

Problématiques associées au développement d'un bouchon d'oreille "intelligent"

Jérémie Voix et Frédéric Laville

jeremie.voix@etsmtl.ca

frederic.laville@etsmtl.ca

Département de génie mécanique

École de technologie supérieure

1100 Notre-Dame Ouest

Montréal (QC), H3C 1K3

Introduction

1.1. Le bruit industriel : un fléau mondial

Un grand nombre d'individus sont exposés à des niveaux de bruits dangereux pour leur système auditif. Si l'on s'en tient à la limite légale d'exposition au bruit de 90 dB(A) 8 heures par jour, le nombre de travailleurs et travailleuses à risque de perdre l'audition au Québec est estimé à 400 000 (Fédération des travailleurs et travailleuses du Québec 1998), soit environ un travailleur sur cinq, et ce nombre atteint 500 000 (Commission de la santé et de la sécurité au travail 1998) si l'on prend la limite de 85 dB(A) recommandée internationalement. Ce dernier nombre devient 30 millions à l'échelle de l'Amérique du nord (NIOSH 1998) et 120 millions à l'échelle planétaire (Organisation mondiale de la santé (OMS) 2001). En conséquence, la surdité est la maladie professionnelle la plus courante aux USA et au Canada : « La perte de l'ouïe est l'invalidité cachée numéro 1 en Amérique du Nord » traduction libre (World Health Organization 1991).

La surdité est un problème coûteux. Au Québec, selon la CSST, le montant d'une indemnité individuelle pour surdité professionnelle peut varier de 500 à 26 000 \$ (Commission de la santé et de la sécurité au travail 1998). Au total, de 1993 à 2002, il en aura coûté près de 95 millions \$ pour l'indemnisation de toutes les surdités professionnelles au Québec (CSST DSGI - Service de la statistique 2003), tandis qu'il en coûte 39 millions \$US annuellement aux USA (Nykaza and Frank 2003). Aux États-Unis, l'institut OSHA indique, qu'en 1992, les coûts (directs, indirects et administratifs inclus) pour les maladies professionnelles s'élevaient à 26 milliards \$US (OSHA 1992). Selon *Earmarl Otology Network*, un réseau médical américain, chaque procès pour réclamation coûte environ 75 000 \$US. Les conséquences économiques ont tendance à s'aggraver si on prend comme indicateur le nombre de travailleurs effectuant des réclamations et recevant de l'argent pour la perte d'ouïe en milieu de travail : ce nombre a triplé entre 1991 et 1999 selon l'institut NIOSH (NIOSH 1998) et a presque doublé entre 1995 et 1999 dans l'état de Washington (Tri City Herald Sept. 16 1999).

1.2. La protection individuelle, seule solution économique à court terme

Face à ce fléau, il y a, bien sûr, la législation qui fixe les limites d'exposition à ne pas dépasser et

préconise la réduction du bruit à la source comme mesure prioritaire. Dans de nombreux cas, cette diminution du bruit à la source est techniquement possible et il arrive même qu'elle (lors de la conception initiale des machines, par exemple) soit moins coûteuse à terme que l'utilisation généralisée des protecteurs auditifs (Fédération des travailleurs et travailleuses du Québec 1998). Cependant, ce constat doit être nuancé par la grande diversité des sources de bruit et la complexité des mécanismes physiques de génération de bruit souvent « contre intuitifs » pour les concepteurs d'équipements industriels. Il n'existe, en effet, dans la pratique, aucune solution « toute faite » qui garantisse à tout coup une conception à faible niveau de bruit pour les machines et équipements industriels. Pour présenter ce problème plus en détails, les différentes situations de réduction du bruit ont été regroupées dans ce qui suit en quatre catégories distinctes : celle où les techniques classiques de réduction du bruit sont applicables, celle où la re-conception acoustique est nécessaire, celle où un changement fondamental de procédé est indispensable et enfin celle où seule la protection individuelle est envisageable.

- Les **techniques classiques de réduction du bruit** consistent en des encoffrements des découplages mécaniques, la minimisation des surfaces rayonnantes, etc. Ces techniques sont très bien documentées dans des guides (Commission de la santé et de la sécurité au travail 1998) et rapports techniques (Organisation internationale de normalisation 1995), sont souvent efficaces et permettent rapidement des réductions initiales du bruit assez conséquentes. Elles entraînent généralement un surcoût et amènent parfois des contraintes d'utilisation supplémentaires, mais ces inconvénients peuvent être contrebalancés par la valeur ajoutée que possède un tel équipement « discret » (Tourret and Bockhoff 1995).

- La **re-conception acoustique** intervient lorsque les techniques « classiques » sont insuffisantes. Elle consiste en une réingénierie soignée de l'équipement via une étude des mécanismes fins de génération du bruit et requiert donc de l'ingénieur de solides compétences en conception acoustique de machines, ces compétences demeurent l'apanage de peu de spécialistes à cause du peu de formation dans ce domaine. Quelques exemples où les auteurs de ce texte ont été impliqués sont les projets de réduction du bruit de systèmes surpresseurs fixes (Voix 1997; Beslin 2002), du bruit de rivetage (Dessureault 1995) ou du bruit d'ébarbage de pièces métalliques (Laville 1998). Ces étapes de réingénierie sont généralement onéreuses, mais peuvent parfois conduire à des solutions étonnamment peu coûteuses, malheureusement souvent dédiées à un type particulier d'équipement. Par ailleurs, la commercialisation de telles solutions originales et efficaces restent à ce jour un problème, car ces équipements « discrets » n'ont de valeur que si les manufacturiers et les utilisateurs sont sensibilisés au problème du bruit et de ses conséquences sociétales : par exemple, les projets de scies silencieuses (Nicolas 1995) ou de systèmes surpresseurs mobiles à faible bruit (Papineau 2002) restent non commercialisés à ce jour.

- Le **changement fondamental de procédé** est parfois nécessaire lorsque les procédés utilisés sont bruyants dans leur principe même. Ainsi, lorsque les forces mises en jeu au sein d'un équipement sont discontinues dans le temps, l'équipement est susceptible de générer du bruit et il sera en pratique très difficile de limiter les sons sans en restreindre les performances ou sans changement fondamental du procédé. Par exemple, toutes les opérations faisant appel à l'énergie cinétique pourraient être remplacées par une force continue d'amplitude équivalente : l'emboutissage de pièces métalliques (force transitoire appliquée mettant en jeu l'inertie du poinçon) serait remplacé par une opération de formage à basse vitesse, de même le forage minier pourrait ne plus avoir recours à la percussion de la roche, mais plutôt à l'action de vérins hydrauliques de très hautes puissances, etc. Malheureusement, ces changements fondamentaux du procédé à l'origine du bruit requièrent des technologies qui ne sont généralement pas disponibles ou dont le coût est absolument prohibitif, ce qui fait qu'en pratique cette approche est peu utilisée.

- Seule la **protection individuelle** est envisageable dans certaines situations où l'exposition « professionnelle » au bruit est dangereuse mais où la réduction à la source n'est pas absolument pas souhaitable. Ces situations ne sont pas toujours issues du monde industriel mais plutôt associées à une profession particulière, telle que, par exemple, musicien d'orchestre. Dans ce dernier cas, aucune alternative à la protection individuelle n'est envisageable (sauf à utiliser des instruments en versions électroniques pour les pratiques et les répétitions!)

En conclusion, lorsque la réduction du bruit à la source est techniquement possible (par des techniques classiques, re-conception ou changement fondamental de procédé), sa mise en œuvre reste souvent difficile pour des raisons économiques, ce qui fait que ses bénéfices à grande échelle ne sont pas attendus dans un futur proche. La protection individuelle des travailleurs et des travailleuses reste donc la seule solution économique à court terme, c'est la solution la plus répandue.

1.3. Les problèmes des protections individuelles disponibles sur le marché

Les dispositifs de protection auditive disponibles sur le marché ne sont pas toujours très bien acceptés ou très bien utilisés.

En effet, ils sont **peu** utilisés pour deux raisons rapportées par de nombreux auteurs. La première est son inconfort, souvent à cause du contact et de la friction sur la peau, de l'excès de chaleur ou de l'entrave aux mouvements, mais aussi parce les dispositifs de protection auditive ne sont pas ajustables à une morphologie particulière (Berger 1980; Alberti, Riko et al. 1981; Berger 1981). La deuxième raison est la gêne importante qu'ils représentent dans la communication entre les travailleurs et à la perception des signaux d'alarme, parce que leur atténuation acoustique n'est pas uniforme en fonction de la fréquence et n'est pas modulable en efficacité (Berger 1980; Wilkins 1984; Wilkins and Martin 1987; Suter 1992; Christian 1999). L'entrave à la perception des signaux d'alarme peut, par ailleurs, être quantifiée au moyen de logiciels, tels que « Détecson » (Laroche, Héту et al. 1991; Zheng, Giguère et al. 2003; Zheng, Laroche et al. 2003), capables de prédire les capacités de détection des signaux utiles de travailleurs atteints de surdité attribuable au bruit ou à l'âge. Tous ces défauts expliquent que, trop fréquemment, les travailleurs exposés au bruit ne portent leurs protections que de façon intermittente et ne sont donc pas protégés adéquatement.

Les protecteurs auditifs sont également **mal** utilisés car il est impossible (Berger 1993; Berger 1996) de connaître l'atténuation effective qu'ils procurent dans des conditions réelles d'utilisation car les mesures normalisées sont basées sur une détermination en laboratoire du seuil d'audition sur un groupe restreint d'individus (ANSI 1974; CSA 2002) et il est en pratique impossible d'offrir au travailleur le niveau d'atténuation que son environnement sonore requiert (Héту 1994).

La bonne utilisation des protecteurs auditifs pose un problème particulier dans le cas des travailleurs présentant une perte auditive (professionnelle ou non). Ceci est illustré dans un guide pratique sur les bouchons d'oreille moulés (Fortier 2004). En effet, les difficultés rencontrées par ces travailleurs pour reconnaître la parole et les signaux d'alarme noyés dans le bruit sont beaucoup plus complexes que chez les sujets ontologiquement normaux. La physiologie et le fonctionnement comparé de la cochlée saine et endommagée sont bien documentés dans plusieurs références dont l'ouvrage de Moore (Moore 1989) et les capacités de reconnaissance de la parole dans le bruit chez ces travailleurs ont été étudiées en détails, une synthèse en est présentée par Berger (Berger 1980). Cependant, la mise en œuvre pratique de moyens de protéger efficacement ces travailleurs reste difficile. Trois difficultés rencontrées sont présentées. La première est qu'aucune norme relative à la sélection des protecteurs auditifs « classiques » ne prend en compte une surdité préexistante, voire par exemple les normes CSA Z94.2 (CSA 2002), ANSI S3.19 (ANSI 1974), ANSI S12.6 (ANSI 1997), ISO 4869 (ISO 1990; ISO 1994), AS1270 (AS/NZS1270 2002), EN458 (EN458 1996). La deuxième difficulté est qu'il n'existe pas de façon simple, en pratique, de protéger adéquatement les travailleurs ayant une perte auditive : autant il est évident que le seuil protégé d'un travailleur ayant une perte auditive rend très difficile la perception de la parole et des signaux d'alarme noyés dans le bruit, même si ce dernier a un niveau modéré, autant il ne semble pas forcément avantageux de diminuer pour autant la protection offerte par le protecteur auditif, car elle deviendrait alors insuffisante lorsque le son est plus élevé. La troisième difficulté relève de l'utilisation délicate de prothèses auditives pour ces mêmes travailleurs présentant une perte auditive: autant la prothèse éteinte constitue généralement un excellent protecteur auditif, autant elle devient, en fonctionnement, une dangereuse source d'exposition sonore (Héту, Quoc et al. 1994); quant à l'utilisation de prothèse auditive sous un protecteur auditif de type serre-tête, elle reste encore à l'étude (NIOSH 1998).

1.4. Le besoin d'un protecteur auditif "intelligent"

Le développement d'un protecteur auditif capable de répondre adéquatement à chacun des problèmes évoqués ci-dessus a été la motivation de la recherche entreprise ; un tel produit devrait être confortable et "intelligent" de par le fait qu'il puisse permettre : (1) la mesure exacte de ses performances acoustiques, (2) l'adaptation de son efficacité en fonction des besoins du travailleur, à long terme, c'est-à-dire pour une exposition moyenne donnée ou, à très court terme, pour des niveaux de bruit fluctuants rapidement dans le temps et (3) le filtrage "discriminant" de la parole ou des signaux d'alarme noyés dans le bruit, en tenant compte également de la condition auditive du travailleur (à la façon d'une prothèse auditive). Les trois problématiques (SST, technique et scientifique) associées au développement de ce produit sont présentées dans la section 2.

2. Problématiques associées au développement d'un bouchon d'oreille « intelligent »

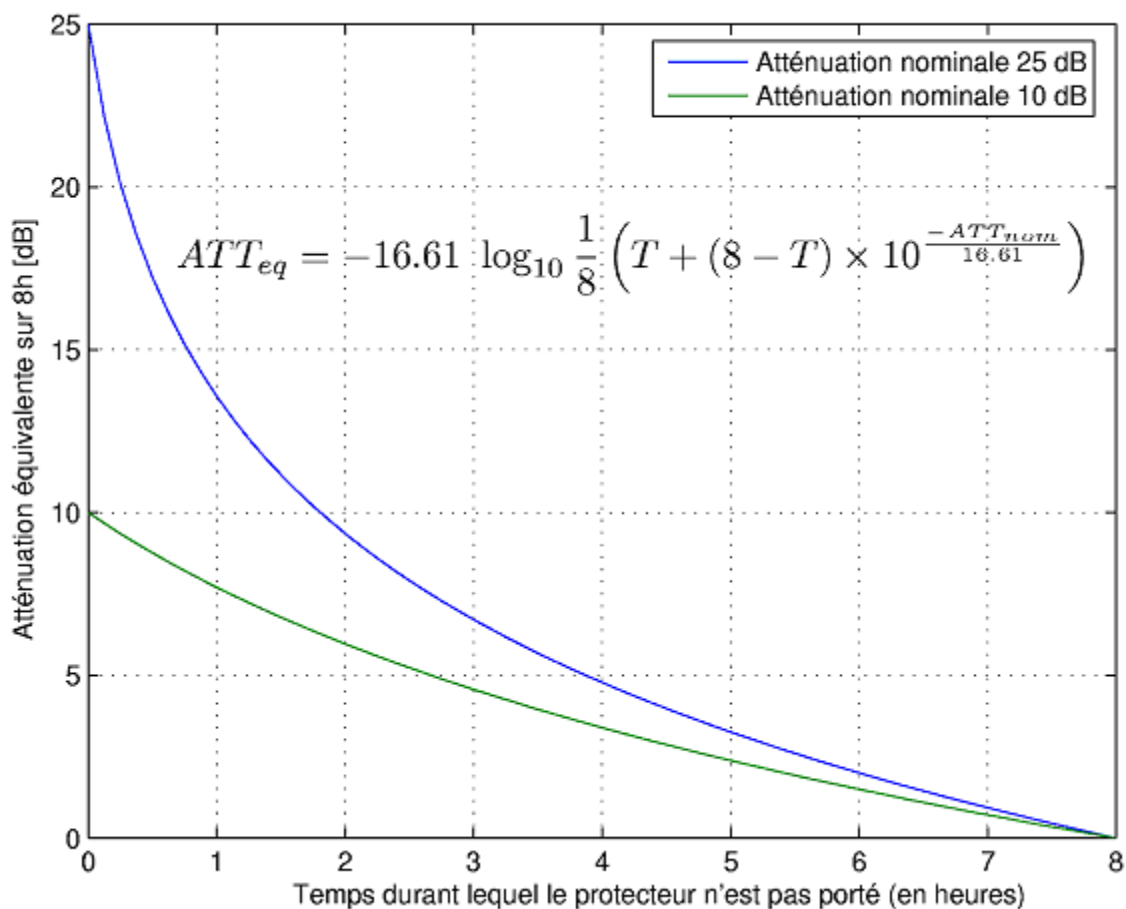
2.1. Problématique "Santé et sécurité au travail"

La problématique "Santé et sécurité au travail" est la mise au point d'un protecteur auditif pouvant être porté continuellement (car confortable et permettant la perception des signaux utiles) et dont les performances terrains sont mesurables.

2.1.1. Importance du port continu d'un protecteur auditif

Il est essentiel qu'un protecteur auditif soit porté continuellement sans quoi son efficacité cumulée est grandement diminuée. Le graphique présenté sur la figure 1 illustre bien la rapidité avec laquelle l'efficacité de protection d'un protecteur est réduite lorsque ce dernier est porté de façon intermittente. Ainsi, un protecteur dont l'atténuation nominale est de 25 dB (courbe supérieure sur la figure 1) voit celle-ci amoindrie à une atténuation équivalente de 17 dB environ lorsqu'il a été enlevé seulement 30 minutes durant une journée de 8 heures! La comparaison de la décroissance de l'atténuation effective entre un protecteur performant (atténuation nominale de 25 dB) et un peu performant (atténuation nominale de 10 dB) fait également ressortir (ce qui peut paraître paradoxale de prime abord) que plus le protecteur est à la hauteur, plus il doit être porté de façon continue afin que le travailleur puisse en retirer les bénéfices escomptés.

Figure 1 : Atténuation équivalente (ATT_{eq}) sur 8h d'un protecteur auditif porté de façon intermittente en fonction du temps (T) durant lequel il n'est pas porté et de son atténuation nominale (ATT_{nom}). L'expression présentée a été obtenue à partir de la formule de calcul du niveau équivalent de bruit utilisée dans la législation sur la protection de l'audition avec un facteur bissecteur de 5 dB en vigueur au Québec (Loi sur la santé et la sécurité du travail 2001) et aux États Unis.



Les raisons à l'origine du port discontinu des bouchons sont tirées de deux enquêtes et présentées dans les tableaux 1 et 2. Le tableau 1 présente les causes citées par des travailleurs de ligne de production de milieux manufacturiers australiens pour ne pas porter leurs protecteurs auditifs lors de tâches variées, en groupe ou non: les trois principales raisons couramment invoquées sont l'inconfort des protecteurs existants, le besoin d'entendre et les difficultés éprouvées lorsque le niveau de bruit fluctue de façon importante. Le tableau 2 décrit les améliorations souhaitées pour les protecteurs auditifs portés en milieu industriel par des travailleurs danois : un confort accru ainsi qu'une meilleure perception de la parole et du bruit des machines. Elles correspondent bien aux causes recensées dans l'étude australienne et les confirment donc.

Tableau 1 : Raisons couramment invoquées pour ne pas porter un protecteur auditif chez des travailleurs australiens. (Source : Hickson, Phua et al. 1995)

<i>Raison invoquée</i>	<i>Fréquence</i>
Besoin d'entendre	21%
Inconfort	8%
Autre raison	7%
Bruit fluctuant	24%
Sans raison	18%
Environnement non bruyant	14%
Sans réponse	8%
Total	100%

Tableau 2 : Améliorations souhaitées pour les protecteurs auditifs chez des travailleurs danois. (Source : Poulsen and Möller 1996)

<i>Amélioration souhaitée</i>	<i>Fréquence</i>
Entendre les collègues	39%
Plus de confort	16%
Entendre les machines	2%
Autre amélioration	5%
Sans réponse	38%
Total	100%

Pour remédier au problème du port continu, il est donc nécessaire de développer un protecteur auditif qui ne crée pas d'inconfort physique et qui n'altère pas la perception des signaux acoustiques utiles, tels que le bruit des machines, les signaux d'alarme et la parole. Ces deux aspects sont détaillés successivement dans ce qui suit.

a.) Premier aspect : confort du protecteur auditif. Pour pallier au problème du confort, une des approches possibles est de façonner un bouchon d'oreille personnalisé (« sur-mesure ») et réutilisable, utilisant des matériaux bien acceptés par l'oreille (biocompatibles) et parfaitement ajustés à un port continu et confortable du protecteur. Les problèmes de faisabilité technique d'un tel bouchon seront exposés dans la première section (2.2.1) de la problématique technique.

Deuxième aspect : nécessité de percevoir les signaux utiles.

L'oreille humaine est un instrument d'une extraordinaire sensibilité et l'audition un phénomène d'une grande complexité, aussi la mise au point d'une solution technique au problème de filtrage sélectif apparaît d'ores et déjà comme complexe et longue à mettre en œuvre. Par ailleurs, les enjeux techniques soulevés par le « bruit fluctuant » empêchent, en pratique, l'utilisation de simples systèmes passifs. La problématique se situe maintenant à un niveau scientifique qui sera abordé dans la deuxième section (2.3.2).

Cependant, une approche simple et pragmatique au problème de la perception des signaux utiles a récemment été normalisée par l'Union Européenne (EN458 1993; EN458 1996), c'est la recommandation EN458. Elle consiste simplement à s'assurer que l'oreille protégée est exposée à un niveau sonore dans lequel elle sera, au mieux, capable d'effectuer naturellement les différentes tâches mentionnées, notamment la reconnaissance de la parole dans le bruit. Cette recommandation (illustrée par le tableau 3) vise en particulier à éviter les situations de « surprotection » (définies comme étant les cas pour lesquels le niveau de bruit résiduel est inférieur à 70 dB(A)) pour lesquels le travailleur, trop bien protégé du bruit, se trouve complètement isolé de son environnement sonore et encourt alors d'autres risques (accidents). Ces risques associés à la surprotection sont d'ailleurs accrus si le travailleur en question est affecté d'une perte auditive neurosensorielle car la perception de la parole est alors considérablement dégradée (Berger 1980; Michael 2003).

Tableau 3 : Niveaux de protection tels que définis par la recommandation EN458.
(Source : CSA 2002)

Niveau de pression résiduel sous le protecteur (dBA)	Niveau de protection
85 +	Insuffisant
80–85	Acceptable
75–80	Optimal ou Idéal
70–75	Acceptable
Inférieur à 70	Sur-protection

Les problématiques techniques associées à une telle adaptation sont présentées dans la deuxième section (2.2.2) de la problématique technique.

2.1.2. Inadéquation entre les valeurs théoriques et les valeurs réelles « terrain » d'atténuation

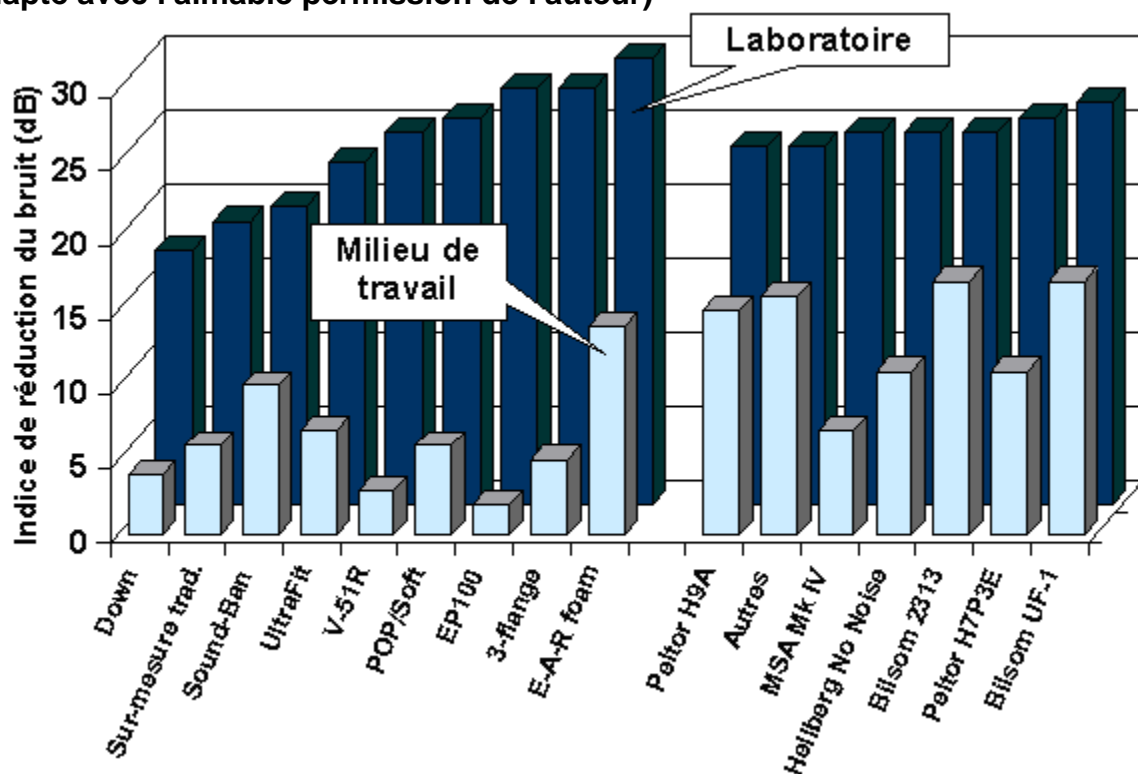
L'atténuation d'un protecteur auditif est caractérisée en Amérique du nord (EPA 1979) par le *NRR* (*Noise Reduction Rating*, c'est-à-dire Indice de réduction du bruit). Bien qu'il existe d'autres façons de caractériser les performances acoustiques des protecteurs auditifs, notamment par l'utilisation des classes et tout récemment des grades au Canada (CSA 2002), c'est, de très loin, l'indicateur le plus couramment utilisé. Le *NRR* est le résultat d'un calcul (équation 1) basé sur la valeur moyenne (notée *REAT* pour *Real Ear Attenuation at Threshold*) et l'écart type (noté *sREAT*) de l'atténuation d'un protecteur auditif mesurés par la méthode des seuils auditifs dans un contexte de laboratoire (par opposition au monde réel) sur un groupe restreint d'individus, 10 selon la norme en vigueur (ANSI 1974) :

$$NRR = 10 \log_{10} \sum_{i=1}^7 10^{\frac{100+C^i}{10}} - 10 \log_{10} \sum_{i=1}^7 10^{\frac{100-A^i-REAT^i+2\sigma_{REAT}^i}{10}} \tag{1}$$

où A^i et C^i sont les valeurs des pondérations A et C pour les bandes d'octave de 125 Hz ($i=1$) à 8000 Hz ($i=7$); les fréquences de 3150 et 6300 Hz utilisées en audiométrie tonale ont été omises, par souci de simplification.

La méthode de calcul et plus particulièrement la méthodologie de mesure ont été l'objet - à juste titre - de nombreuses critiques (Berger 1993) et il ressort aujourd'hui que cet indicateur (pourtant largement utilisé en Amérique du nord) n'est pas représentatif des performances de « terrain » des protecteurs auditifs. Le graphique présenté dans la figure 2 illustre bien la non représentativité de ces valeurs de *NRR* : non seulement celles-ci sont-elles très différentes des valeurs obtenues dans la pratique (« terrain »), mais en plus, l'ordre relatif n'est pas conservé! Ainsi, un protecteur théoriquement excellent (*NRR* de 27 dB pour le « EP-100 ») peut ne procurer que 2 dB d'atténuation en pratique, tandis qu'un protecteur théoriquement inférieur (*NRR* de 19 dB pour le « Sound-Ban »), protégera beaucoup mieux en pratique avec un *NRR* de 7 dB!

Figure 2 : Comparaison entre les *NRR* publiés en Amérique du Nord (valeurs en provenance des tests de laboratoire) et les valeurs réelles obtenues en milieu de travail selon 20 études indépendantes. Les 9 colonnes de gauche sont des produits de type « bouchon d'oreille », tandis que les celles de droites sont des produits de type « serre-tête ». (Source : Berger 2000. Adapté avec l'aimable permission de l'auteur)



La conséquence directe de cette inadéquation a été, aux États-Unis, la politique de déclassement (*derating*) recommandée par l'association OSHA (OSHA 1998); elle consiste à systématiquement diminuer de 50% les valeurs du *NRR* des bouchons d'oreille afin qu'elles soient plus réalistes. Néanmoins, en pratique, il demeure impossible par la simple utilisation de la valeur du *NRR* d'un protecteur auditif de s'assurer que la protection d'un travailleur sera adéquate. Cette incertitude serait levée par l'utilisation d'un protecteur auditif aux performances acoustiques rigoureusement mesurables pour chaque travailleur. La problématique technique associée à un tel système de mesure sera présentée dans la troisième section (2.2.3) de la problématique technique et la problématique scientifique dans la troisième section (2.3.3) de la problématique scientifique.

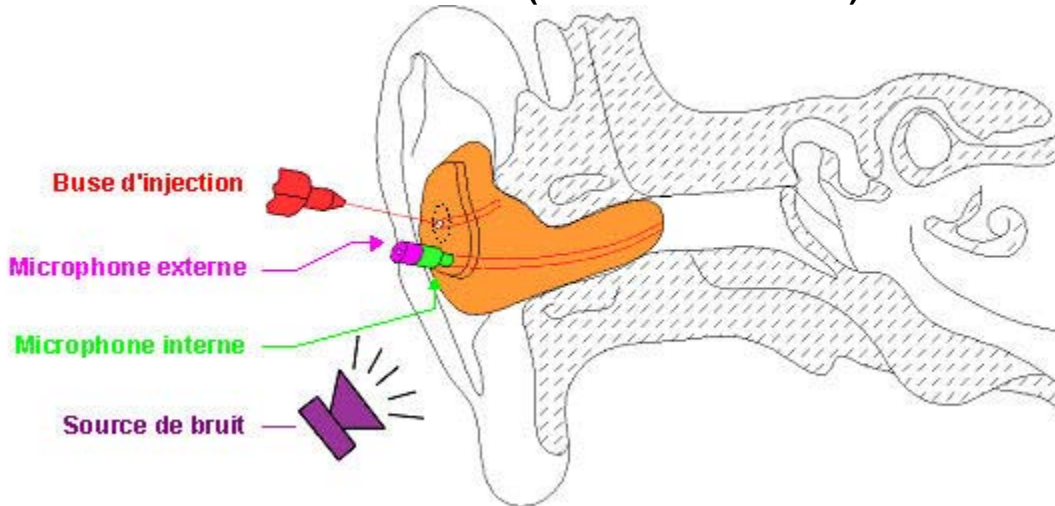
2.2. Problématique technique

2.2.1. Un bouchon d'oreille adapté à la morphologie individuelle et biocompatible

Les besoins identifiés au paragraphe 2.1 en terme de santé et sécurité au travail poussent au développement d'un protecteur auditif qui soit sur mesure, confortable et biocompatible. Or, la réalité du marché invoque les pressions économiques qui ont, jusqu'à présent, toujours poussé les manufacturiers à développer des « produits de masse » aux formes génériques (« *taille unique* »), économiques et

jetables (Frost and Sullivan 2002). La compagnie canadienne SONOMAX a mis au point (McIntosh and Saulce 2004) un protecteur auditif de type bouchon d'oreille qui puisse à la fois répondre aux besoins des travailleurs (produit personnalisé) et aux contraintes du marché (produit de masse). Ce bouchon est composé d'un noyau de forme générique recouvert d'une fine membrane de silicone entre lesquels il est possible d'injecter de la silicone thermodurcissable afin d'ajuster très précisément le bouchon à la forme du conduit auditif du travailleur (figure 3). Il est ainsi possible, après quelques minutes de durcissement, d'obtenir un bouchon d'oreille parfaitement ajusté à l'oreille et composé d'un matériau souple, résistant et biocompatible (élastomère de silicone de qualité médicale).

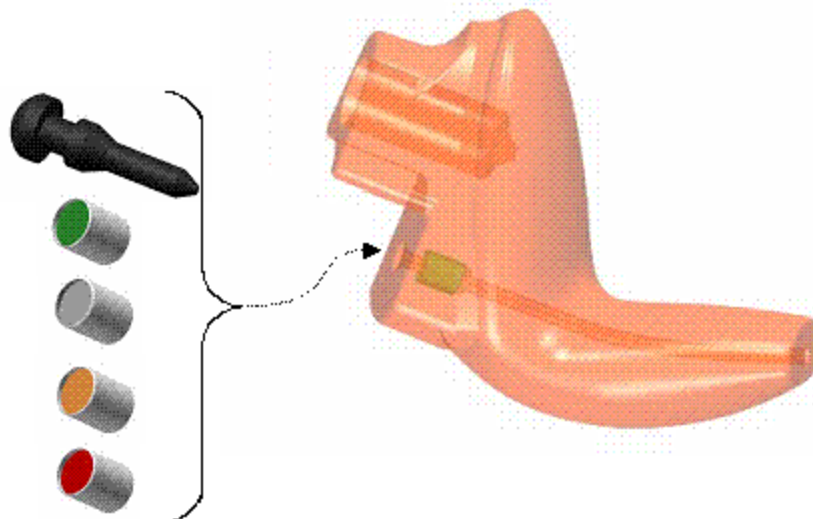
Figure 3 : Schéma de principe du bouchon développé par la compagnie SONOMAX et du système de mesure associé. Source : SONOMAX (Voix et Laville 2004a)



2.2.2. Adaptation du bouchon à l'exposition du travailleur

Appliquer la recommandation EN458 revient à trouver une façon de modifier l'atténuation apportée par chaque protecteur auditif en fonction des besoins exacts du travailleur qui le portera. Le moyen mis en œuvre est illustré à la figure 4 et consiste en une série de petits filtres acoustiques passifs interchangeables pouvant être placés dans le canal de mesure au sein du bouchon. Ces dispositifs peuvent être de simples éléments purement résistifs (*Damper*) dont les valeurs s'échelonne entre 330 et 4700 Ohms (cgs) ou bien un obturateur en plastique. La sélection d'un de ces filtres se fait, à l'aide d'un logiciel *ad hoc*, en tenant compte de l'exposition du travailleur (par bandes d'octaves ou en valeur globale équivalente, telle que le *TWA* « *Time Weighted Average* » ou le niveau équivalent L_{eq}) et de l'efficacité de protection mesurée (à l'aide du système présenté dans la section 2.2.3) sur le bouchon non encore filtré.

Figure 4 : Principe des éléments filtrants interchangeables pouvant être placés dans le canal de mesure du bouchon d'oreille



2.2.3. Un système et une méthode de mesure des performances acoustiques

Le système de mesure acoustique (figure 3) se compose d'une source de bruit à large bande (couvrant tout le spectre audible) et d'une sonde microphonique comprenant un microphone externe de référence et un microphone interne de mesure communiquant avec le conduit auditif occlus grâce à un petit canal de traversant le bouchon d'oreille. Il devient alors possible de mesurer de façon précise la différence de niveau de pression acoustique entre ces deux microphones lorsque le protecteur a été placé par le travailleur lui-même (« *Subject-fit* ») et d'obtenir ainsi une valeur objective et réaliste de l'efficacité de protection du bouchon d'oreille. À partir de cette mesure, présentée en détail dans la problématique scientifique (section 2.3.3), un nouvel indicateur a été proposé par les auteurs (Voix et Laville 2002), le *P-PAR* (*Predicted Personal Attenuation Rating*, soit Indice d'atténuation personnelle estimée). Le *P-PAR* est assimilable à un *NRR* qui serait le fruit d'une mesure objective (et non d'une évaluation subjective), sur un travailleur en particulier (et non sur un échantillon de population) et dans des conditions réalistes de port du protecteur auditif (et non dans des conditions de laboratoire).

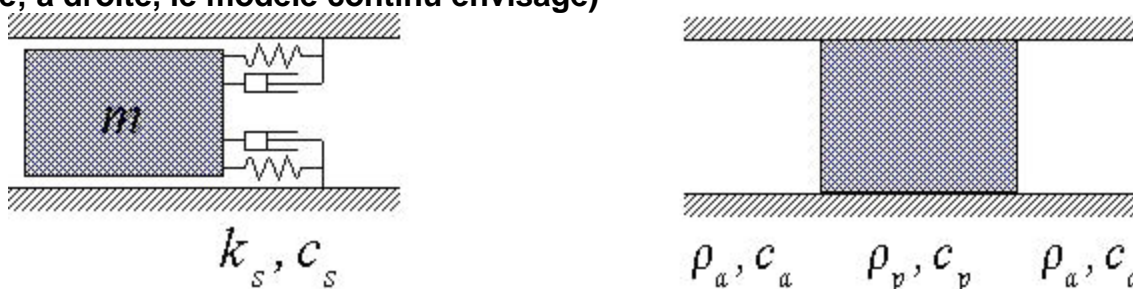
2.3. Problématique scientifique

La problématique scientifique touche trois disciplines scientifiques distinctes qui correspondent aux trois sections de cette partie : premièrement, la **modélisation de systèmes physiques** pour l'identification des paramètres déterminant du nouveau bouchon ainsi obtenu; deuxièmement, le **traitement de signal** pour le filtrage sélectif du bouchon et, troisièmement, **l'instrumentation et la mesure acoustique** pour la détermination de l'atténuation effective du bouchon.

2.3.1. Identification des paramètres clefs déterminants les performances d'un protecteur auditif intra-auriculaire

Les protecteurs auditifs supra auriculaire ont depuis longtemps été modélisés sous forme de système mécano-acoustique (Wilkie 1952; Benox Report 1953; Zwislocki 1955; Zwislocki 1955). Plus récemment, les protecteurs auditifs intra auriculaires ont été formalisés plus finement, notamment par la prise en compte des caractéristiques de fuite acoustique (Shaw 1982) et du couplage mécanique avec le conduit auditif (Schroeter and Els 1980; Hahn 1985). Cependant, toutes ces modélisations considèrent le bouchon d'oreille comme une simple masse (modèle de corps rigide) mise en mouvement à l'intérieur du conduit auditif (modèle de raideur et d'amortissement), conduisant à un système classique masse (m) - ressort (k_s) - amortisseur (c_s), tel que présenté sur le schéma de la figure 5. Ces modèles considèrent que le matériau utilisé pour le protecteur est suffisamment rigide, dense ou visqueux afin que la conduction acoustique au travers de ce dernier soit négligeable (Zwislocki 1955). Ce qui était à l'époque vrai pour l'ensemble des bouchons disponibles (Benox Report 1953), composés soit de plastiques relativement rigides, soit de mousses très fortement amorties, n'est plus nécessairement vrai dans le cas d'un bouchon d'oreille composé d'un élastomère de silicone relativement élastique et peu amorti. La nouveauté de l'utilisation de ce produit est probablement la principale explication du fait qu'aucun modèle mettant en évidence un tel phénomène de propagation du son à travers le matériau du bouchon d'oreille n'a pu être trouvé dans la littérature.

Figure 5 : Modèle mécano acoustique d'un bouchon d'oreille (à gauche, le modèle discret classique; à droite, le modèle continu envisagé)



La modélisation envisagée s'appuie sur une formulation continue du passage de l'air à un milieu caractérisé par une masse volumique ρ_p et par une célérité des ondes c_p ; elle est abordée en étroite

relation avec des mesures expérimentales; elle doit permettre de répondre aux questions suivantes :

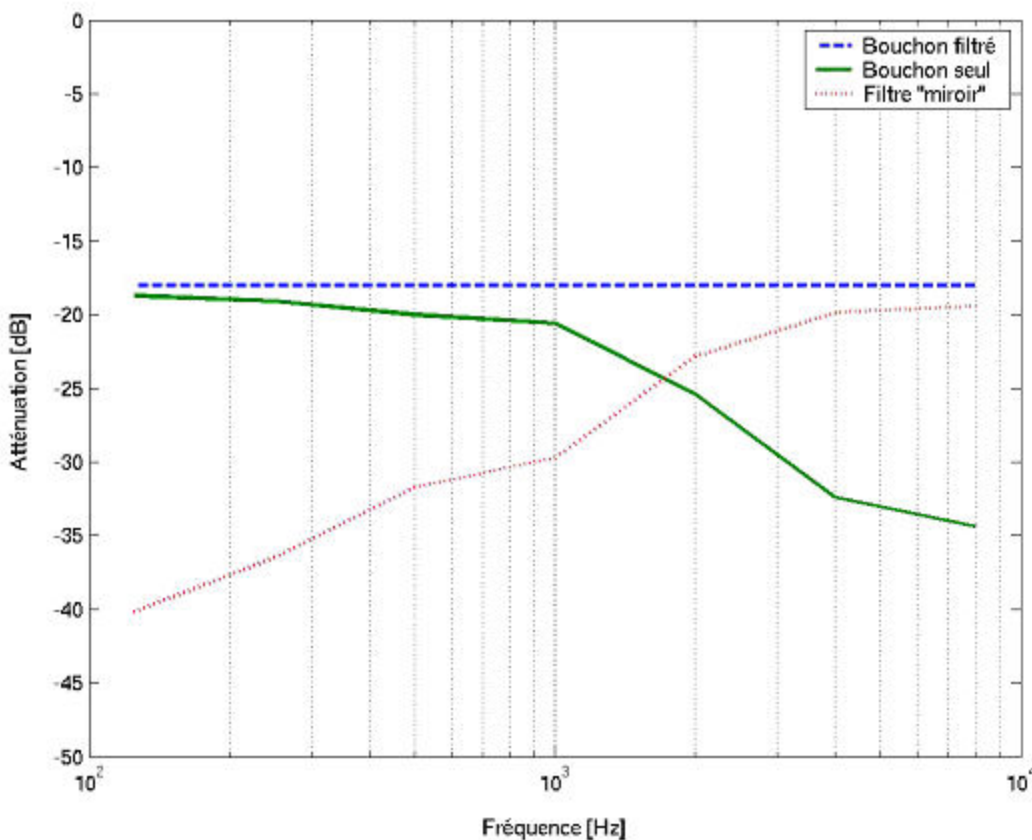
- Selon quel principe mécanique le bouchon d'oreille protège-t-il du bruit ?
- Quels sont les paramètres clés pour le modèle continu envisagé ?
- Comment prendre en compte les effets dus au couplage mécanique et acoustique avec le conduit auditif ?

2.3.2. Systèmes de filtrage sélectifs adaptés au bruit en milieu industriel

L'approche simple et pragmatique des objectifs de protections, en termes de niveau de bruit résiduel (Recommandation EN458 présentée dans la section 2.1.1), est limitée, d'une part, parce qu'elle ne tient compte que des niveaux globaux d'exposition et ne se soucie pas du contenu spectral du bruit résiduel et, d'autre part, parce que les moyens techniques envisagés (présentés dans la section 2.2.2) font appel à des filtres acoustiques passifs dont les caractéristiques fréquentielles sont fixes dans le temps (non adaptatives). Tel que détaillé dans la section 2.1.1, le filtrage envisagé devrait être capable de discrimination entre le bruit indésirable et les signaux utiles (parole, signaux d'alarme), de reproduire fidèlement le contenu spectral du bruit mais, également, d'ajuster automatiquement le degré de protection selon l'exposition du travailleur au bruit. Les pistes de solution associées sont :

1. Le rehaussement de la parole bruitée et l'amélioration de son intelligibilité à l'aide de techniques issues du milieu de la prothèse auditive ainsi que des télécommunications numériques.
2. La détection numérique, le débruitage ou la re-synthèse des signaux d'alarme afin que ceux-ci soient perceptibles en tout temps.
3. L'égalisation fréquentielle du bruit résiduel afin de s'assurer que son contenu spectral est identique à celui d'origine.
4. L'ajustement automatique du filtrage effectué en fonction de l'environnement sonore du travailleur.

Figure 6 : Modélisation de l'atténuation uniforme du bouchon filtré obtenue par l'association du bouchon seul et du filtre « miroir »



Une première approche intéressante serait de concevoir un filtre « miroir » dont la réponse fréquentielle

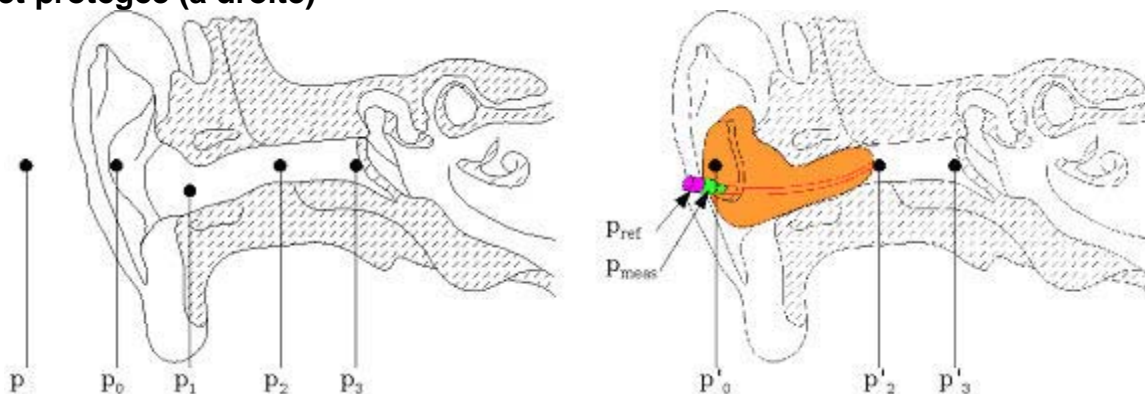
compense parfaitement la réponse du bouchon non filtré afin d'obtenir une atténuation résultante qui soit identique pour toutes les fréquences utiles. Un tel filtre (dont les caractéristiques fréquentielles théoriques sont présentées à la figure 6) conduirait à un bouchon filtré dont l'atténuation serait uniforme et qui permettrait ainsi de conserver le contenu spectral des signaux d'origine. De tels bouchons « à atténuation uniforme » existent sur le marché depuis une quinzaine d'années, tels que les « Musicians Earplugs » de Ethymotic Research (Killion 1989), les « Ready-Fit High Fidelity Earplugs » de Aearo/Ear (Killion, Steward et al. 1992) ou encore les bouchons « Natural Sound Technology » de Bilsom (Hiselius and Nilsson 2002) et il a, par ailleurs, déjà été prouvé que même si ce système n'a pas recours au rehaussement actif de la parole ou des signaux d'alarme, il permet une meilleure intelligibilité de la parole et des signaux d'alarme noyés dans le bruit (Letowski, Vaughan et al. 1998; Hiselius 2000). Cette solution a l'avantage d'être économique (l'élément clef du filtrage étant une simple membrane plastique), mais elle est limitée en performance et l'atténuation n'est véritablement « uniforme » que lorsque moyennée pour un grand nombre d'individus et uniquement aux quelques fréquences considérées (valeurs centrales des bandes d'octaves de 125 à 8000 Hz).

Cette première approche du filtre « miroir » est non adaptative (de même que l'était l'approche avec des éléments purement résistifs présentés dans la section 2.2.2), ce qui limite son intérêt pratique car les niveaux de bruit fluctuent au cours de la période de travail; la probabilité que le travailleur soit surexposé par moment et surprotégé à d'autres est donc grande, et ce, avec tous les risques que cela implique. Par ailleurs, la prise en compte des conditions auditives du travailleur n'est, à toute fin pratique, pas possible avec ces filtres à réponse fréquentielles fixes, ce qui limite donc l'intérêt pratique de telles approches.

Une deuxième méthode beaucoup plus complexe, mais au potentiel très prometteur, consiste à utiliser des systèmes de filtrage adaptatif (dont les caractéristiques fréquentielles sont adaptées de façon continue), cela permettrait d'ajuster instantanément le filtrage effectué en fonction de l'environnement sonore du travailleur (en particulier pour des bruits fluctuants). Par ailleurs, ces systèmes adaptatifs permettraient aussi l'utilisation d'algorithmes de rehaussement de parole, de rehaussement des signaux d'alarme et de contrôle actif du bruit. La réalisation de tels filtres numériques hautement miniaturisés est aujourd'hui courante dans le domaine de la prothèse auditive et il deviendrait même envisageable de fusionner ces fonctionnalités de protection auditive (protecteur auditif) à celle d'aide auditive (prothèse auditive), voire même d'interface de communication (captation tympanique de la parole permettant la communication radio ou téléphonique duplex, la commande vocale de machines, etc.).

2.3.3. Méthode de mesure objective de l'atténuation effective d'un protecteur auditif intra auriculaire

Figure 7 : Localisation des points de pression acoustique dans une oreille non protégée (à gauche) et protégée (à droite)



La méthode de mesure envisagée dans la section 2.2.3 est du type « semi objective », puisqu'elle repose sur des mesures microphoniques sur un bouchon placé dans l'oreille du travailleur. Elle doit pouvoir relier la mesure du *NR* (*Noise Reduction*), c'est-à-dire la différence de niveau de pression acoustique entre les microphones externe (pression p_{ref}) et interne (pression p_{mes}) à l'atténuation *REAT* (« *Real Ear Attenuation at Threshold* ») qui serait rapportée par le travailleur s'il était testé par la méthode des seuils audio métriques. La méthode développée par les auteurs (Voix et Laville 2002) s'appuie sur la notion de « compensation » qui est la somme des 5 termes correctifs, présentés dans l'équation 2, reliant le *NR* au

REAT.

$$REAT = NR + \left(TFOE + 20 \log_{10} \left(\frac{P_{mes}}{P_{'2}} \right) + 20 \log_{10} \left(\frac{P_{'2}}{P_{'3}} \right) + 20 \log_{10} \left(\frac{P}{P_{ref}} \right) + PN \right) \quad (2)$$

Ces 5 termes correctifs sont respectivement :

1. la fonction de transfert de l'oreille externe, *TFOE* (*Transfer Function of the Outer Ear*), qui correspond à la différence entre le niveau de la pression acoustique (p_3) au tympan et le niveau de la pression acoustique (p) au centre de la tête en l'absence du travailleur;
2. la correction entre la mesure microphonique p_{mes} et la pression sur la face interne du bouchon $p'2$ (comprend essentiellement la correction due à l'effet du tube de mesure);
3. la correction entre la pression sur la face interne du bouchon $p'2$ et la pression tympanique $p'3$ (comprend essentiellement la résonance du conduit auditif occlus);
4. la correction entre la pression acoustique en champ libre p et la pression mesurée par le microphone de référence p_{ref} (comprend essentiellement les termes de diffraction de la tête et du torse);
5. le bruit physiologique de masquage, *PN* (*Physiological Noise*) présent lors des mesures des seuils audio métriques de l'oreille occluse.

Il devient ensuite possible, à partir de cette mesure indirecte de l'atténuation, de calculer toutes sortes d'indicateurs pour valider l'efficacité du bouchon (Voix et Laville 2004b) et de s'assurer que celui-ci convient bien au niveau global d'exposition du travailleur.

3. État du développement

Un projet de collaboration a été initié en 1999 entre l'École de technologie supérieure et la compagnie SONOMAX SANTÉ AUDITIVE INC. pour le développement d'un bouchon d'oreille « intelligent ». Le premier auteur, étudiant à temps plein à l'ÉTS, consacre précisément son doctorat à la mise au point d'un « bouchon d'oreille intelligent » tel que présenté dans les paragraphes précédents. Ce projet académique a été grandement facilité, dès ses débuts, par la participation régulière de l'étudiant aux activités de recherche et développement de la compagnie et lui a également permis de rapidement saisir les enjeux pratiques d'un tel projet de développement. Depuis 2001, un programme de recherche et développement coopérative (RDC) du Conseil national de recherches en sciences naturelles et en génie du Canada (CRSNG) a été initié conjointement entre l'ÉTS et SONOMAX afin de développer des algorithmes de filtrages pouvant être utilisés au sein d'un futur bouchon d'oreille numérique.

3.1. Synthèse des développements prévus

Le tableau 4 est utilisé pour présenter, sous forme synthétique, tous les éléments techniques et scientifiques associés à ce projet et pour montrer également les liens entre les différentes problématiques évoquées dans les paragraphes précédents.

Tableau 4 : Aspects clefs des problématiques associées au développement d'un bouchon d'oreille « intelligent ». Légende : les parties claires correspondent à des développements achevés; les parties gris clair correspondent à des développements pouvant bénéficier d'améliorations par l'utilisation des techniques de filtrage numérique; les parties gris foncé correspondent aux développements en cours.

	Problématique SST	Problématique technique	Problématique et disciplines scientifiques
P o r t c o n t i n u	Confort physique	Bouchon « sur mesure » <ul style="list-style-type: none"> • adapté à la morphologie individuelle • accepté par l'oreille (biocompatible) 	Modélisation du comportement du bouchon (Modélisation de systèmes physiques)
	Confort de perception (accessibilité aux signaux acoustiques utiles)	Bouchon adaptable à l'exposition sonore	Développement d'un système de filtrage sélectif (Traitement du signal)
P e r f o r m a n c e	Efficacité réelle connue	Bouchon aux performances mesurables	Mise au point d'une méthode de mesure (Instrumentation et mesure acoustique)

3.2. État d'avancement

Le bouchon d'oreille décrit dans la section 2.2.1, une première génération de filtres acoustiques constituée d'éléments filtrants interchangeables (section 2.2.2) et un système de mesure des performances acoustiques (section 2.2.3) sont commercialisés en Amérique du Nord depuis 2002. Ce système répond complètement aux éléments « Confort physique » et « Efficacité réelle connue » de la problématique SST (tableau 4), ainsi qu'aux éléments associés des problématiques techniques et scientifiques. En particulier, les éléments « Modélisation du comportement du bouchon » et « Mise au point d'une méthode de mesure » sont en cours de rédaction pour publication dans le cadre du travail de doctorat du premier auteur. Par contre, la réponse à l'élément « Confort de perception » n'est que partielle car seuls des éléments filtrants passifs sont utilisés. Les travaux en cours consistent à développer des systèmes de filtrage sélectifs adaptés aux bruits en milieu industriel en utilisant des technologies de traitement numérique du signal; une étape technique importante a récemment été franchie par l'intégration de composants électroacoustiques de prothèses auditives « programmables » au sein du bouchon, rendant ainsi possible l'implémentation de n'importe quel filtrage numérique.

4. Conclusion

Il a été montré que la nocivité de l'exposition au bruit touche une fraction importante des travailleurs dans

le monde entier et que les actions de réduction du bruit à la source, quand elles sont techniquement possibles, sont peu souvent mises en œuvre à cause de problèmes économiques. La protection individuelle, plus économique, reste donc la solution la plus répandue. Malheureusement, les défauts associés aux protecteurs auditifs actuels rendent souvent cette protection peu efficace en pratique. Pallier à ces défauts est la motivation derrière le développement d'un bouchon d'oreille confortable et « intelligent ».

Les problématiques présentées sont variées : elles comportent trois niveaux avec chacun trois éléments.

Le premier niveau est celui de la problématique SST. Les deux premiers éléments sont l'inconfort « physique » des protecteurs auditifs et celui de perception (beaucoup des signaux utiles ne sont plus perceptibles sous un protecteur auditif) qui conduisent à un port non continu des protecteurs, diminuant d'autant leur efficacité. Le troisième élément atteste que les performances réelles des protecteurs ne sont pas connues et rendent très difficile la sélection adéquate d'un type de protecteur pour un travailleur donné (en fonction de son exposition au bruit, mais également de son éventuelle perte auditive).

Le deuxième niveau est celui de la problématique technique. Aux trois éléments SST en correspondent trois autres de nature technique : le premier est l'adaptation morphologique individuelle du bouchon et son acceptation par les tissus de l'oreille externe, le deuxième est le filtrage adaptatif et sélectif du bouchon afin de laisser passer les signaux utiles et le troisième est la mesure des performances acoustiques du bouchon lorsque porté par le travailleur.

Le troisième niveau est celui de la problématique scientifique où les trois éléments précédents s'inscrivent respectivement dans trois disciplines scientifiques : modélisation des systèmes physiques, traitement du signal, instrumentation et mesure.

Les défis associés à ces problématiques ont été relevés, en partie, avec le développement d'un bouchon d'oreille sur-mesure ajusté instantanément à l'oreille du travailleur et dont les performances acoustiques sont mesurables lors du port du bouchon grâce à l'introduction d'une sonde microphonique au sein d'un canal de mesure intégré. L'atténuation offerte par le protecteur obtenu peut ensuite être adaptée aux besoins exacts du travailleur grâce à l'insertion de filtres acoustiques passifs laissant simplement passer plus ou moins d'énergie sonore afin d'éviter les cas de surprotection qui empêchent généralement le travailleur de reconnaître la parole dans le bruit.

Un tel produit répond donc assez complètement aux problèmes de l'inconfort physique et de la mesure de ses performances mais répond encore imparfaitement pour l'instant au problème du confort de perception sonore. En effet, le filtre utilisé n'est pas capable de conserver le contenu spectral de l'environnement sonore du travailleur, ni d'ajuster automatiquement le degré de protection selon l'exposition du travailleur au bruit ou de discriminer entre le bruit indésirable et les signaux utiles (parole, signaux d'alarme). La voie choisie pour satisfaire beaucoup plus adéquatement à ce dernier problème est de passer du filtrage passif au filtrage sélectif actif.

5. Remerciements

Les auteurs expriment leur reconnaissance à la compagnie SONOMAX SANTÉ AUDITIVE INC., à l'IRSST (Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail) et au CRSNG (Conseil de recherches en sciences naturelles et en génie du Canada) pour leur soutien à ce projet.

6. Références

Alberti, P. W., K. Riko, et al. (1981). "The Effectiveness of Hearing Protectors in Practice." Journal of the Canadian Acoustical Association **9**(1): 22.

ANSI (1974). American National Standard Method for the Measurement of Real- Ear Protection of Hearing Protectors and Physical Attenuation of Earmuffs. ANSI S3.19-1974 (R 1990), American National Standard Institute.

ANSI (1997). American National Standards Method for the measurement of Real-Ear Attenuation of Hearing Protectors. ANSI S12.6, American National Standards Institute.

AS/NZS1270 (2002). Acoustics - Hearing Protectors.

Benox Report (1953). An Exploratory Study of the Biological Effects of Noise. ONR Project NR 144079. C. N. o.-T. O. 44. Chicago, The University of Chicago.

Berger, E. H. (1980). The Effects of Hearing Protectors on Auditory Communications. EARLog. **3**.

Berger, E. H. (1980). Hearing Protector Performance: How They Work-and What Goes Wrong in the Real World. EARLog. **5**.

Berger, E. H. (1981). Motivating Employees to Wear Hearing Protective Devices. EARLog. **7**.

Berger, E. H. (1993). The Naked Truth About NRRs. EARLog. **20**.

Berger, E. H. (1996). In Search of Meaningful Measures of Hearing Protector Effectiveness. 21st Annual Conference of the National Hearing Conservation Association, San Francisco, CA.

Berger, E. R., L.; Royster, J.; Driscoll, D.; and Layne, M. (2000). The Noise Manual, American Industrial Hygiene Association (AIHA) Press.

Beslin, O. (2002). Identification, modélisation et réduction du bruit des systèmes surpresseurs fixes et mobiles. Montréal, Canada, IRRSST, Études et recherches / Rapport R-290: 47 pages.

Christian, E. V. (1999). The detection of warning signals while wearing active noise reduction and passive hearing protection devices. Industrial and Systems Engineering. Blacksburg, Virginia, Faculty of the Virginia Polytechnic Institute and State University.

Commission de la santé et de la sécurité au travail, C. (1998). Pour mieux s'entendre - Répertoire des ressources - dc300-303-1. Montréal.

CSA (2002). Hearing Protection Devices - Performance, Selection, Care, and Use. Z94.2-02, Canadian Standards Association.

CSST DSGI- Service de la statistique (2003). Répartition des lésions professionnelles survenues de 1993 à 2002 selon l'année de l'événement pour la nature de la lésion 12610 surdité, Rapport G.R. (D03-344-A) produit le 2003-06-05.

EN458 (1993). Hearing Protectors - Recommendations for selection, use, care and maintenance - Guidance Document EN 458, CEN (European Committee for Standardization).

EN458 (1996). Protection. auditive - Recommandations pour la sélection, l'utilisation, l'entretien et la maintenance.

EPA (1979). Noise Labelling Requirements for Hearing Protectors. Fed. Regist. 44(190), 40CFR Part 211.

Fédération des travailleurs et travailleuses du Québec (1998). Alerte aux décibels - Cahier de formation. Montréal: 4 vol. : ill. + 1 annexe.

Fortier, P. (2004). Mise au point sur les bouchons d'oreille moulés destinés à la protection auditive. Montréal, Agence de développement de réseaux locaux de services de santé et de service sociaux - Programme santé au travail: 35 pages.

Frost and Sullivan (2002). Hearing Protection Market Overview- Report #A087-20.

Hahn, K. S. (1985). The Effect of Variation in EarcanalSkin Parameters on the Behavior of an Ear-Plug Model. Electrical Engineering. Toronto, University of Toronto: 53.

Hétu, R. (1994). "Mismatches between Audiotry Demands and Capacities in the Industrial Work Environment." Audiology **33**: 1-14.

Hétu, R., H. T. Quoc, et al. (1994). Contraintes d'utilisation de la prothèse auditive en milieu de travail bruyant : rapport. Montréal, IRSST Direction des communications.

Hickson, L., S. Phua, et al. (1995). "Use of hearing protectors by factory workers, if not why not?" Occup health Safety - Aust NZ **11**(3): 265-270.

Hiselius, P. (2000). "Benefits of Uniform Attenuation Hearing Protection in the Workplace." Occupational Health and Safety **69**(No. 3): Pg. 50-54.

Hiselius, P. and L. Nilsson (2002). Ear plug and method of manufacturing an ear plug- US Patent #6,427,800, Dalloz Safety AB (Billesholm, SE).

ISO (1990). Acoustique -- Protecteurs individuels contre le bruit -- Partie 1: Méthode subjective de mesurage de l'affaiblissement acoustique. ISO 4869-1, International Standard Organization.

ISO (1994). Acoustique- Protecteurs individuels contre le bruit- Estimation des niveaux de pression acoustique pondéré A en cas d'utilisation de protecteurs individuels contre le bruit. ISO 4869-2, International Standard Organization.

Killion, M. C. (1989). Earplug with improved audibility- US Patent #4,852,683. USA, Etymotic Research, Inc. (Elk Grove Village, IL).

Killion, M. C., J. K. Steward, et al. (1992). Audibility Earplug. US Patent #5,113,967. USA, Etymotic Research.

Laroche, C., R. Hétu, et al. (1991). "Validation of a computerized auditory model for the analysis of warning sounds." Journal of the Acoustical Society of America **90**(no 4): p. 2322.

Laville, F., Thomas, M et Beauchamp, Y. (1998). Études et recherches / Rapport R-177: Réduction du bruit occasionné par les opérations d'ébarbage de pièces d'aluminium coulées. Montréal, Canada, IRSST: 33 pages.

Letowski, T., N. Vaughan, et al. (1998). Speech communication with flat-attenuation hearing protectors. - INTER-NOISE 98, Christchurch, New Zealand.

Loi sur la santé et la sécurité du travail, L. R. Q., c. S-2.1, (2001). Règlement sur la santé et la sécurité au travail, r.19.01, SECTION XV : BRUIT.

McIntosh, I. and R. Saulce (2004). Expandable in-ear device. United States Patent, Sonomax Hearing HealthCare Inc.

Michael, M. p. L. (2003). Status of ANSI S12/WG35: Method for Selecting Hearing Protection to Optimize Communication, Michael&Associates, Inc. - <http://www.michaelassociates.com/ansi/wgdesc.htm>.

Moore, B. C. J. (1989). An introduction to the psychology of hearing. London ; Toronto, Academic Press.

Nicolas, J. (1995). Projet de recherche 095-201: Validation sur le terrain du prototype de scie-lencieuse. Montréal, Canada, IRSST.

NIOSH (1998). Criteria for a Recommended Standard- Occupational Noise Exposure, (National Institute for Occupational Safety and Health).

Nykaza, E. and T. Frank (2003). Smart Hearing Protector. 146th ASA Meeting, Austin, TX.

Organisation internationale de normalisation (1995). Acoustique pratique recommandée pour la conception de machines et d'équipements à bruit réduit : partie 1 : planification. Genève, Organisation internationale de normalisation.

Organisation mondiale de la santé (OMS) (2001). Le bruit au travail et le bruit ambiant, Aide-mémoire N°258 (réf. Lignes directrices, p. X). Organisation mondiale de la santé (OMS).

OSHA (1992). Hearing Conservation, U.S. Department of Labor-Occupational Safety and Health Administration.

OSHA (1998). Technical Manual-Section III- Chapter 5- Noise Measurement, Occupational Safety & Health Administration - U.S. Department of Labor.

Papineau, J.-M. (2002). "Bruit : modérez vos transports ! Un logiciel favorise la conception de silencieux plus efficaces pour les systèmes surpresseurs." Prévention au travail **15**(1), p. 24-25.

Pierre C. Dessureault, F. L., Marc Thomas, Yves Beauchamp, Yves Goudreault, Jacques Masounave (1995). Projet de recherche 095-218: Validation de technologies de réduction du bruit de rivetage. Montréal, Canada, IRSST.

Poulsen, T. and K. Möller (1996). Brug af hørevaern. Laboratoriet för Akustik, Danmarks Tekniske Universitet.

Schroeter, J. and H. Els (1980). Die akustischen Eigenschaften des menschlichen Kopfes (The acoustic properties of the human head). Wirtschaftsverlag NW. Bremerhaven, Wirtschaftsverlag NW, Bremerhaven.

Shaw, E. A. G. (1982). Hearing Protectors Design Concepts and Performance Limitations. Personal Hearing Protection in Industry. P. W. Alberti. New-York, Raven Press: 51-68.

Suter, A. H. (1992). The effects of Hearing Protectors on the Perception of Speech and Warning Signals (Chapter 3). Communication and Job Performance in Noise: A review. Rockville, Maryland, USA, ASHA Monograph. **28**.

Tourret, J. and M. Bockhoff (1995). "Construire plus silencieux. Nouveaux outils pour l'analyse et la conception des machines et équipements." Acoustique et techniques. CIDB/SFA - N°2, Dossier Bruit et machines, Paris, juillet 1995.

Tri City Herald Sept. 16 1999.

Voix, J. (1997). Identification et réduction du bruit de surpresseurs industriels. Thèses de l'Université de Sherbrooke - Génie - Génie mécanique. [S.l., s.n.]: xi, 176.

Voix, J. and F. Laville (2002). Expandable Earplug With Smart Custom Fitting Capabilities. InterNOISE 2002, Dearborn, MI, USA.

Voix, J. and F. Laville (2004a). Method and apparatus for customizing in situ an in-ear device. United States Provisional Patent, Sonomax Hearing Healthcare Inc.

Voix, J. and F. Laville (2004b). "New Method and Device for Customizing In Situ a Hearing Protector." Journal of the Canadian Acoustical Association **32**(3).

Wilkie, F. L. D. R. (1952). "The Acoustic Properties of Flying Helmets." Journal of the Acoustical Society of America **24**(2): 191-194.

Wilkins, P. and A. M. Martin (1987). "Hearing protection and warning sounds in industry--a review." Applied Acoustics **21**(4): 267-293.

Wilkins, P. A. (1984). "A field study to assess the effects of wearing hearing protectors on the perception of warning sounds in an industrial environment." Applied Acoustics **17**(6): 413-437.

World Health Organization (1991). World Health Organization Symposium, Geneva.

Zheng, Y., C. Giguère, et al. (2003). "Detectsound version 2: A software tool for adjusting the level and spectrum of acoustic warning signals." Acoustique canadienne **31**(3): 76-77.

Zheng, Y., C. Laroche, et al. (2003). Development of a computerized psychoacoustic model for installing acoustic warning devices in noisy settings. XVth Triennial Congress of the International Ergonomics Association, Seoul, Korea.

Zwislocki, J. (1955). "Design and Testing of Earmuffs." Journal of the Acoustical Society of America **27**(6): 1154-1163.

Zwislocki, J. (1955). "Factors Determining the Sound Attenuation Produced by Earphone Sockets." Journal of the Acoustical Society of America **27**(1).

Zwislocki, J. (1955). "Semiplastic Earplug." Journal of the Acoustical Society of America **27**(1): 460-465.

Ce travail a également fait l'objet d'une présentation orale lors du Colloque « La santé et la sécurité du travail au Québec: une collaboration multidisciplinaire », organisé par le RRSSTQ dans le cadre du Congrès annuel de l'ACFAS, le 12 mai 2004 à l'UQAM.

