



Disponible en ligne sur  
 ScienceDirect  
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France  
 EM consulte  
www.em-consulte.com



## HISTOIRE DE L'ORL

# Histoire de l'implant cochléaire

C.-H. Chouard

*Ancien chef du service ORL de l'hôpital Saint-Antoine, membre de l'Académie nationale de médecine, service ORL de l'hôpital Saint-Antoine,  
10, boulevard Flandrin, 75116 Paris, France*

### MOTS CLÉS

Implant cochléaire ;  
Historique

## Introduction

L'implant cochléaire (IC) est une prothèse auditive implantée, qui stimule électriquement les origines du nerf auditif en court-circuitant l'organe sensoriel de Corti. Théoriquement, l'IC s'adresse à la quasi-totalité des surdités totales (souvent appelées cophoses) bilatérales, quelle qu'en soit la cause, à quelques exceptions près. De nos jours, il est également indiqué dans les surdités bilatérales incomplètes, si sévères qu'elles rendent inefficaces les prothèses amplificatrices, c'est-à-dire les appareils qui modifient seulement l'intensité sonore fournie aux liquides labyrinthiques par voie aérienne ou cutanéo-osseuse. Car la quasi-totalité de ces cophoses est due, non pas à une destruction totale du nerf acoustique, mais avant tout à une atteinte de l'organe de Corti : dès le début de nos recherches sur l'IC, nous avons pu le démontrer [1].

Les surdités néonatales ou de la première enfance, qu'elles soient profondes ou totales, relèvent aussi de l'IC. La surdi-mutité, ce handicap très lourd, est en passe de devenir exceptionnelle de nos jours : en effet, l'implantation précoce de ces enfants leur donne une audition de qualité variable, qui permet un développement du langage, avec, dans 30 % des cas environ, une scolarité nor-

male en milieu normo-entendant [2–4]. Quatre nations, la France, les États-Unis, l'Autriche et l'Australie, ont tenu un rôle essentiel dans l'histoire de l'IC, dont les péripeties ont été cliniques, technologiques et internationales. Cette histoire présente trois périodes : les premiers essais (1951–1976), la mise au point industrielle (1977–1997), puis la période contemporaine.

Pour être exhaustive, la description de cette histoire nécessiterait un livre : dans cet exposé, ce ne peut être qu'un résumé. C'est pourquoi, parmi tous les chercheurs internationaux qui ont participé au devenir de l'IC, je ne citerai que ceux dont la contribution a été essentielle. Au cours de ce qui fut parfois une bataille commerciale, le rôle de la France a été souvent occulté [5]. L'un des buts de ce travail est de montrer son importance technologique et comment celle-ci s'est prolongée au cours de la période contemporaine. Dans le chapitre Discussion, tout en précisant quelques éléments, certains aspects de cette histoire seront commentés.

### Matériel et méthodes : description chronologique. Les premiers essais (1951–1976)

Au début de cette période, l'IC n'avait qu'une électrode. Le premier IC a été mis place en 1957 à Paris par Charles

Adresse e-mail : [claude-henri@chouard.com](mailto:claude-henri@chouard.com).

Eyriès [6], otologiste et anatomiste parisien, après avoir été conçu et fabriqué par André Djourno, professeur de physique médicale à Paris. Eyriès eut l'idée de stimuler électriquement l'oreille interne d'un patient atteint de cophose bilatérale par cholestéatome. Djourno, qui étudiait [7] la stimulation des muscles à distance par induction électromagnétique, lui fabriqua un implant composé d'un couple de bobines, dont l'une d'elles était branchée à une électrode, qu'Eyriès plaça contre une des branches du nerf acoustique. Les résultats immédiats de cette stimulation monoélectrode furent satisfaisants, mais, après quelques semaines, l'appareil tomba en panne, sans doute parce que son étanchéité était défectueuse. Eyriès et Djourno ont tout de suite pressenti l'intérêt de cette technologie pour prévenir la surdimutité. Cependant les essais ne furent guère poursuivis, car Djourno s'intéressait peu à la stimulation sensorielle.

Dès 1961, W. House, à San Francisco, reprit les travaux d'Eyriès. Il codifia l'intervention en positionnant l'électrode de manière stable, en l'enfilant à travers la fenêtre ronde dans le tube cochléaire. Il mit au point [8] un implant fiable, placé chez des patients de plus en plus nombreux. Ce système, qui stimulait l'ensemble des fibres du nerf auditif, ne permettait de reconnaître que les rythmes de la parole. Mais il sortait les sourds totaux du silence dans lequel ils étaient enfermés, et les sonorités perçues amélioraient leur lecture labiale.

Les résultats de House susciterent dans le monde ORL l'étonnement, l'enthousiasme et les critiques les plus vives. On lui reprochait de prendre le risque de détruire les structures de la cochlée ou les quelques fibres nerveuses restantes du nerf auditif. Ces espoirs et ces réserves susciterent une série de recherches concernant la tolérance du matériel implanté dans lesquelles s'impliquèrent très tôt les chercheurs américains [9,10] et l'équipe clinique australienne de G. Clark [11]. Pour répondre à ces griefs, l'École de Vienne de K. Burian d'abord, bientôt aidée par le couple I. Hochmair-Desoyer et al. [12,13], proposa une implantation extracochléaire de l'électrode. Cette technique fut employée aussi à Toulouse par B. Fraysse et al. [14], qui avait été pendant un an l'assistant de W. House, puis eut ensuite en France un rôle important dans la diffusion et la recherche clinique de l'IC multiélectrodes. Cette implantation extracochléaire de l'électrode fut enfin, beaucoup plus tard, mais de manière très originale, proposée à nouveau en 1988 par B. Frachet et al. [15] à Paris. Elle fut aussi employée avec plusieurs électrodes par P. Banfai et al. [16] à Aix-la-Chapelle, longtemps après que l'IC multiélectrodes en situation intracochléaire ait démontré sa supériorité et son innocuité à long terme.

En réalité, le vrai reproche fait à l'implant monoélectrode de House était de ne permettre aucune discrimination de la parole sans lecture labiale. Pour les physiologistes, la stimulation séparée, mais simultanée, de plusieurs contingents de fibres nerveuses cochléaires, chacune véhiculant des sensations sonores de fréquences différentes, était indispensable. Mais la faisabilité d'un tel système paraissait difficile. Pourtant, chez l'animal en 1964, B. Simmons et al. [9] avaient mis en place à San Francisco plusieurs électrodes en des points différents de l'épanouissement du nerf cochléaire au fond du conduit auditif interne et

ils avaient obtenu des réponses différencierées au niveau du colliculus. Plus tard, R. Merzenich et Brugge [10] démontrent chez le macaque que les stimulations de chacune de ces électrodes entraînaient des réponses différencierées dans les formations auditives corticales. Cependant, chirurgicalement, ce positionnement des électrodes était impossible chez l'homme. Certains auteurs essayèrent d'enfiler un faisceau d'électrodes de longueur différentes à partir de l'apex cochléaire. W. House, lui-même, en fit autant à travers la fenêtre ronde. Mais les résultats étaient décevants, parce que, quelle que soit l'électrode stimulée, les liquides labyrinthiques diffusaient l'influx électrique à tout l'éventail des fibres nerveuses auditives. De plus, l'appareillage capable de générer ces informations multiples était, dans les années 1960, trop volumineux. C'est pourquoi, en 1965, W. House décida de se contenter d'un système monoélectrode, dont il poursuivit la mise en place jusqu'au-delà de 1995<sup>1</sup>.

En 1972, W. House et al. rapportent leur expérience lors d'un Congrès [8], auquel assistait A. Morgan. Celui-ci, qui s'intéressait à la surdité de l'enfant, saisit tout de suite l'intérêt présenté par cette audition, si modeste soit-elle, pour pallier les méfaits de la surdimutité. Il en avertit R. Charachon et moi-même, en nous incitant à nous intéresser à cette technique nouvelle, car il savait qu'entre les années 1960 et 1965 j'avais travaillé en neuroanatomie avec Eyriès [17]; par ailleurs, il connaissait les bonnes relations que R. Charachon avait établies avec les chercheurs du Commissariat à l'énergie atomique de Grenoble.

Je posai à P. MacLeod, médecin physiologiste spécialisé dans les fonctions sensorielles et directeur de recherches à l'École pratique des hautes études à Paris, le problème de cette perception et de la discrimination des fréquences produites par une stimulation électrique des fibres du nerf auditif. Lui aussi pensait qu'en raison de la phase réfractaire du nerf, un implant monoélectrode ne pouvait guère donner de discriminations fréquentielles au-delà de 300, voire 500 ou peut-être 800 Hertz; certainement pas au-dessus. Avec ce système, les subtilités des voyelles et des consonnes passaient inaperçues, ce qui expliquait la médiocrité des résultats obtenus. À l'évidence, l'IC devait comporter plusieurs électrodes. Le plus simple était de les répartir le long du clavier fréquentiel du tube cochléaire. Mais elles devaient bien-sûr être isolées les unes des autres, sauf à leur extrémité. MacLeod avait deux exigences absolues :

- à long terme l'innocuité devait être certaine, et pour éviter toute dégénérescence iatrogène des fibres nerveuses, il était indispensable qu'elles ne soient pas en contact direct avec les électrodes : celles-ci devaient donc être obligatoirement localisées dans la rampe tympanique du tube cochléaire ;
- il fallait garantir que le courant électrique ne diffuse pas dans les liquides labyrinthiques à tout l'éventail cochléaire.

D'ailleurs, peu de temps après, lors du Congrès international ORL de Venise en mai 1973, Michelson et al. [18], de

<sup>1</sup> House proposait encore lui-même cet appareillage lors du 3<sup>e</sup> Congrès international sur l'IC qui s'est tenu à Paris en mai 1995.

San Francisco, rapportèrent les résultats perceptifs fournis chez l'homme par quatre électrodes de longueur différentes stimulées par quatre paires de solénoïdes, qui formaient comme autant de bigoudis sur le cuir chevelu. Ils nous confirmèrent aussi que la grande difficulté serait d'isoler les électrodes les unes des autres, de manière à ce que la stimulation de l'une ne diffuse pas sur le contingent nerveux de sa voisine, par le biais des liquides de l'oreille interne.

Il était évident que le point 1 était résolu par les travaux américains et australiens. Pour résoudre le point 2, l'idée nous est venue, à MacLeod et à moi-même, de placer chirurgicalement, au cœur de la rampe tympanique, des blocs de silastène entre chaque électrode pour réaliser cette isolation. Nous avons décidé, dans un premier temps, que ces électrodes seraient connectées à une prise de courant transcutanée en téflon et recevraient, grâce à une série de bancs de filtres faciles à construire, les variations d'énergie contenues dans les différentes bandes de fréquence de l'information sonore. Après avoir vérifié la faisabilité de ce projet au laboratoire, nous avons testé la méthode sur des patients volontaires [19]. Notre éthique était la suivante : ces patients devaient présenter une fracture du rocher avec surdité totale et paralysie faciale homolatérale à la fracture. Il fallait donc absolument les opérer pour traiter leur nerf facial lésé par l'embarrure osseuse. Je leur demandai l'autorisation d'appliquer notre technique pour tester la valeur fonctionnelle de leur oreille *a priori* « perdue », puis de nous consacrer quelques heures dans leurs suites post-opératoires, en les avertissant toutefois que, même en cas de succès, ce ne serait qu'un essai, puisqu'ils entendaient bien de l'oreille opposée. Informés du but que nous poursuivions, ils me donnèrent tous leur accord. En quelques mois, grâce à trois d'entre eux, je pus démontrer que la stimulation sélective des six ou huit électrodes, mises en place et isolées selon notre technique, leur procurait des sensations fréquentielles différentes.

Forts de ces résultats, nous avons implanté, là encore à titre d'essai, cinq patients atteints cette fois de surdité acquise totale et bilatérale. Le test de stimulation électrique de la fenêtre ronde que nous avions mis au point [1] leur avait déjà permis d'entendre des sonorités variées. Mais je leur expliquais bien que cette audition retrouvée serait transitoire, car il faudrait ensuite inventer un système pour supprimer ces prises de courant. Ainsi informés, la plupart acceptèrent. Dans leurs suites postopératoires, après avoir bénéficié d'un entraînement orthophonique relativement bref, tous ces patients ont pu reconnaître un pourcentage variable de mots sans lecture labiale [20]. C'est au début de ces travaux que C. Fugain, médecin ORL phoniatre, et B. Meyer sont venus étoffer l'équipe du Laboratoire de recherche ORL universitaire de Saint-Antoine, dont B. Meyer [21] résuma l'expérience dans sa thèse. Tous deux ont eu ensuite un rôle multiple et essentiel dans tout ce qui a suivi.

Comment se débarrasser de ces prises de courant transcutanées ? Pour moi, il était impensable de s'en contenter de manière définitive, comme le préconisèrent pourtant certains auteurs américains [22] jusqu'à la fin des années 1980. Par ailleurs, placer une paire de solénoïdes par électrode, comme Michelson l'avait fait, était impensable. Pour résoudre ce problème, il fallait une technologie supérieure aux moyens de mon laboratoire. Je me suis donc tourné vers une société de recherches et de dévelop-

pement, pleine d'initiative et de souplesse : la Société Bertin. L'invention était son propos, et l'aérotrain fut un de ses fleurons<sup>2</sup>. Les premiers microprocesseurs venaient d'apparaître et MacLeod en connaissait toutes les possibilités théoriques. C'est lui qui suggéra à l'ingénieur de Bertin, J. Ricard, d'utiliser un de ces nouveaux composants pour effectuer, à travers la peau, une transmission électromagnétique séquentielle de ces informations multiples et simultanées, qui représentaient l'environnement sonore. On peut dire aujourd'hui que MacLeod, avec ses connaissances électroniques et ses exigences physiologiques, est l'*« inventeur »* de l'implant intracochléaire multiélectrode. L'appareil de table fut vite construit ; mais la mort prématuée de Jean Bertin à la fin de 1975 entraîna une restructuration de la Société, nous obligeant à attendre l'été 1976 pour recevoir enfin les six prototypes.

La première implantation eut lieu à Saint-Antoine le mercredi 22 septembre 1976. Devant l'audition revenue dès le lendemain, malgré le volume incommod de l'émetteur<sup>3</sup>, les cinq autres patients furent très vite opérés. La Sté Bertin insista pour que nous ne fassions pas état de nos résultats avant le dépôt, le 16 mars 1977, du brevet n° 77/07824. Ce brevet, issu des exigences physiologiques de MacLeod, comportait deux revendications simultanées : la transmission séquentielle à la cochlée d'un nombre indéterminé de bandes de fréquence, représentant la totalité de l'information sonore audible.

Pendant près de 20 ans, ce document va conditionner toutes les procédures et les recherches utilisées par les autres équipes internationales, qui seront obligées de le contourner, le plus souvent en n'envoyant qu'une partie de l'information sonore de la parole, jusqu'à ce que ce brevet tombe dans le domaine public en 1997.

## La mise au point industrielle de l'implant cochléaire multiélectrodes : 1977–1997

Cette mise au point a été longue. Elle a suscité beaucoup de controverses. Elle a duré 20 ans, à savoir la vie du brevet Bertin, jusqu'à ce que celui-ci tombe dans le domaine public, et que ses principes puissent alors être adoptés par tous les fabricants. Pour la technologie française, elle comprend deux périodes : les hésitations de Bertin et son désengagement, puis les perfectionnements apportés par la société MXM-Neurelec.

### De 1977 à 1988 : le désengagement de Bertin

Cette première période a été marquée par les hésitations commerciales et les tergiversations techniques de la nouvelle équipe dirigeante de la Société Bertin, qui avait remplacé son fondateur, mort un an avant notre première implantation.

Nos premiers résultats n'ont donc été présentés que lors du Congrès international d'ORL tenu à Buenos-Aires en mars 1977, puis proposés pour publication [23].

<sup>2</sup> [http://fr.wikipedia.org/wiki/Jean\\_Bertin](http://fr.wikipedia.org/wiki/Jean_Bertin).

<sup>3</sup> L'émetteur de ces prototypes, porté en bandoulière, était gros comme un bidon d'huile de deux litres et pesait près de deux kilos.

Le propos de l'équipe de l'hôpital Saint-Antoine était de démontrer l'efficacité de notre IC sur un nombre plus important de patients, afin de pouvoir miniaturiser l'émetteur et généraliser cette technique aux sourds adultes, puis enfin parvenir à la proposer aux sourds congénitaux. À l'aide de crédits nouveaux, que ces publications nous avaient permis d'obtenir plus facilement des organismes sociaux, la Sté Bertin nous construisit quelques appareillages. Mais, pour des raisons « financières », malgré les progrès des processeurs et les promesses des ingénieurs, ces systèmes étaient identiques aux prototypes, dont ils avaient conservé l'inconvénient essentiel : la taille prohibitive de son émetteur.

Observant l'influence naissante des médias dans les attributions de crédits, j'écrivis un livre [24] pour sensibiliser les bailleurs de fonds. Il contenait ma motivation de prévenir la surdimutité, le vécu de nos recherches et décrivait nos espoirs pour l'avenir. Mais surtout, nous avons organisé à Paris en septembre 1978, à l'hôpital Saint-Antoine, le premier cours international sur l'IC à multiélectrodes, pour y exposer en détail le principe de l'appareillage Bertin, la technique de l'intervention et les résultats obtenus.

Il y eut beaucoup de monde à ce cours. Tous les pionniers étaient là : House, Eyrès, Michelson, mais aussi des inconnus de l'époque, qui participèrent à ce qui fut un véritable Congrès. Sur les photos<sup>4</sup>, prises au dîner de clôture de cette réunion, on peut reconnaître aujourd'hui les visages tout jeunes de ceux qui allaient devenir, bientôt, les responsables scientifiques ou commerciaux des fabricants autrichiens, australiens et américains.

Tout cela nous a aidés à obtenir des subventions nouvelles, notamment industrielles perçues par la Société Bertin pour qu'elle nous bâtisse enfin l'appareillage moins volumineux, que nous réclamions depuis 1976. Mais, malgré les crédits, il nous a fallu quatre ans de tergiversations, de promesses non tenues et de délais toujours repoussés pour obtenir un début de satisfaction.

Le temps passait. En 1979, Clarke et son équipe de Melbourne [25], dont plusieurs membres avaient assisté au Congrès de Paris, publièrent les résultats obtenus en envoyant, sur un faisceau de trois électrodes de longueur différente enfilées facilement à travers la fenêtre ronde, une information limitée au voisement et au premier formant de la parole. L'avantage de cet apport restreint était de fournir une information supérieure à celle que donnait un implant monoélectrode, sans exiger un émetteur aussi encombrant que le nôtre.

Pendant des mois, nous avons aiguillonné Bertin avec cette publication. Absolument certains de la supériorité théorique de notre appareillage, il nous fallait diminuer sa taille et simplifier la mise en place de nos huit à 12 électrodes, pour que d'autres chirurgiens osent le mettre en place et contribuent à sa diffusion. Pendant quelque temps, la Sté Bertin parut convaincue ; elle nous livra, mais seulement courant 1982, un appareil à 12 électrodes, dont l'émetteur, plus petit, ne dépassant pas le volume d'un livre, était encore énorme au regard des systèmes simplifiés et bien plus maniables de Melbourne. Certes, les paramètres

de ses 12 canaux étaient adaptables par le rééducateur aux particularités électrophysiologiques auditives propres à chaque patient. Cette nouveauté, pronée depuis le début par MacLeod au vu de nos premiers résultats, préfigurait l'avenir. Elle était essentielle, même si, à cette époque, c'était encore avec un tournevis et un oscilloscope que nous réalisions ces réglages. Bien-sûr, cette possibilité était saluée dans les Congrès, mais les équipes chirurgicales naisantes ne choisissaient pas l'IC français, trop encombrant et trop complexe à placer. Car nos 12 électrodes devaient, comme au début, être enfilées une à une. L'intervention durait quatre ou cinq heures. À partir des nombreux moulages de la rampe tympanique que nous lui avions fournis, Bertin, sur nos conseils, nous fabriqua un peu plus tard un porte-électrodes, système électriquement étanche, qui réunissait nos 12 électrodes de l'époque en un faisceau bien isolé facilement introduit dans la fenêtre ronde. Son emploi raccourcit considérablement l'opération.

Pendant ce temps-là, l'implant autrichien s'était ralié lui aussi au principe d'une stimulation multiélectrode intracochléraire ; il suivait à quelques nuances près les modalités de contournement du brevet français employées par l'implant australien et connaissait progressivement une diffusion analogue à celle de ce dernier.

Nous étions en 1983. J'organisais alors pour la deuxième fois un Congrès international à Paris sur le sujet. Australiens et Autrichiens y publièrent leurs résultats et montrèrent leurs derniers appareillages : encore amenuisés, l'un et l'autre tenaient dans la main ou se cachaient dans une poche : lors de la conférence, cet avantage à lui seul assura leur succès. Ces progrès rendaient insupportable le seul inconvénient de l'implant français : le volume de son émetteur, qui masquait ses avantages et ses quelques nouveautés. Les résultats de ce congrès nous conduisirent à exiger de Bertin que notre implant soit totalement numérisé, comme MacLeod le réclamait depuis longtemps : c'était selon lui le plus sûr moyen de miniaturiser l'émetteur et d'automatiser ses réglages, et c'était réalisable, compte tenu des progrès de l'électronique. Pour convaincre Bertin de répondre au plus vite à notre nouvelle exigence, je m'employai à faciliter l'attribution des crédits que ses dirigeants jugeaient nécessaires pour nous donner satisfaction. Le financement de nos recherches était devenu plus aisés. Les comités d'évaluation, convaincus de la qualité du système français par les résultats auditifs de nos patients, contribuèrent à ce que Bertin reçoive des aides publiques destinées à cette miniaturisation et décidèrent les organismes sociaux à financer un nombre progressivement croissant d'appareils.

Cette exigence était d'autant plus urgente que peu de temps après, en 1984, l'US Food and Drug Administration avait approuvé l'implant de Melbourne dans ses indications pour l'adulte. À partir de cette date, l'IC australien connut un développement mérité et fut placé dans beaucoup de centres chirurgicaux, non seulement aux États-Unis, mais dans le monde entier et en France, notamment. De plus, les revendications du brevet Bertin paraissaient de plus en plus pertinentes aux yeux des chercheurs. Elles étaient à la fois contournées à Melbourne ou à Innsbrück, et pourtant mises en doute par certains chercheurs américains [22,26] qui continuaient à utiliser des connecteurs externes, au prétexte de pouvoir ainsi rechercher le meilleur traite-

<sup>4</sup> <http://recorsa.online.fr/implantcochleaire/historicfrancais.html>.

ment du signal possible. En pratique, ces auteurs étaient conduits à envoyer la totalité de l'information sonore, c'est-à-dire appliquer la proposition de MacLeod, qui était une des revendications françaises. Cependant, cette attitude permettait à ces chercheurs de mettre en doute depuis des années la stratégie de Bertin, essentiellement dans un but de marketing commercial, comme la suite le montrera.

Mais notre exigence de digitalisation changea nos rapports avec la Société Bertin. Plus aucune discussion technique ne fut possible avec ses ingénieurs, comme nous en avions pris l'habitude depuis l'origine de notre collaboration. Au nom du secret industriel, il nous fallut attendre plusieurs années, sans aucune information sur l'état du projet, pour recevoir un jour un énorme engin, à peine moins volumineux que notre précédent appareillage, et qui de plus n'était que la maquette à construire du préprojet attendu... ! Comment donc avaient été utilisés les crédits industriels obtenus par cette Société pour financer notre projet ? C'était un gâchis financier gigantesque ! Je n'ai jamais su ses raisons véritables.

C'était en 1987. Le système australien avait pris un grand essor. Son traitement du signal s'était élargi, comportant maintenant, non seulement le voisement et le premier formant, mais également le deuxième formant des voyelles. Du coup, son efficacité s'était accrue, et les Australiens avaient fait un énorme effort de commercialisation. Cet implant, puis les implants autrichiens et américains, ont été alors largement utilisés dans de nombreux centres français et étrangers.

Impossible de continuer à prôner l'implant français. Nous commençâmes, un jour d'automne de 1989, à implanter nos premiers appareils étrangers, et grâce aux succès obtenus, l'expérience clinique et technologique du service et du Laboratoire continua à se développer.

### **De 1988 à 1997 : la reprise du brevet Bertin par la société MXM-Neurelec et ses apports technologiques**

Presque au même moment, en 1988, la société Bertin avait réussi à vendre à une jeune PME d'Antibes, la société MXM-Neurelec, le droit d'utiliser à son compte le brevet Bertin. Mais je signifiai d'emblée aux dirigeants de cette société, qu'il n'était pas question de mettre en place un IC, fût-il issu de nos travaux initiaux, comportant un émetteur aussi volumineux, leur précisant aussi, qu'avec leur soutien, nous nous sentions forts de reconstruire entièrement le principe de l'appareil proposé par Bertin. Nos travaux sur l'IC avaient permis à mon Laboratoire de s'étoffer un peu : ce sont deux élèves ingénieurs venus en stage, J.-M. Leveau et P. Dubus, qui un jour eurent l'idée – originale pour l'époque, bien qu'elle n'ait pas été brevetable – de mettre en série deux microprocesseurs afin d'obtenir un implant entièrement numérique. Ce prototype, fabriqué à Saint-Antoine, fût confié à la Sté MXM-Neurelec, qui sortit en quelques semestres un appareil entièrement nouveau. Ce n'est pas ici qu'il convient de détailler les apports originaux que ce système nommé Digisonic [27] comportait grâce à sa digitalisation.

Mais ce travail de MXM permit à la France de retrouver immédiatement sa place de leader technologique dans la

mise au point de l'IC. La plupart des innovations, qui ont accompagné ou suivi la numérisation complète de l'implant, ont ensuite plus ou moins inspiré celles des autres fabricants.

À partir de 1992, on a pu observer que les différents implants cochléaires qui existaient dans le monde modifiaient progressivement leur stratégie du traitement du signal sonore. Celle-ci se rapprochait de plus en plus de la technologie du brevet Bertin, c'est-à-dire envoyer aux patients la totalité de l'information de manière séquentielle. Sur la côte californienne, l'implant américain [26] envoyait lui aussi de cette façon la totalité de l'information, mais quelques artifices habilement trouvés et quelques restrictions [28] évitaient à ses promoteurs de tomber dans le domaine du brevet français. Puis l'appareil australien modifia sa stratégie à son tour, en envoyant également la totalité de l'information sonore, mais en ne retenant que les canaux dans lesquels se trouvait le maximum d'énergie. Cette restriction, là encore permit à ce constructeur de ne rien redouter des détenteurs du brevet Bertin. Un jour, pourtant, la licence française fut indubitablement copiée. La Sté Bertin intenta alors, en 1997, un procès en bonne et due forme, avec saisie du matériel et constats d'huissiers. C'était d'ailleurs juste avant que le brevet ne tombe dans le domaine public. Mais, après quelques tapages et quelques émotions dans certains centres chirurgicaux, les poursuites ont été vite abandonnées : le coût des procédures et des expertises à venir dépassait de beaucoup les avantages financiers que l'entreprise pouvait en attendre.

Depuis, tous les constructeurs appliquent les principes du brevet Bertin, définis par P. MacLeod. En France, c'est la Sté MXM-Neurelec qui a repris le flambeau français de l'amélioration technologique permanente de l'IC, en fonction des découvertes progressives des cliniciens, des chercheurs et du monde industriel.

### **La période contemporaine, de 1998 à nos jours**

La période contemporaine a vu se concrétiser presque tous les espoirs qui ont animé nos recherches. Je rappellerai les principaux progrès auxquels la France a technologiquement ou cliniquement participé. L'implantation bilatérale, de l'adulte ou de l'enfant est maintenant réalisée couramment, grâce à l'efficacité des IC d'aujourd'hui, leur miniaturisation et la baisse relative de leur coût ; il faut d'ailleurs rappeler que W. House [29] en avait bien compris l'intérêt, lui qui effectuait cette double mise en place de son système monoélectrode depuis 1975. Quant à l'application de l'électronique de l'IC aux particularités de l'implant du tronc cérébral, elle a bien-sûr contribué à la diffusion de cette réhabilitation particulière de la surdité totale [30,31].

Deux avancées me sont particulièrement chères. Tout d'abord, l'efficacité de l'IC dans la prévention de la surdimutité par l'implantation très précoce des jeunes enfants atteints de cophose bilatérale est maintenant admise, et l'opposition du « monde des sourds », dont j'évoquerai plus loin la nature, connaît enfin en France un apaisement consensuel, notamment grâce aux efforts de A. Morgan et al. [32], puis aux mises au point de F. Legent [33].

Mais Saint-Antoine s'est aussi préoccupé du mariage de l'IC et de la prothèse auditive. Avant même que la technologie numérique appliquée par MXM à l'IC ne se soit imposée à tous les constructeurs, l'idée nous était venue, dès la fin des années 1980, d'en faire bénéficier les prothèses amplificatrices ; en effet, leur technologie, restée surannée malgré les progrès de l'informatique, ne comportait notamment pas encore de bancs de filtres permettant une amplification différente selon les particularités fréquentielles de la surdité. En retour, nous conseillions souvent aux constructeurs d'IC, et notamment à MXM-Neurelec, d'emprunter aux fabricants de prothèses amplificatrices leur savoir-faire ancien en matière d'ergonomie, de microphone et d'atténuation du bruit ambiant. Pour effectuer cet hyménée, il n'y avait pas de brevet à prendre. Il suffisait de faire vite, car c'était si simple d'y penser ! Grâce à J. Génin<sup>5</sup>, les essais de table réalisés dans le laboratoire de Saint-Antoine étaient si prometteurs, qu'il m'apparut urgent de trouver le groupe français capable, en appliquant cette idée, de créer cette industrie de la prothèse auditive inexistante jusqu'ici en France. D'emblée la Sté Alcatel-Alsthom se montra intéressée : nous étions en train de terminer la feuille de route des essais avec ses ingénieurs, lorsque se produisit dans l'été 1995 un changement dans la stratégie du groupe, qui abandonna le projet. Peu de temps après, je fus contacté par Siemens-France, qui avait eu vent de notre propos : l'idée se montra bonne dès nos premières tentatives : trois canaux, puis cinq, puis 12 : l'intelligibilité augmentait avec le nombre des canaux [34]. Cette technologie est maintenant employée par tous les fabricants dans la plupart des prothèses auditives.

L'élargissement des indications de l'IC aux surdités sévères incomplètes a fait naître l'IC mixte, un fruit spectaculaire mais encore discuté de cette mise en commun des deux technologies. Développé très précocement par l'équipe autrichienne, l'IC mixte s'adresse aux surdités de perception plus ou moins précoces, comportant une conservation relative des graves, associée à une altération sévère des aiguës, et une très mauvaise réhabilitation par l'appareillage conventionnel. C'est un appareillage hermaphrodite, qui demeure une prothèse mécanique amplificatrice pour les fréquences graves, mais qui est doté en plus d'un petit porte-électrodes ; celui-ci est un implant électrique, dont les stimulations seraient théoriquement réservées aux fréquences aiguës. Les modalités d'action physiologiques et les indications cliniques de cet appareillage intéressant sont encore discutées.

Il y a plus encore, de nos jours. On espère pour bientôt les IC entièrement implantés, auxquels nous avions pensé il y a bien longtemps [35] ; les deux problèmes qu'ils soulèvent sont, d'une part, le transfert percutané du signal sonore extérieur au micro-implanté et, d'autre part, la durée de vie, le nombre de cycles de recharge et la sécurité des batteries rechargeables implantées. Mais ces IC seront là dans un avenir proche, car, pour les prothèses ampli-

ficatrices, les prototypes existent déjà et sont en cours d'évaluation [36]. Et puis arrivent les robots osseux qui savent placer le porte-électrodes sans aucun délabrement osseux intracochléaire grâce au forage d'un simple puits osseux à travers la mastoïde [37]. À vrai dire, dans les prochaines années, on peut espérer beaucoup des retombées de l'informatique nanométrique, actuellement en cours de définition et d'élaboration. Les applications des stratégies nouvelles de la nano-informatique au monde sonore vont révolutionner notre environnement et le traitement de la surdité. Grâce à elle, les bruits de fond polymorphes, qui perturbent encore tant de malentendants, seront peut-être éliminés en temps réel.

## Discussion

Pendant 28 ans, de 1973 à 2001, le laboratoire universitaire de recherches ORL, que j'avais créé *ex nihilo* en 1966 dans le service ORL de Saint-Antoine, a réalisé sous mon impulsion tout ce qu'il était possible de faire pour la mise au point, et la promotion d'un IC efficace et fiable. En résumant plus haut la description de ces travaux, j'ai évoqué les règles éthiques que nous avons suivies, sans avoir jamais ressenti la nécessité d'un Comité ad hoc : trois générations chirurgicales dans mon ascendance directe m'ont permis d'imprégnier aisément tous nos essais des préceptes hippocratiques les plus stricts.

Il faut commenter ces efforts en tenant compte de trois précisions concernant les difficultés que nous avons rencontrées, à savoir le rôle précieux de l'environnement scientifique, les méfaits de la concurrence commerciale dans la réalisation des comparaisons d'efficacité multicentriques internationales, et enfin l'opposition du monde des sourds.

## Le rôle précieux de l'environnement scientifique mondial

Les débuts de nos recherches ont été fort critiqués par certains, qui habituellement n'étaient pas les plus spécialisés dans les problèmes de la surdité. Mais nous avons été implicitement soutenus par les diverses tentatives de mise au point d'IC plus ou moins différents engagées par de nombreuses équipes françaises et étrangères. En accompagnant nos propres efforts, ces recherches montraient, au reste de la communauté médicale, l'intérêt de cette nouvelle prothèse auditive. À ce titre, même si la plupart de ces initiatives sont restées sans suite, elles font partie de l'histoire de l'IC. C'est pourquoi je tiens à évoquer les travaux d'une autre équipe parisienne, celle de B. Frachet et al. [15], ceux des équipes de R. Dauman [38] à Bordeaux, de P. Banfai [16] à Aix-la-Chapelle, d'E. Douek [39] à Londres, de B. Ferron [40] à Québec. Il y en eut beaucoup d'autres dans le monde entier, notamment en Chine et très tôt. Mais je tiens à insister sur l'importance qu'à ce titre ont eue pour nous les travaux de R. Charachon et l'appui clinique de A. Morgan [41]. Entre 1972 et 1977, par de nombreux mémoires et publication scientifiques, ils ont contribué à la définition clinique et instrumentale des indications de l'IC. Les travaux de l'École grenobloise [42,43] objectivaient la viabilité technique du projet français et, si matériellement

<sup>5</sup> Jacques Génin est un des X-Télécom qui avaient autrefois conçu le Minitel à Lannion. Depuis 1990, il participait, comme MacLeod, aux recherches de mon laboratoire de Saint-Antoine, dans lequel il avait notamment supervisé la réalisation pratique de l'idée de J.-M. Leveau et P. Dubus.

le CEA de Grenoble ne put répondre, en ce temps-là du moins, à ses espérances, les efforts entrepris avec l'aide de cet organisme ont eu l'intérêt de montrer à nos détracteurs, que les recherches de Saint-Antoine n'étaient pas utopiques.

### **Les méfaits de la concurrence commerciale dans la réalisation des comparaisons d'efficacité multicentriques et internationales**

À la fin des années 1980, on a réalisé de nombreuses études pour comparer l'efficacité des quatre types d'implants mis en place dans le monde. Les chercheurs et les milieux industriels ne s'opposaient plus sur les avantages comparés des systèmes monoélectrode et multiélectrodes, car le procès en avait été vite fait. Mais le problème était de savoir si l'efficacité des systèmes qui envoyait la totalité de l'information, tels l'appareil français, ou l'appareil américain d'Eddington [23], avec ses boutons transcutanés, était ou non équivalente, ou supérieure, à celle des systèmes qui n'envoyaient qu'une partie la plus pertinente de l'information, c'est-à-dire les appareils australiens et autrichiens. La comparaison était théoriquement fiable : elle consistait à mesurer le pourcentage d'intelligibilité fourni par l'implant dans la discrimination de la parole prononcée, sans l'aide de la lecture labiale, sous forme de listes de mots choisis parmi ceux de l'environnement courant du patient. Elle paraissait donc facilement quantifiable. Mais, en pratique, et surtout à l'époque, de telles comparaisons rétrospectives étaient bien difficiles à réaliser, les patients et la physiopathologie de leur surdité n'étant jamais exactement les mêmes. De plus, les équipes n'avaient pas les mêmes critères de sélection. Aucune n'effectuait les mêmes tests préopératoires, ce qui aurait permis de quantifier certains d'entre eux, tel par exemple le pourcentage de fibres nerveuses restantes dans le nerf auditif, dont le test de stimulation électrique de la fenêtre ronde préopératoire, à l'époque systématique à Saint-Antoine, ne donnait d'ailleurs qu'un aperçu tout à fait rudimentaire. En outre, les populations implantées étaient beaucoup trop restreintes, pour que les résultats obtenus soient statistiquement significatifs. La plupart de ces enquêtes à prétentions multicentriques et internationales ont été entachées d'erreurs méthodologiques, à l'origine desquelles les conflits d'intérêt n'étaient pas absents et les conclusions de certaines feraient frémir les comités d'évaluation d'aujourd'hui. Nous en avons parfois pâti à Saint-Antoine : au cours de l'une de ces enquêtes, par exemple, les locuteurs anglophones de l'Amérique profonde, dont la voix avait été enregistrée en Iowa pour servir de support à des tests d'audiométrie vocale réalisés chez nos patients francophones, avaient une pratique de la langue française qui se limitait à celle d'un voyage de quelques semaines en Europe plusieurs années auparavant.

### **L'opposition du monde des sourds**

Cette période de l'histoire de l'IC a été paradoxalement troublée dans le monde entier par l'opposition violente du « monde des sourds » aux efforts des chercheurs. En France, notamment, peut-être parce que nous avions clairement

annoncé que le but de nos recherches était la prévention du handicap de la surdi-mutité. À ce propos, je tiens à souligner le travail effectué dans notre laboratoire [44] en 1982, qui a démontré les effets préventifs de l'IC sur l'atrophie des centres auditifs cérébraux ; il nous a permis de comprendre la raison neuroanatomique des mauvais résultats de l'implantation tardive des sourds-muets adultes, en observant que, chez l'animal, cette prévention ne se produisait que si l'IC était placé chez le sujet jeune avant un âge critique particulièrement précoce. Ce refus de l'IC, par des professionnels prenant en charge les conséquences de la surdité profonde de l'enfant, a pris des formes brutales<sup>6</sup> (occupations des services hospitaliers) ou folkloriques (en perturbant certaines réunions scientifiques). Aujourd'hui, à peu près calmée [45], cette opposition perdure néanmoins dans certains milieux [46].

La notion de « monde des sourds » est le fruit tardif des efforts de l'abbé de l'Épée pour insérer les sourds profonds dans le monde des bien-entendants. Jusqu'à l'arrivée de l'IC, appartenir au monde des sourds, avec sa langue propre, était dans bien des cas un traitement palliatif de ce handicap, permettant l'épanouissement de l'individu qui en était atteint.

La valorisation de ce handicap fut sûrement très utile. Mais cette valorisation, en devenant efficace, eut pour « effet adverse » d'enfermer ces personnes dans un ghetto, avec leur langue propre, et même sans doute leurs particularités physiologiques ; la colonisation, par les stimulations visuelles, des zones cérébrales auditives non activées lors de l'enfance par des informations sonores [47] explique sans doute le sens aigu de l'espace, qu'ont acquis les sourds profonds congénitaux non appareillés et devenus adultes. Cet effet de la plasticité cérébrale s'observe notamment dans la précision spatiale que demande la grammaire de la langue des signes dans la relation rapprochée locuteur—écouteur.

Le Monde des sourds est peut-être la plus ancienne association de patients des deux siècles passés. Pendant 20 ans, l'IC l'a rendue la plus violente. Lors de ces manifestations anti-implant, il était surprenant d'observer que les tenants de la culture sourde les plus opposés aux développements de l'IC étaient très rarement des sourds profonds. Mais que défendaient-ils ? Normo-entendants, ou atteints de surdité partielle et appareillés avec des prothèses amplificatrices, ces meneurs entendaient presque tous de façon à peu près satisfaisante. L'audition, qu'ils refusaient avec brutalité à leurs protégés, était analogue à celle qui leur avait permis de devenir des professionnels de la prise en charge les sourds profonds, enfants ou adultes, en apprenant à ceux-ci la langue des signes ou en transcrivant en gestes les messages sonores des médias audiovisuels.

### **Conclusion**

On peut dire que l'histoire de l'IC, vieille d'à peine un demi-siècle, a son avenir devant elle. Couramment pratiquée de nos jours, cette technique de réhabilitation de la surdité va connaître un développement insoupçonnable pour nous

<sup>6</sup> Dans une certaine presse, j'ai été qualifié de « médecin nazi », parce que nous cherchions à exterminer « la race des sourds ».

aujourd'hui. Il est bon que les chercheurs, les cliniciens et les industriels, qui vont en vivre la suite, se souviennent de ce que furent ses débuts.

## Références

- [1] Chouard CH, Meyer B, Donnadieu F. Auditory Brain Stem in man evoked by electrical stimulation of the round window. *Acta Otolaryngol (Stockholm)* 1979;87:287–93.
- [2] Loundon N, Busquet D, Denoyelle F, et al. Cochlear implantation in the child: results and perspectives. *Arch Pediatr* 2003;10(Suppl. 1):161–3.
- [3] Yoshida H, Kanda Y, Takahashi H, et al. Cochlear implantation in children with congenital cytomegalovirus infection. *Otol Neurotol* 2009;30(6):725–30.
- [4] Artières F, Vieu A, Mondain M, et al. Impact of early cochlear implantation on the linguistic development of the deaf child. *Otol Neurotol* 2009;30(6):736–42.
- [5] Spencer PE. History of Cochlear Implants. In: Christiansen JB, Leigh IW, editors. *Cochlear implant in Children*. Washington, D.C: Gallaudet University; 2002, 384 p.
- [6] Djourno A, Eyrès C, Vallancien B. Premiers essais d'excitation électrique du nerf auditif chez l'homme, par micro-appareils inclus à demeure. *Bull Acad Med* 1957;481:21–3.
- [7] Djourno A. Excitation électrique localisée à distance. *CR Acad des Sciences* 1953;236:2337–8.
- [8] House WF, Urban J. Long term results of electrode implantation and electronic stimulation of the cochlea in man. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1973;82(4):504–17.
- [9] Simmons FB, Mongeon CJ, Lewis WR, et al. Electrical stimulation of acoustical nerve and inferior colliculus. *Arch Otolaryngol* 1964;79:559–68.
- [10] Merzenich MM, Brugge JF. Representation of the cochlear partition of the superior temporal plane of the macaque monkey. *Brain Res* 1973;50(2):275–96.
- [11] Clark GM, Hallworth RJ, Zdanis K. A cochlear implant electrode. *J Laryngol Otol* 1975;89(8):787–92.
- [12] Burian K. Clinical observations in electric stimulation of the ear. *Arch Otorhinolaryngol* 1979;223(1):139–66.
- [13] Hochmair-Desoyer IJ, Hochmair ES, Burian K, et al. Four years of experience with cochlear prostheses. *Med Prog Technol* 1981;8(3):107–19.
- [14] Fraysse B, Soulier MJ, Urgell H, et al. Extracochlear implantation technique and results. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1987;96(Suppl. 128):111–3.
- [15] Frachet B, Vormes E, Verschuur HP, et al. Electrical stimulation of the fenestra ovalis. Perspectives. *Ann Otolaryngol Chir Cervicofac* 1988;105(8):597–600.
- [16] Banfa P, Kubik S, Hortmann G. Our extra-scalar operating method of cochlear implantation. Experience with 46 cases. *Acta Otolaryngol Suppl* 1984;411:9–12.
- [17] Eyrès C, Chouard CH. Le faisceau solitaire. *Ann Oto Laryng (Paris)* 1965;82:15–36.
- [18] Michelson RP, Merzenich MM, Pettit CR, et al. A cochlear prosthesis: further clinical observations; preliminary results of physiological studies. *Laryngoscope* 1973;83(7): 1116–22.
- [19] Chouard CH, MacLeod P. La réhabilitation des surdités totales : essai de l'implantation cochléaire d'électrodes multiples. *Nouv Presse Med* 1973;2:1516.
- [20] Chouard CH, MacLeod P. Implantation of multiple intra-cochlear electrodes from rehabilitation of total deafness: preliminary report. *Laryngoscope* 1976;86:1743–51.
- [21] Meyer B. Contribution à la réhabilitation chirurgicale des surdités totales par implantation intracochléaire d'électrodes multiples ; Thèse Médecine, Univ Paris VII, Paris, 1974.
- [22] Parkin JL, Eddington DK, Orth JL, et al. Speech recognition experience with multichannel cochlear implants. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1985;93(5):639–45.
- [23] Chouard CH, MacLeod P, Meyer B, et al. Réhabilitation chirurgicale des surdités totales et des surdi-mutités. *Ann Oto-Laryng (Paris)* 1977;94:364–72.
- [24] Chouard CH. Entendre sans oreille. Paris: Ramsay; 1978.
- [25] Tong YC, Black RC, Clark GM, et al. A preliminary report on a multiple-channel cochlear implant operation. *J Laryngol Otol* 1979;93(7):679–95.
- [26] Wilson BS, Finley CC, Farmer Jr JC, et al. Comparative studies of speech processing strategies for cochlear implants. *Laryngoscope* 1988;98(10):1069–77.
- [27] Chouard CH. L'implant cochléaire multiélectrodes français Digisonic: résultats cliniques. *Bull Acad Natl Med* 1994;178:161–75.
- [28] Wilson BS, Finley CC, Lawson DT, et al. Better speech recognition with cochlear implants. *Nature* 1991;352(6332): 236–8.
- [29] House W. Cochlear implants. *Ann Oto Rhino Laryngol* 1976;85(Suppl. 27):1–93.
- [30] Grayeli AB, Kalamardis M, Bouccara D, et al. Auditory brainstem implant in neurofibromatosis type 2 and non-neurofibromatosis type 2 patients. *Otol Neurotol* 2008;29(8):1140–6.
- [31] Vincent C, Zini C, Triglia JM, et al. Results of the MXM Digisonic Auditory Brain Stem Implant Clinical Trials in Europe. *Otol Neurol* 2002;23:56–60.
- [32] Morgan A, Beger-Vachon C, Chanal JM, et al. Cochlear Implant: experience of the Lyons team. *Acta Otolaryngol Suppl* 1984;411:195–203.
- [33] Legent F. Le dépistage de la surdité dans la période néonatale précoce. *Bull Acad Natl Méd* 2008;192(6):1233–5.
- [34] Chouard CH. L'appareillage des surdités de perception : étude d'une prothèse auditive numérique à 7 filtres entièrement programmables. *Bull Acad Natl Med* 1997;181: 275–86.
- [35] Chouard CH, Genin J, MacLeod P, et al. Présentation du Prototyp d'une Prothèse Cochléaire entièrement implantée. *Ann Oto Laryngol (Paris)* 1990;107:424–9.
- [36] Tringali S, Pergola N, Ferber-Viart C, et al. Fully implantable hearing device as a new treatment of conductive hearing loss in Franceschetti syndrome. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2008;72(4):513–7 [Epub 2008 Feb 7].
- [37] Miroir M, Nguyen Y, Szewczyk J, et al. Évaluation du prototype d'un système robotique pour la microchirurgie de l'oreille moyenne. In: Comm. 116<sup>e</sup> Congrès de la Société Française d'ORL et de Chirurgie de la Face et du Cou. 2009.
- [38] Négrevergne M, Dauman R, Lagourgue P, et al. The Prelco mono canal extra-cochlear implant. *Rev Laryngol Otol Rhinol (Bord)* 1988;109(3):273–6.
- [39] Fourcin AJ, Rosen M, Walliker J, et al. Electrical auditory stimulation in the management of profound hearing loss. *J Laryngol Otol* 1979;93(4):427–8.
- [40] Bergeron F, Ferron P, Desgagné M. Cochlear implantation in Quebec city: auditory performance in a recently trained patient. *J Otolaryngol* 1989;18(1):17–23.
- [41] Chouard CH, Pialoux P, MacLeod P, et al. Stimulation électrique du nerf cochléaire chez l'homme. In: XII<sup>e</sup> Congrès International d'Audiologie. 1974.
- [42] Accoyer B, Charachon R, Richard J. Electrococlegraphy. First clinical results. *J Fr Otorhinolaryngol Audiophonol Chir Maxillofac* 1974;23(6):499–505.
- [43] Accoyer B. Approche théorique et clinique du traitement des surdités totales par implantations chroniques d'électrodes intra-cochléaire multiples ; Thèse médecine, Grenoble, janvier 1976.

- [44] Chouard CH, Josset P, Meyer B, et al. Effet de la stimulation électrique du nerf auditif sur le développement des noyaux cochléaires du cobaye. *Ann Oto Laryng* (Paris) 1983;100:417–22.
- [45] Anon C. Traitement de la surdité par pose d'implants cochléaires et du tronc cérébral. Rapport de la Haute Autorité de Santé, mai 2007; 2, avenue du Stade de France—93218 Saint-Denis La Plaine Cedex; <http://www.has-sante.fr>.
- [46] Comité Consultatif National d'Éthique pour les Sciences de la Vie et de la Santé. Avis N° 103. Éthique et surdité de l'enfant : éléments de réflexions à propos de l'information sur le dépistage systématique néonatal et la prise en charge des enfants sourds. Décembre 2007.
- [47] Buonomano DV, Merzenich MM. Cortical plasticity: from synapses to maps. *Annu Rev Neurosci* 1998;21: 149–86.