la courbe de gain du dispositif combiné a été mesurée. Dans un deuxième temps, une simulation des conditions de détection sonore avec ce dispositif a été réalisée au moyen du logiciel *Déctectson*.

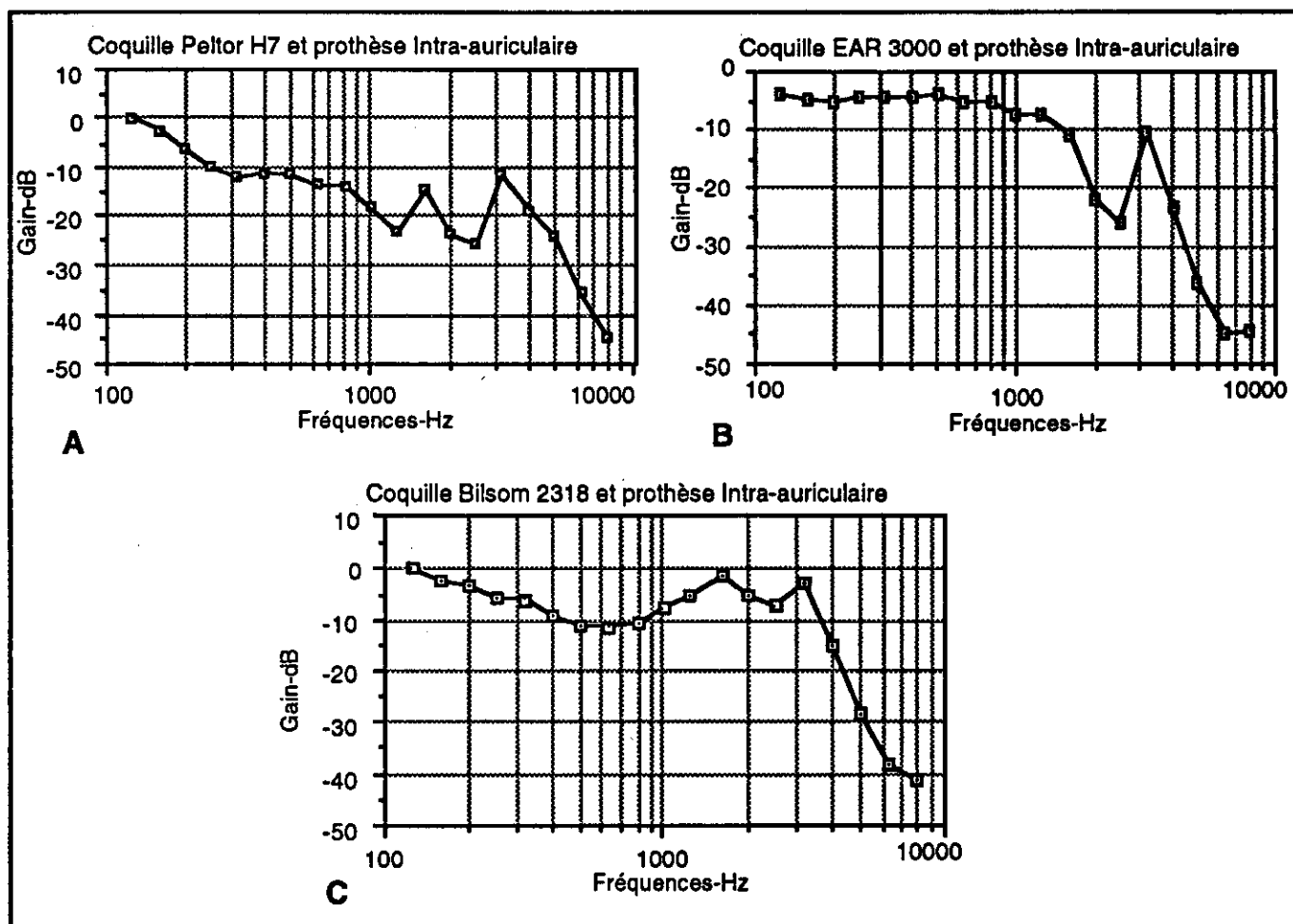


Figure 22. Gain (perte) par insertion obtenu avec une prothèse intra-auriculaire active, insérée dans différents modèles de coquilles anti-bruit; le signal d'entrée est un bruit de spectre plat présenté en champ libre à un niveau de 95 dB SPL.

#### 3.5.1 Gain par insertion d'une prothèse insérée dans une coquille anti-bruit

Les Figures 22a,b et c montrent la résultante de la combinaison prothèse intra-auriculaire active à une coquille anti-bruit en présence d'un bruit de large bande de fréquences présenté à un niveau global très élevé, soit 95 dB SPL. Le gain par insertion réfère ici à la différence entre, d'une part, le niveau du signal à

l'emplacement du tympan avec la prothèse active insérée dans la coquille et, d'autre part, le niveau mesuré en l'absence de la prothèse et de la coquille. En d'autres termes, il s'agit d'une comparaison avec le signal ambiant de façon à décrire sa modification par la combinaison coquille/prothèse. Comme le montre les données de la Figure 22a, avec la coquille Peltor H7, on obtient des gains négatifs sauf à 125 Hz où il est nul. En d'autres termes, non seulement il n'y a pas d'amplification nette par la prothèse, mais au total, il y a affaiblissement sonore. Le même type de résultat est obtenu avec les deux autres modèles de coquilles, à savoir absence de gain, c'est-à-dire une perte à toutes les fréquences pour la coquille EAR 3000 et au-delà de 125 Hz, pour la coquille Bilsom 2318.

Ce résultat indique que la coquille anti-bruit introduit une perte supérieure au gain de la prothèse de sorte que la résultante nette est une perte par insertion. Cet effet est accentué aux fréquences supérieures à 3000 Hz pour lesquelles l'amplification de la prothèse décroît de façon substantielle. Notons qu'une telle configuration a également été obtenue à des niveaux de bruit ambiant de 85 dB SPL, indiquant qu'il ne s'agit pas d'un phénomène de seuil de déclenchement de l'amplification par la prothèse. A des niveaux sonores inférieurs, un tel phénomène est toutefois observable. Par ailleurs, en utilisant une prothèse intra-canaliculaire présentant une autre courbe d'amplification, on obtient toujours une courbe de perte par insertion, mais de configuration différente.

En somme, en combinant un dispositif d'amplification (la prothèse active) à un dispositif d'atténuation (la coquille anti-bruit), on obtient une perte nette en termes de niveaux sonores au tympan. Cependant, cette perte est faible dans certaines zones de fréquences pour lesquelles la prothèse offre une bonne amplification ou encore pour lesquelles la coquille offre peu d'affaiblissement sonore. Ce type de résultat n'est pas totalement dénué d'intérêt en termes de détection sonore dans le bruit puisque la courbe de perte par insertion résultante peut être relativement plate jusqu'à 1800 Hz (Fig. 22b) et même jusqu'à 3000 Hz (Fig. 22c).

### 3.5.2 Seuils de perception auditive en utilisant une prothèse active et une coquille anti-bruit

Comment caractériser les capacités de détection et de reconnaissance de signaux sonores de personnes affectées de perte d'audition lorsque compensée par une prothèse auditive insérée dans une coquille anti-bruit? Nous avons répondu à cette question en utilisant le logiciel *Défectson* [26,27], lequel permet de prédire le niveau d'un signal qui sera entendu et reconnu étant donné un certain bruit ambiant. Il permet également de prendre en compte l'influence d'un protecteur anti-bruit ou d'un dispositif plus complexe tel que celui décrit par la Figure 22c. Il inclut également l'influence d'une perte auditive tant en termes de seuils d'audibilité que de perte de sélectivité fréquentielle.

Des simulations ont ainsi été réalisées avec la prothèse intra-auriculaire combinée à la coquille Bilsom 2318 en tenant compte des paramètres suivants:

(1) Trois types de capacités auditives (voir Tableau 6), soit (a) une audition normale pour des hommes âgés de 55 ans (d'après les données du standard ISO 7029 [28]), (b) une perte d'audition due au bruit de stade 3 d'après le protocole de dépistage



audiométrique utilisé en CLSC [29], et (c) une perte d'audition due au bruit de stade 4, c'est-à-dire tout juste au seuil du barème d'indemnisation en vigueur au Québec.

(2) Deux spectres de bruit masquant, soit (a) un bruit de spectre plat de niveau global de 85 dB SPL (73 dB/bande de 1/3 d'octave) et (b) un bruit de type passe-haut ou spectre ascendant (voir Tableau 7) de niveau global de 83 dB SPL.

(3) Cinq fréquences de signaux sonores de type son pur, soit 250, 500, 1000, 2000 et 3150 Hz.

Tableau 6 : Seuils de reconnaissance (en dB SPL) de sons purs de 250, 500, 1000, 2000 et 3150 Hz en présence d'un bruit de spectre plat de 85 dBA tels que calculés au moyen de DETECTSON pour trois personnes-types et pour quatre conditions d'écoute :												
Sans protecteur			Coquille			Coquille + prothèse passive			Coquille + prothèse active			
Personne type			Personne type			Personne type			Personne type			
0	3	4	0	3	4	0	3	4	0	3	4	
Fréquence-Hz												
Seuils de reconnaissance en dB SPL												
250	89.8	90.1	91.0	91.8	92.1	92.9	90.6	90.7	91.2	90.8	91.0	91.3
500	88.5	89.2	90.7	92.3	93.1	96.3	90.6	91.1	92.8	89.6	90.6	93.3
1000	87.5	88.2	89.7	86.4	87.4	89.6	86.3	87.0	88.5	86.7	87.5	88.4
2000	86.7	87.5	90.3	86.4	87.1	88.3	87.6	88.6	90.4	86.6	87.3	89.5
3150	86.1	86.6	88.5	86.5	97.6	102.7	85.9	>105.0	>105.0	86.7	87.1	88.8

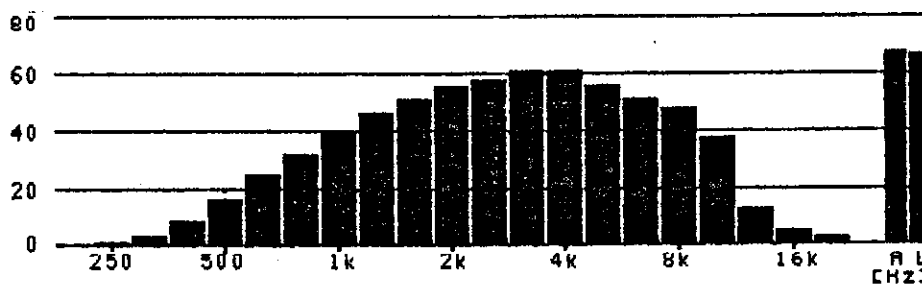
Seuils d'audition en dB HL des personnes-types			
Fréquence-Hz	Stade		
	0	3	4
125	0	0	0
250	5	5	5
500	5	5	5
1000	6	6	25
2000	8	30	35
3000	16	50	55
4000	22	65	70
6000	25	70	75
8000	30	60	80

Le Tableau 6 montre les résultats obtenus pour les conditions de bruit avec un spectre plat. On note qu'avec une perte d'audition, le niveau sonore du signal doit être plus élevé qu'en l'absence de perte lorsqu'aucun protecteur n'est porté. Ce phénomène traduit l'influence de la perte de sélectivité fréquentielle associée à la perte d'audition. L'introduction d'une coquille anti-bruit a pour effet d'élever de 11 à 14 dB le niveau d'un signal perceptible à 3150 Hz, fréquence à laquelle les seuils d'audibilité, déjà très élevés, sont augmentés par l'introduction du protecteur [voir réf. 26]. Les fréquences supérieures ne sont pas considérées précisément parce que les pertes d'audition dues au bruit y rendent non opérationnelle l'utilisation de signaux

sonores avertisseurs. L'ajout d'un autre dispositif d'atténuation sonore, soit la prothèse intra-auriculaire hors-circuit, accuse l'effet obtenu avec la coquille seule, rendant impossible l'utilisation de signaux avertisseurs à 3150 au risque d'endommager encore l'audition des gens. Par contre, la mise en opération de la prothèse ramène le niveau perceptible à des conditions voisines de celles requises sans aucune protection.

Tableau 7 : Seuils de détection de sons purs de 250, 500, 1000, 2000 et 3150 Hz en présence d'un bruit de spectre ascendant de 83 dB SPL tels que calculés au moyen de DETECTSON pour trois personnes-types et pour quatres conditions d'écoute :

Fréquence-Hz	Sans protecteur			Coquille			Coquille + Prothèse passive			Coquille + Prothèse active		
	Personne type			Personne type			Personne type			Personne type		
	0	3	4	0	3	4	0	3	4	0	3	4
	Seuils de reconnaissance en dB SPL											
250	45.2	45.6	46.8	47.9	48.4	47.9	53.7	53.7	53.7	46.6	46.7	47.1
500	52.4	51.8	52.4	58.9	58.9	58.9	61.5	61.5	61.5	53.0	52.5	53.4
1000	72.5	73.3	72.2	73.0	72.2	72.5	72.7	72.2	75.5	73.1	72.4	72.1
2000	85.9	86.7	87.0	85.6	86.2	86.1	86.0	86.3	89.4	85.7	86.4	87.9
3150	89.2	89.9	91.5	89.5	97.6	102.7	89.1	>105.0	>105.0	89.6	90.1	89.6



Si l'énergie du bruit masquant est concentrée dans les hautes fréquences (Tableau 7), on obtient des seuils de perception de signaux sonores faibles en basses fréquences sans protecteur ou avec une prothèse active combinée au protecteur. Par contre, le protecteur, a pour effet d'élever le seuil d'audibilité des signaux sonores chez les gens affectés de perte d'audition. En hautes fréquences, on obtient la même configuration de résultats qu'avec un bruit de spectre plat, à savoir, une annulation par la prothèse active de l'élévation des seuils de perception par le protecteur.

Ces différents résultats montrent donc que la prothèse pourrait effectivement être utilisée pour faciliter la perception d'avertisseurs sonores même si une coquille anti-bruit est utilisée pour diminuer l'exposition au bruit. Cependant, cette solution demeure peu satisfaisante pour des conditions de bruit plus nocives puisque la protection assurée par la combinaison prothèse active/coquille est très faible. Une

solution beaucoup plus intéressante est offerte par l'utilisation de la seule prothèse en transmettant les signaux sous une forme non-acoustique. Celle-ci est décrite au paragraphe qui suit.

### **3.6 Utilisation de signaux magnétiques**

Dans le but d'optimiser la capacité de détection sonore chez des travailleurs atteints de surdité qui devraient utiliser des prothèses auditives, nous avons évalué des systèmes de transmission de signaux avertisseurs qui seraient reçus non pas par le microphone de la prothèse mais par sa bobine d'induction (position "T" de l'interrupteur de la prothèse). Ce procédé permet de tirer avantage à la fois de la perte par insertion de l'embout de la prothèse pour diminuer l'effet du bruit ambiant et de l'amplification sonore que celle-ci permet de réaliser afin de compenser la perte d'audition de son utilisateur.

Ainsi, nous avons testé deux systèmes de transmission de signaux par modulation de fréquences; ceux-ci activent un récepteur qui opère une démodulation du signal pour ensuite activer une boucle magnétique capable d'induire la bobine d'induction de la prothèse. En vue de la perception d'avertisseurs sonores, la contrainte qu'impose de tels systèmes couplés à une prothèse réside principalement dans leur réponse en fréquences.

#### **3.6.1 Réponse en fréquences de systèmes de transmission en modulation de fréquences couplés à une prothèse auditive**

Pour évaluer les caractéristiques de la réponse de systèmes de transmission FM, nous avons utilisé un bruit de large bande de fréquences de niveau constant et de spectre plat. Les signaux étaient injectés sous forme électrique (à amplitude constante) directement dans le transmetteur via son entrée analogique. Le récepteur, installé sur le mannequin, recevait les signaux ainsi émis et alimentait une boucle magnétique induisant la prothèse. Ce dispositif est illustré à la Figure 23.

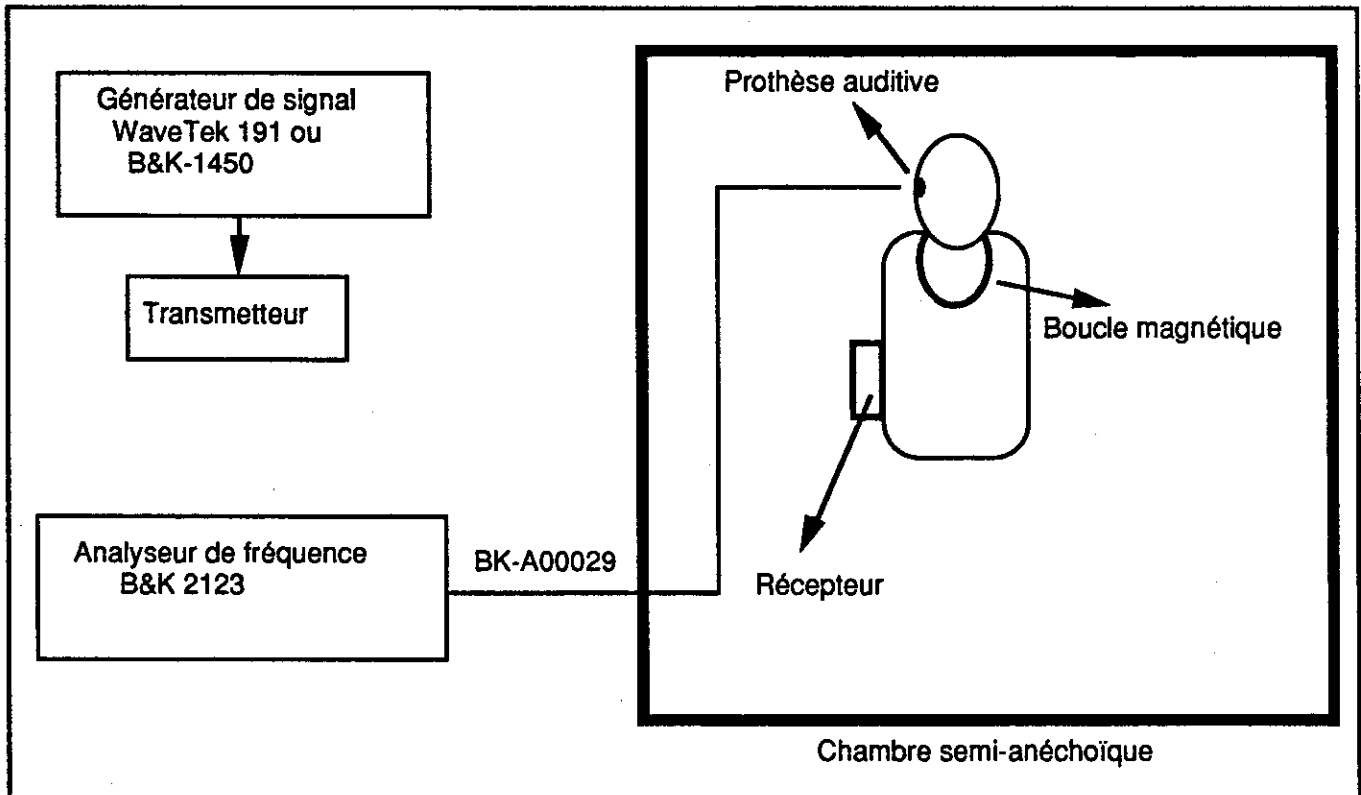


Figure 23. Schéma du dispositif utilisé pour mesurer la réponse en fréquence de systèmes de transmission FM couplé à une prothèse auditive au moyen d'un récepteur magnétique.

Les signaux recueillis à la sortie de la prothèse, c'est-à-dire au microphone situé à l'emplacement du tympan, ont été analysés de la même façon que celui employé pour la mesure de gain ou de perte par insertion. La réponse en fréquences du système ainsi constitué est définie par l'amplitude du signal de sortie en fonction de la fréquence par rapport à un signal d'entrée d'amplitude constante. Pour cette évaluation, la prothèse rétro-auriculaire (Phonak Pico C-S-T) a été couplée à un embout de type coquille fabriqué en lucite. A titre de valeur de référence, la courbe de gain de cette prothèse a été reproduite à la Figure 24, lorsqu'elle opère en mode acoustique standard.

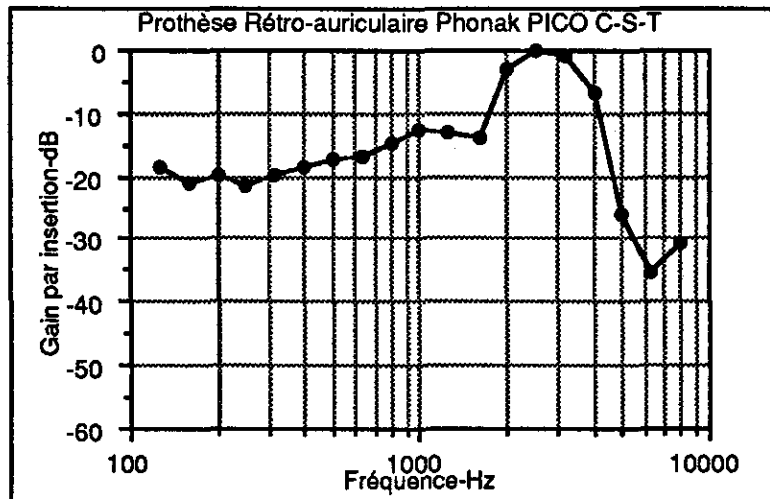


Figure 24. Gain par insertion de la prothèse rétro-auriculaire Phonak Pico C-S-T couplée à un embout non ventilé de type coquille.

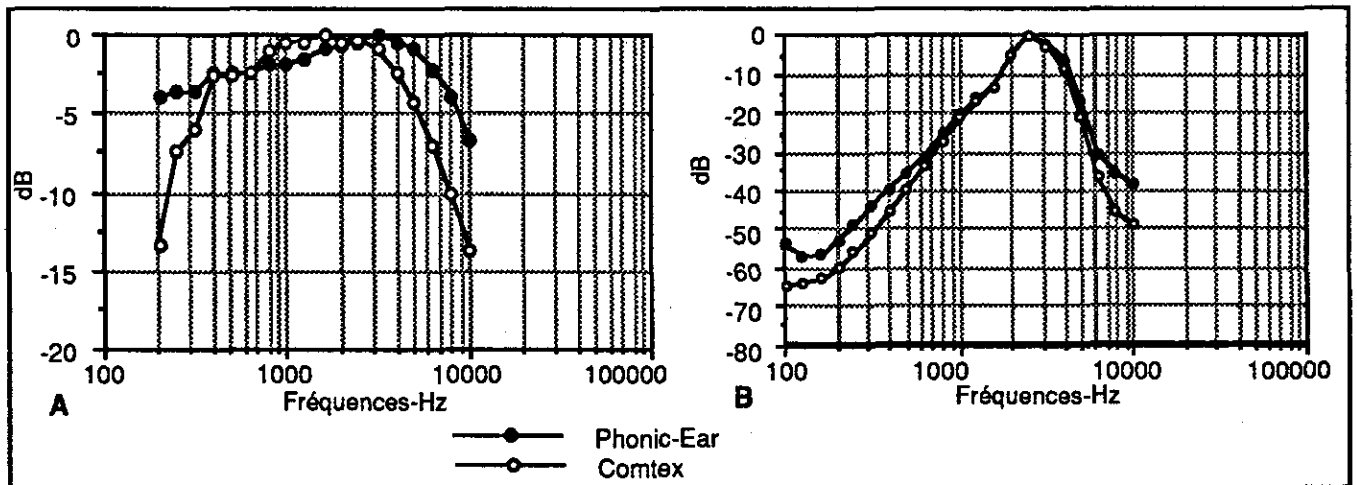


Figure 25. Réponses en fréquences du système FM de transmission de signaux Phonic Ear et du système Comtex, mesurées (A) à la sortie du récepteur FM et (B) à la sortie de la prothèse Phonak Pico opérant en mode magnétique.

La Figure 25a montre que l'usage d'un récepteur FM limite, en lui-même, la bande passante utile dans un système de transmission de signaux jusqu'à une prothèse auditive. Cette limite est plus marquée pour le système Comtex (Wireless Auditory Assistance kit) puisqu'à 200 Hz, on observe une perte de 13 dB. Avec le système Phonak (System 4, modèle PE 475), cette perte n'est que de 4 dB. Comme le montre la Figure 25b, lorsque l'on couple, en mode magnétique, le système FM et la prothèse dont la courbe de gain est décrite à la Figure 24, on note une réception imparfaite du signal. Alors qu'en mode acoustique, la prothèse présente une différence de gain de 20 dB entre la fréquence de gain maximale (à 2500 Hz) et les basses fréquences (e.g. à 200 Hz), en mode magnétique, la différence atteint 50 dB. En

fait, en deçà de 1000 Hz, la courbe de réponse du système opérant en mode magnétique présente une variation systématique de 10 dB par octave.

Cette imperfection dans la réception des signaux magnétiques est en partie évitée lorsque la réception des signaux provenant du récepteur FM procède par entrée audio directe à la prothèse, comme le montre la Figure 26.

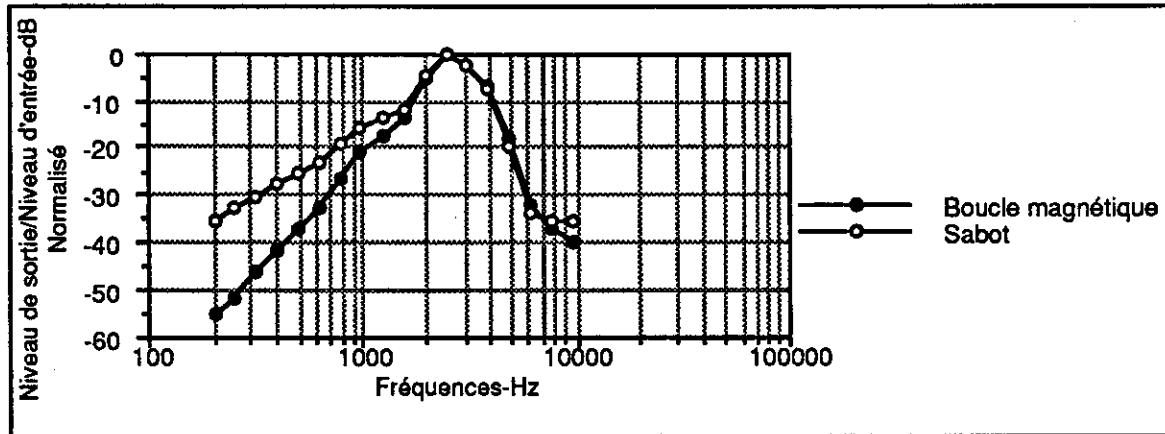


Figure 26. Réponse en fréquences du système FM de transmission de signaux Phonic Ear couplé à la prothèse rétro-auriculaire Phonak Pico via une boucle magnétique et via une entrée audio directe (couplage à l'aide d'un sabot).

La Figure 26 compare la réponse en fréquence de la prothèse rétro-auriculaire couplée à au système FM via une boucle magnétique et via un sabot (entrée directe). Cette dernière modalité est plus performante. Il y a tout de même une différence de gain de l'ordre de 10 dB en basses fréquences par comparaison au mode d'opération acoustique. Par ailleurs, l'entrée audio directe comporte le désavantage de laisser le microphone de la prothèse en opération de sorte que le bruit ambiant peut contaminer le signal reçu par le système FM. Il est possible toutefois d'utiliser un sabot "microphone-off" qui agit comme puissant atténuateur de la réponse du microphone de la prothèse (plus de 45 dB au-delà de 1000 Hz). Idéalement, il est préférable de disposer d'un interrupteur de microphone sur la prothèse, faisant en sorte que celui-ci soit tout à fait hors circuit.

Dans la perspective de maximiser la bande passante pour l'envoi des signaux avertisseurs via un transmetteur FM, nous avons examiné la contribution éventuelle de la courbe d'amplification de la prothèse elle-même sur la courbe de réponse résultant d'un couplage avec un système de transmission de signaux magnétiques. Ainsi, une prothèse programmable (Widex quattro) pouvant enregistrer 4 types d'ajustements différents a été utilisée comme système d'amplification personnel. Trois types d'ajustements ont été évalués, soit une amplification maximale sur la gamme de fréquences la plus large possible, ainsi qu'une emphase moyenne et maximale sur les hautes fréquences avec compression de sortie.

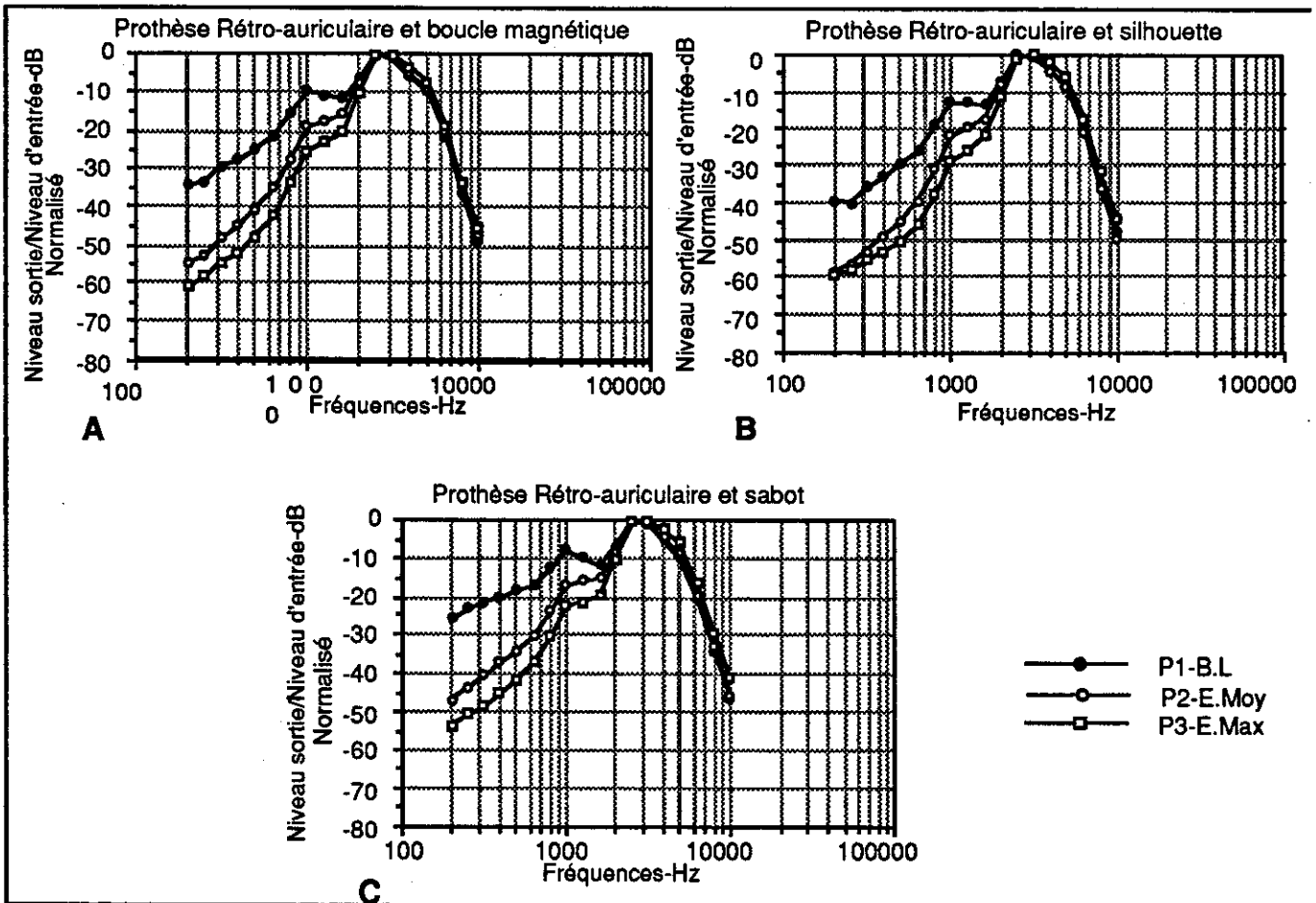


Figure 27. Réponse en fréquences du système FM de transmission de signaux Phonic Ear couplé à une prothèse rétro-auriculaire au moyen trois dispositifs différents: A) une boucle magnétique; B) une silhouette; C) un sabot. La prothèse présentait trois types d'ajustements tel qu'indiqué dans l'encadré.

La Figure 27a montre bien que la courbe de réponse globale du système transmission/amplification peut être altérée par l'ajustement de la prothèse qui se trouve en bout de ligne. Quand la largeur de bande de fréquences de la courbe d'amplification est maximale, la réception de signaux magnétiques est relativement bonne entre 250 et 5000 Hz, tout en utilisant un couplage via une boucle magnétique. Des résultats semblables ont été obtenus quand les signaux magnétiques sont transmis au moyen d'une silhouette (Figure 27b). Un couplage direct au moyen d'un sabot donne cependant une courbe de réponse encore meilleure si l'ajustement de la prothèse permet une amplification relativement uniforme sur une large gamme de fréquences, comme le montre la Figure 27c. En somme, il est possible d'ajuster la courbe de gain de la prothèse de manière à obtenir une transmission adéquate de signaux sonores via un émetteur FM tout en profitant de l'atténuation du bruit ambiant offerte par l'embout obturant pleinement le conduit auditif.

### 3.6.2 Perception de signaux sonores dans le bruit au moyen de la prothèse auditive

En recourant à la même procédure que celle décrite au paragraphe 3.5.2, nous avons déterminé les seuils de perception de signaux sonores transmis sous forme magnétique au moyen d'une prothèse dont l'embout n'est pas muni d'un évent, en présence de deux types de bruits, l'un, de spectre plat et l'autre, de spectre ascendant. L'évaluation a été faite pour des auditeurs normaux (âgés de 55 ans) et des personnes atteintes d'une perte auditive compatible avec les effets du bruit (stade 3 et 4). Les niveaux sonores correspondant aux seuils de reconnaissance de signaux sonores (+12 dB au-dessus du seuil de détection dans le bruit [27]) sont formulés en termes d'équivalents en champ libre; ceci signifie que la prothèse doit transmettre le signal à un niveau tel qu'il atteigne celui qu'aurait produit un signal en champ libre (sans affaiblissement par l'embout de la prothèse).

Tableau 8 : Seuils de reconnaissance de signaux à 250, 500, 1000, 2000 et 3150 Hz en présence d'un bruit de spectre plat de 85 dBA et d'un bruit de spectre ascendant de 83 dB SPL pour trois personnes-types (voir Tableau 6); les seuils sont définis en niveaux équivalents en champ libre lorsque le signal est transmis par voie magnétique au moyen de la prothèse dont l'embout atténue le bruit ambiant.

Fréquence-Hz	Bruit de spectre plat			Bruit de spectre ascendant		
	Personne type			Personne type		
	0	3	4	0	3	4
	Seuils de reconnaissance en dB SPL					
250	72.0	72.1	72.5	28.3	28.3	28.3
500	60.6	61.0	62.4	23.0	23.0	23.0
1000	58.9	59.6	61.1	44.8	45.1	44.3
2000	49.3	50.7	53.9	46.9	47.4	48.0
3150	39.5	<b>60.9</b>	<b>65.9</b>	42.8	<b>60.9</b>	<b>65.9</b>

Note : Les valeurs en caractères gras signifient que le seuil de reconnaissance est, dans ce cas, gouverné par le seuil d'audibilité.

Le Tableau 8 présente les résultats ainsi obtenus pour 5 fréquences de signaux sonores. On observe que les niveaux requis pour que les signaux sonores soient entendus et reconnus sont tout à fait compatibles avec ce que peut reproduire une prothèse auditive, même dans le cas d'une perte d'audition de stade 4. Ainsi, en présence d'un bruit de spectre plat, le signal doit atteindre un niveau équivalent en champ libre de 63 dB SPL à 500 Hz et de 54 dB SPL à 2000 Hz. A 3150 Hz, c'est le seuil absolu et non pas l'effet de masque du bruit qui gouverne le seuil de reconnaissance. Le niveau requis est alors de 66 dB SPL. La prothèse peut très certainement reproduire des signaux sonores compatibles avec ceux qui sont ainsi requis.



Toutefois, la configuration de ces valeurs est en quelque sorte l'inverse de ce qu'offre une prothèse ajustée pour une perte d'audition plus marquée sur les hautes fréquences (e.g. perte due au bruit de stade 4, voir Tableau 7). La prothèse amplifie alors davantage les hautes fréquences. Lorsque le signal est transmis à la prothèse par l'intermédiaire d'un système FM, l'embout agissant comme atténuateur du bruit ambiant est moins efficace en basses fréquences. Il faut donc que le gain de la prothèse soit plus important en basses qu'en hautes fréquences (même si la perte auditive est plus marquée en hautes fréquences). Par conséquent, la prothèse normalement utilisée par une personne qui a une surdité professionnelle n'est pas ajustée pour recevoir des signaux magnétiques en présence d'un bruit de spectre plat. La solution, dans un tel cas, consisterait à utiliser une prothèse multi-programmable comportant une courbe de gain pour le mode acoustique normal et une autre pour la réception de signaux transmis par un système FM.

Dans le cas d'un spectre ascendant, les contraintes imposées par l'effet de masque sont nettement moindres et les niveaux requis sont en fait relativement faibles, tout en étant plus important en hautes fréquences. Une prothèse offrant une plus forte amplification en hautes fréquences serait éventuellement adéquate dans ces circonstances.

En somme, en utilisant un mode de couplage optimal entre le système de transmission de signaux magnétiques et la prothèse auditive, et en ajustant les paramètres d'amplification de celle-ci, il est tout à fait concevable de transmettre en toute sécurité des signaux sonores avertisseurs, ou même la parole, à des personnes malentendantes qui doivent travailler dans le bruit. Il est en outre possible qu'un tel dispositif soit utilisable aussi par des personnes qui ne présentent pas de perte d'audition si des conditions particulières de bruit ambiant ou de transmission de signaux sonores l'exigeaient. A cet égard, il serait intéressant de comparer la performance d'un tel dispositif à celle de coquilles anti-bruit munies de systèmes de communication intégrés.

#### 4. Synthèse et conclusion

Les données recueillies dans le présent projet ont montré que le pouvoir d'atténuation des prothèses auditives portées hors-circuit est égal sinon supérieur aux bouchons ou aux coquilles anti-bruit conventionnels et ce, quel que soit le modèle de prothèse utilisé, à la condition que l'embout soit parfaitement étanche et, par conséquent, qu'il ne soit pas muni d'un évent.

Nous avons par ailleurs démontré que la prothèse auditive pouvait servir à capter des signaux sonores avertisseurs de danger en milieu de travail bruyant. En effet, l'utilisation de signaux magnétiques captés à l'aide de la bobine d'induction de la prothèse permet d'acheminer les signaux à des niveaux sonores au-dessus de ceux imposés par le bruit ambiant puisque l'embout de la prothèse agit comme atténuateur du bruit ambiant alors que la prothèse elle-même agit comme amplificateur du signal. Cependant, la bande de fréquences utile pour la transmission de tels signaux est limitée par le couplage du système d'émission de signaux magnétiques avec la prothèse. Une large bande de fréquences peut être obtenue en recourant à un couplage direct (entrée audio) du récepteur FM avec une

prothèse utilisée en mode acoustique, ou encore en utilisant une prothèse dont la courbe de réponse en mode magnétique permet de traiter une large gamme de fréquences avec ce type de signaux. Si une entrée audio directe est utilisée, la prothèse doit être munie d'un dispositif qui met le microphone de celle-ci hors-circuit. Par ailleurs, il est probable que la courbe d'amplification requise pour ce type de condition d'écoute ne corresponde pas à la courbe nécessitée par la configuration de la perte d'audition de la personne qui porte la prothèse. Il faut alors considérer l'usage d'une prothèse multi-programmable comportant un type d'ajustement pour le contexte du travail en milieu bruyant et un autre pour les autres situations.

En somme, moyennant certaines dispositions techniques, il s'avère tout à fait possible de réunir les conditions pour qu'une personne présentant une surdité exigeant une correction auditive puisse travailler en milieu relativement bruyant et ce, même lorsque la perception de signaux avertisseurs de danger est nécessaire.

## Références bibliographiques

1. Canadian Human Rights Reporter, 1987, 8: Décision 628.
2. Mayo, J. (1988) Le rôle de la charte québécoise dans le processus d'intégration des personnes handicapées. Canadian Human Rights Reporter, 9: C/88.1-6.
3. Héту, R. (1988) Ergonomic considerations on personal hearing protection. C.O.P.E. 88, pp. 335-352 [paru également dans: Occupational Health and Safety, 1990, 17(1): 52-61].
4. Lybarger, S.F. (1978) Selective amplification - a review and evaluation. Journal of the American Audiology Society, 3(6): 258-266.
5. Frank, T. (1980) Attenuation characteristics of hearing aid earmolds. Ear and Hearing, 1(3): 161-166.
6. Brinkmann, K, Serra, M.R. (1982) Acoustical and mechanical properties of earmuff type hearing protectors and their testing. In Alberti, P.W. (Ed.) Personal Hearing Protection in Industry. New York: Raven Press, p. 135.
7. Smith, C.R., Borton, T.E., Mozo, B.T., Camp, R.T. (1980) Insert hearing protector effects. Ear and Hearing, 1(1): 26-32.
8. Mynders, J. (1985) Human Acoustic Couplers. In Sandlin, R.E.(Ed.) Hearing Instrument Science and Fitting Practices. Livonia, MI: National Institute for Hearing Instruments Studies, pp. 313-386.
9. Macrae, J. (1981) A new kind of earmold venting. Hearing Instruments, 32:18-20.
10. Macrae, J. (1982) Venting without feedback. Hearing Instruments, 33:12-16.
11. ANSI S3.19 (1974) Measurement of real-ear protection of hearing protectors and physical attenuation of earmuffs. New York: American National Standards Institute.
12. ANSI S12.6 (1984) Method for the measurement of real-ear attenuation of hearing protectors. New York: American National Standards Institute.
13. Preves, D.A. (1987) Some issues in utilizing probe tube microphone systems. Ear and Hearing, 8(5): 82S-88S.
14. Preves, D.A. (1987) Application of probe microphones for validating hearing aid fittings. In Zelnick, E. (Ed.) Hearing Instrument: Selection and Evaluation. Livonia, MI: National Institute for Hearing Instruments Studies, pp. 149-178.
15. Ringdahl, A. Leijon, A. (1984) The reliability of insertion gain measurements using probe microphones in the ear canal. Scandinavian Audiology, 13: 173-178.
16. Killion, M.C., Revit, L.J. Insertion gain repeatability versus loudspeaker location. Ear and Hearing, 8(5): 68S-73S.
16. MacKenzie, K, Browning, G.C. (1989) The real ear effect of adjusting the tone control and venting a hearing aid system. British Journal of Audiology, 23: 93-98.
17. Hawkins, D. (1987) Variability in clinical ear canal probe microphone measurements. Hearing Instruments, 38: 30-32.
18. Dillon, H. Murray, N. (1987) Accuracy of twelve methods for estimating real ear gain of hearing aids. Ear and Hearing, 8(1): 2-11.
19. Berger, E.H. (1986) Methods of measuring the attenuation of hearing protection devices. Journal of the Acoustical Society of America, 79: 1655-1687.
20. Dirks, D.D. , Gilman, S. (1979) Exploring azimuthal effects with an anthropometric manikin. Journal of the Acoustical Society of America, 66: 696-701.
21. Burkhard, M.D., Sachs, R.M. (1975) Anthropometric manikin for acoustic research. Journal of the Acoustical Society of America, 58: 214-222.

22. Schroeter, J., Poesselt, C. (1986) The use of acoustical test fixtures for the measurement of hearing protector attenuation. Part II: Modeling the external ear, simulating bone conduction, and comparing test fixture and real-ear data. *Journal of the Acoustical Society of America*, 80: 505-527.
23. Kunov, H. , Giguère, C. (1989) An acoustic head simulator for hearing protection evaluation. I: Design and construction. *Journal of the Acoustical Society of America*, 85 (3): 1191-1196.
24. ANSI S3.36 (1985) Manikin for simulated in-situ airborne acoustics measurements. New York: American National Standards Institute.
25. Manuel de l'usager du logiciel *Défectson*: Base de données concernant les protecteurs anti-bruit.
26. Laroche, C., Tran Quoc, H., Héту, R., McDuff, S. Detectsound: A computerized model for predicting the detectability of warning signals in noisy workplaces. *Applied Acoustics*, 1991, 32:193-214.
27. Tran Quoc, H., Héту, R. , Laroche, C. Computerized assessment and prediction of the audibility of sound warning signals for normals and hearing impaired individuals. in Mattila, M. and W. Karwowski (eds.) *Computer Applications in Ergonomics, Occupational Safety and Health*. Amsterdam: Elsevier, 1992 : 105-112.
28. ISO 7029. Acoustique -Seuils d'audition en conduction aérienne en fonction de l'âge et du sexe pour des personnes otologiquement normales. Genève: Organisation Internationale de Normalisation, 1984.
29. Héту, R., Boudreault, V., Fortier, P. , Lemoine, O. , Phaneuf, R. Protocole d'enquête audiométrique en usine bruyante. *Cahier des Notes Documentaires de l'I.N.R.S.(France)*, 1987, 128: 407-415.