

---

## Les tests et indications

---

Les prothèses d'oreille moyenne implantables ou aides auditives implantables regroupent toutes les prothèses qui permettent par une action mécanique active une amplification du signal acoustique et qui sont implantées le plus souvent chirurgicalement.

### Les tests et indications

#### Les prothèses implantables d'oreille moyenne

Les prothèses d'oreille moyenne implantables ou aides auditives implantables regroupent toutes les prothèses qui permettent par une action mécanique active une amplification du signal acoustique et qui sont implantées le plus souvent chirurgicalement.

Ainsi, elles s'opposent aux prothèses auditives classiques ou conventionnelles non implantables ainsi qu'aux prothèses ossiculaires qui sont implantables mais inactives.

Enfin elles s'opposent aux implants cochléaires car elles agissent toujours par une stimulation acoustique ce qui suppose une conservation au moins partielle de l'organe de Corti, contrairement aux implants cochléaires qui fonctionnent par le biais d'une stimulation électrique car les cellules sensorielles ont été détruites.

Les aides auditives implantables ne s'adressent qu'aux patients présentant une surdité de transmission, mixte ou pour certaines surdités de perception.

Ces aides auditives implantables peuvent être regroupées en 4 catégories :

- les stimulateurs de l'os temporal ;
- les appareils couplés à la chaîne ossiculaire ;
- les appareils couplés à la membrane tympanique ;
- les appareils qui stimulent directement la capsule otique.

#### Les stimulateurs de l'os temporal

Nous ne développerons pas les stimulateurs de l'os temporal qui regroupent les prothèses auditives à ancrage osseux (systèmes Audiant et BAHA) étudiées par ailleurs.

#### Les prothèses couplées à la chaîne ossiculaire

Elles sont différentes selon le type du stimulateur.

Trois sortes sont actuellement utilisés : le système piézo-électrique, le système électro-magnétique et le système électro-mécanique. Le fonctionnement d'une prothèse auditive implantable permet la transformation d'une énergie sonore en vibration par 3 phases successives [3]. En premier, l'onde sonore est transformée en signaux électriques par un microphone. Ces signaux électriques sont ensuite amplifiés puis transformés en vibrations mécaniques par un transducteur de sortie qui est connecté à l'étrier ou à un autre point de la chaîne ossiculaire.

Cette transmission de l'onde sonore à la périlymphe se fait avec un minimum de distorsion donnant un aspect naturel et clair aux sons amplifiés. Au début des années 1970, Vernon et Nunly décrivent des prothèses d'oreille moyenne implantables où la vibration de la chaîne ossiculaire est conduite par un cristal piézo-électrique fixé sur l'os temporal. Ces travaux précurseurs ont ensuite été développés par les équipes japonaises. Le système électro-magnétique est lui aussi l'objet de recherche dès les années 1970

### *Le système piézo-électrique*

Au début des années quatre-vingt, Suzuki et Yanagihara [8] avec le concours des firmes Rion et Sanyo Electric Company entreprennent un programme de recherche utilisant un vibreur piézo-électrique qui est en fait une céramique bimorphe.

La prothèse est partiellement implantable (PMEI : prothèse d'oreille moyenne partiellement implantable) et a fait l'objet d'un protocole d'étude supporté par le gouvernement japonais.

Parallèlement, Suzuki et Yanagihara ont développé une prothèse basée sur le même principe mais totalement implantable (TMEI : total middle ear implant) [9, 10]. Elle comprend un microphone placé sous la peau du conduit auditif avec un amplificateur et une batterie situés dans la cavité de mastoïdectomie. La recharge des piles se ferait par induction au moyen d'une bobine externe placée en regard du processeur interne. La TMEI est encore à l'étude et nous ne développerons ici que les PMEI.

Ce système corrige les nombreux inconforts apportés par l'aide auditive aérienne : occlusion du conduit auditif externe et ses problèmes d'inflammation, effet Larsen, mauvaise qualité sonore qui n'est pas naturelle.

L'application clinique a jusqu'à présent seulement été réalisée pour les PMEI.

Le premier patient a été implanté en 1983. Au total, 64 patients ont été implantés pour l'étude clinique primaire par le groupe Suzuki (Université de Teikyo) et le groupe Yanagihara (Université d'Ehime).

A partir de 1993, l'accréditation est obtenue et le système d'assurance médicale supporte partiellement ces prothèses. La prothèse partielle a deux parties une interne et l'autre externe. L'externe est formée d'un microphone, de la pile, de l'amplificateur et d'une bobine d'induction. L'aspect extérieur a la forme d'un contour d'oreille sans bien sur l'embout canalaire. La partie interne consiste en une bobine d'induction, un vibreur (céramique bimorphe) et un système de fixation du vibreur. Le signal électro-magnétique converti par la partie externe est transmis à travers la peau au vibreur piézo-électrique. Ce dernier transmet la vibration sonore à la tête de l'étrier ou en son absence à la platine de l'étrier par l'intermédiaire d'une prothèse ossiculaire type TORP; Les sons transmis par la PMEI semblent être d'une grande fidélité. Ceci a été prouvé par des tests psycho-acoustiques [ 11 ] et clairement rapportés par beaucoup de patients implantés. La taille du vibreur est suffisamment petite pour permettre son implantation dans l'oreille humaine : 1,4 en largeur, 0,6 d'épaisseur et 7 mm de long. L'indication d'un tel système est limitée par la puissance de sortie du vibreur. Dans le système japonais, la puissance compense un maximum de 50 décibels de perte en courbe osseuse à 1 kHz. Du fait de cette limite théorique les critères de sélection des patients ont été : une moyenne en conduction aérienne sur les fréquences conversationnelles qui ne dépassaient pas 50 décibels et un test vibratoire per opératoire positif [3]. Suzuki [12] précise les indications : surdité bilatérale, surdité de transmission avec une conduction osseuse comprise entre 20 et 40 décibels HL à 1 kHz. Au point de vue pathologie, il s'agit d'otite chronique, d'otospongiose ou de malformation de l'oreille moyenne. L'infection de l'oreille moyenne doit être traitée et guérie avant d'envisager une implantation au besoin par une intervention de préparation. L'oreille non implantée doit pouvoir être améliorée par une aide auditive conventionnelle du fait des risques pris par l'implantation de matériel étranger dans l'oreille implantée. L'intervention est faite sous anesthésie locale avec une sédation légère. Deux sortes d'opérations sont utilisées :

- type I: technique fermée (mastoidectomie plus tympanotomie postérieure).
- type II: elle s'applique au patient ayant été opéré précédemment d'une technique ouverte [13][14]. Un lambeau de muscle temporal est prélevé pour être mis en place dans la cavité et protéger le vibreur. Le méat auditif externe est suturé en doigt de gant.

Le positionnement du vibreur est très important pour obtenir un bon résultat. Pour cela on effectue un test peropératoire, le malade étant opéré sous anesthésie locale. On place le vibreur en bonne situation par rapport à l'étrier et on le fixe temporairement avec de la colle (cyanoacrylique) au pourtour de la cavité. Le vibreur est connecté à un audiomètre et on mesure les seuils obtenus en audiométrie tonale. Ces seuils peuvent être convertis en décibels HL [15] ; une fois le test positif on poursuit l'implantation en vissant le fixateur du vibreur par des vis en titane dans l'os squameux. La bobine interne est ensuite placée en regard de la position future du système externe rétro auriculaire. Une dernière vérification est faite pour être sûr que l'appareillage fonctionne en reliant l'unité externe à l'audiomètre.

Les résultats obtenus dans les deux groupes à long terme sont encourageants. Ils démontrent une amélioration nette des résultats avec l'expérience chirurgicale [12] associée aussi à des modifications apportées à l'implant (réduction de la taille de la bobine interne, câblage plus solide, nouveau mode de fixation, augmentation de la puissance de la partie externe).

Les résultats rapportés par Suzuki sont excellents pour 14 patients sur 30 et bons pour 6 autres patients [12]. Ces résultats ont été ensuite rapportés à plus long terme : 17 patients utilisent la prothèse tous les jours, toute la journée

Plus récemment Yanagihara [3] rapporte sur le long terme (suivi de 2 à 12 ans avec une moyenne de 8 ans) ses propres résultats.

Tous sauf un (1ère phase de 35 patients, 2e phase de 5 patients) ont retrouvé avec cet appareil une audition socialement correcte. Il rapporte 7 échecs : 3 dysfonctionnements de la partie implantée, 1 pour un manque de sensibilité, 3 pour des fistules rétro auriculaires. Quelques patients (7 patients) ayant des dysfonctions tubaires ont eu une rétraction tympanique qui a fini par s'accoler et recouvrir complètement le vibreur. Un nettoyage est nécessaire tous les 3 à 4 mois. Généralement cette rétraction ne perturbe pas le fonctionnement de l'implant. Pour cette raison il préfère en cas de dysfonction tubaire réaliser une intervention de type II. Certains patients ont été réimplantés avec succès [3]. Suzuki [16, 17] préconise dans ces cas là, la mise en place d'un tympan plus latéral lors de l'intervention préparatoire.

Au point de vue fonctionnel sur 36 patients :

conduction aérienne pré opératoire 62,2 ± 12 dB.

conduction osseuse pré opératoire 38,4 ± 11, 2 dB

conduction aérienne 3 mois postopératoire avec implant : 25,1 ± 10,8 dB (N = 35)

conduction aérienne postopératoire sur le long terme (4 ans en moyenne avec l'implant): 39,1 ± 14,1 dB (N = 25).

Les patients déclarent avoir une audition claire naturelle même dans une ambiance bruyante sans interférence sonore ou sifflement lié à un effet Larsen. Il n'a jamais été noté de détérioration de la voie osseuse sur le long terme. Au contraire il semble exister une amélioration de 5 à 10 dB du 500 au 4000 Hz [17]. Cela pourrait être lié à l'effet de masse apporté par le vibreur au niveau de l'étrier. Suzuki rapproche cet aspect de l'amélioration de la courbe osseuse souvent obtenue après stapéctomie ou stapédotomie pour otospongiose.

En France, un patient a été implanté à Marseille avec une telle prothèse selon la technique de Suzuki [ 18]. Il s'agissait d'une surdité mixte. Le patient a confirmé l'excellente qualité sonore rapporté par les patients japonais.

Dumon et collaborateurs travaillent sur le système piézo-électrique et proposent d'intercaler l'extrémité de la céramique bimorphe au niveau de l'articulation incudo-stapédienne entre étrier et enclume [19, 20]. Cela est possible grâce à l'adjonction d'une extension en forme de mini-plaque à

l'extrémité de la céramique. Cette petite plaque prend la place de l'os lenticulaire ce qui représente un dommage iatrogène mineur qui peut être réparé si le vibreur devait être retiré. Un système de mesure des performances acoustiques des vibreurs a été développé montrant une progression logarithmique entre l'intensité de stimulation et celle de vibration, ainsi qu'une pression sonore de sortie dépassant 11 OdB SPL [21]. Cette puissance de sortie laisse espérer une application dans les surdités neuro-sensorielles modérée à sévère selon Fredrickson.

### ***Le système électro-magnétique***

Le système électro-magnétique permet de compenser certains défauts des appareils piézo-électriques notamment le couplage avec la tête de l'étrier ou avec la platine.

Ces prothèses comprennent un aimant implanté et une bobine électro-magnétique d'induction. L'aimant implanté peut être attaché aux osselets, à la membrane tympanique ou à la fenêtre ronde (cf appareil stimulant directement la capsule otique). La bobine d'induction est placée dans le conduit auditif externe ou implantée dans le rocher. En créant un champ magnétique variable elle fait vibrer l'aimant implanté. Ces aimants sont soit en samarium cobalt soit en néodymium fer boron. Jusqu'à présent aucune prothèse n'est suffisamment puissante pour appareiller des surdités sévères et profondes qui nécessite une puissance de sortie de 120 dB SPL selon Fredrickson [22]. Il y a plusieurs raisons à cela. La première est la perte d'énergie liée à la distance entre l'aimant et la bobine émettrice. Cette énergie est inversement proportionnelle au cube de la distance bobine-aimant. Ainsi cette distance doit être aussi petite que possible et la position de la bobine stimulante doit être fixe. Pour cette raison certaines équipes ont choisi l'implantation de la bobine émettrice au niveau mastoïdien ce qui rend sa position fixe et la distance entre elle et l'aimant invariable contrairement au positionnement intracanalair. La puissance de sortie de l'appareil peut être accrue en augmentant la taille de l'aimant mais cela au détriment des fréquences aiguës. La puissance de sortie peut aussi être accrue en utilisant un courant plus fort dans la bobine stimulatrice ou en lui ajoutant des tours. Mais la taille de la bobine et la chaleur dégagée limitent cette possibilité. Les contraintes anatomiques limitent aussi le nombre de tours. La puissance peut être multipliée par 1000 en utilisant un noyau ferromagnétique dans la bobine. Cependant ce noyau peut rester partiellement magnétisé quand on arrête le champ magnétique. Ceci pourra entraîner une force sur l'aimant implanté même quand la bobine stimulatrice n'est pas activée.

Depuis 1986 Maniglia [23] a développé ce qu'il a appelé la prothèse d'oreille moyenne implantable électro-magnétique sans contact (" contactless electromagnetic implantable middle ear device "); en fait il s'agit d'un appareil électro-magnétique semi implantable pour les surdités neurosensorielles légères et modérées. Il utilise un aimant encapsulé hermétiquement dans du titane fait de néodymium fer et boron. Cet aimant est fixé sur l'enclume à l'aide d'un ciment. La bobine émettrice est placée dans l'attique connectée à une antenne au niveau de l'os squameux. Ainsi il n'y a aucun contact entre la bobine émettrice et l'aimant mais ils doivent être séparés par un millimètre environ. La partie externe comprend un microphone, un amplificateur, une antenne et une batterie. Cette partie est placée dans une " poche cutanée " et stimule de manière transcutanée la bobine interne émettrice. Des études chez l'animal (chat) ont montré une bonne tolérance avec peu de répercussion sur la fonction de la chaîne ossiculaire. Le gain moyen est de 22 dB SPL chez l'animal mesuré par les potentiels évoqués auditifs.

D'après Maniglia, cette prothèse ayant une puissance de sortie allant jusqu'à 100 dB SPL pourrait être appliquée aux surdités neurosensorielles légères et modérées. Les prototypes pour l'implantation chez l'homme sont à l'étude.

Heide et al. [24] utilisent un aimant (samarium cobalt) qui est collé à Fumbo alors que la bobine émettrice est placée dans le conduit auditif externe. Ils rapportent un gain moyen de 17,3 dB sur les 500, 1000 et 2000 Hz mais n'ont pas retrouvé de différence significative dans la discrimination vocale chez 5 patients sur 6. Les patients se sont plaints d'un inconfort lié à la prothèse intra canalair. Par contre le 6e patient a préféré l'implant à l'aide auditive conventionnelle rapportant une amélioration qualitative très nette en ambiance bruyante.

Baker et al. [25] ont implanté 3 hommes et 2 femmes présentant une surdité neurosensorielle légère à modérée. Sous anesthésie locale après élévation d'un lambeau tympanoméatal, l'articulation incudo-stapédienne est séparée. Un aimant en néodymium fer boron est inséré entre l'os lenticulaire et l'étrier. Les audiogrammes initiaux ont montré une amélioration sensible sur les fréquences les plus atteintes. Le son perçu était clair et de grande fidélité. Seulement après 3 mois, il n'y avait plus de réponses. Après ablation du matériel on a remarqué que le fer de l'aimant avait absorbé l'humidité durant sa préparation avant implantation. Ainsi petit à petit l'aimant a perdu de sa puissance magnétique. Quatre patients ont alors été implantés avec un

aimant samarium cobalt. Mais ces aimants doivent être gros pour obtenir la même puissance de sortie de l'appareil. L'effet de masse ainsi obtenu a entraîné une baisse des fréquences aiguës. Cette équipe, actuellement, travaille pour améliorer les aimants samarium cobalt.

Kartush et Tos [26] ont développé un système où la bobine électro-magnétique est placée dans le conduit auditif externe. Un moulage du conduit permet de fabriquer un appareil intra-conduit profond de manière à placer la bobine d'induction le plus près possible de l'aimant. Ce moulage précis donne une bonne fixation de cet appareil dans le conduit auditif externe. Un aimant en samarium cobalt est lui placé dans une prothèse type 111 (TORP). Cinquante patients ont été implantés dans une étude multicentrique. Il s'agissait d'otites chroniques stabilisées présentant des surdités de type mixte avec des seuils en voie osseuse ne dépassant pas 70dB HL quelque soit la fréquence. La discrimination était supérieure à 60 %. Les résultats obtenus sur 10 patients implantés par Kartush [26] ont montré un gain fonctionnel moyen similaire aux prothèses conventionnelles du 500 au 2000 Hz. Par contre le gain obtenu du 4 000 au 6 000 Hz ainsi que la discrimination vocale étaient plus importants que pour l'appareil conventionnel. Neuf patients sur 10 ont exprimé avoir une amélioration qualitative du son ainsi qu'une audition meilleure dans les ambiances bruyantes. Le recul post opératoire est de 3 à 7 ans. Deux extrusions survinrent un et trois ans après implantation. Parallèlement, 9 patients ont été implantés par Tos [27]. Un élargissement du conduit auditif externe a permis une meilleure adaptation de l'embout intra-canalair avec un alignement de la bobine par rapport à la tête de la TORP magnétique. Les résultats audiométriques rapportés pour 6 patients montrent un gain fonctionnel de 40 à 70 dB. Au bout de 6 mois tous les patients préfèrent le système magnétique à la prothèse auditive conventionnelle.

Des essais sont en cours pour des applications sur des surdités de perception pure.

Enfin les travaux de R. Goode et de G. Ball semblent actuellement les plus avancés avec une application pour les surdités de perception modérées et sévères. La commercialisation du système commence juste en Europe. Le système appelé "Vibrating Ossicular Prothesis : prothèse vibratoire ossiculaire).

Cette dernière est formée d'un module récepteur fixé corticale mastoïdienne qui est reliée par un câble conducteur à un transducteur à masse flottante (FMT *TM* = Floating Mass Transducer *TM*). Ce FMT<sub>TM</sub> comprend un aimant représentant la masse flottante mis en mouvement par le champ électrique. Il est fixé à la branche descendante de l'enclume au moyen d'un clip. L' audio processeur rassemble le microphone, la batterie, un processeur de son et un circuit modulateur. Il mesure 2,5 cm de diamètre et se place en regard de la bobine interne à laquelle il est maintenu par force magnétique.

Les premiers résultats des études cliniques faites tant en Europe qu'aux États Unis ont été rapporté récemment et semblent très prometteurs.

## **Les implants électro-mécaniques**

Ils représentent la troisième façon de transmettre la vibration sonore aux osselets. Ils sont développés par Fredrickson [29]; ce système comprend une partie électro-magnétique qui est directement au contact de la chaîne ossiculaire par une de ses extrémité appelée sonde. Le transducteur est connecté à une bobine externe qui le stimule de manière trans-cutané. Le moteur électromagnétique du transducteur convertit le signal électrique en une vibration mécanique de la sonde. extrémité de celle-ci se place au niveau d'un orifice fait au laser dans l'enclume permettant de limiter tout traumatisme de la chaîne ossiculaire. La stimulation du transducteur fait vibrer la chaîne ossiculaire par l'intermédiaire de la sonde.

Les tests ont montré une puissance de sortie équivalente à 140 dB SPL au niveau de la membrane tympanique. La courbe de sortie fréquentielle est stable jusqu'à 10kg/Hz. Onze singes rhésus ont été implanté avec ce système. L'étude des potentiels évoqués auditifs a montré que la stimulation mécanique est comparable à la stimulation acoustique.

## **Appareils couplés à la membrane tympanique**

Perkins [30] utilise un aimant inséré dans un fin disque de silicone. Ce disque est placé sur le tympan auquel il est retenu par des forces capillaires à l'aide d'une goutte d'huile minérale. La bobine stimulatrice est placée soit dans le conduit auditif externe soit autour du cou

comme un collier. Les indications seraient les surdités neurosensorielles légères et modérées. Dix patients durant 3 mois ont utilisé ce système qui a été bien toléré au niveau de la membrane tympanique mais avec peu d'amélioration des seuils auditifs. Les résultats obtenus avec le collier inducteur ont montré un gain de 25 dB à 2000 Hz. Par contre, une variabilité dans le gain obtenu à différentes fréquences et un faible gain dans les fréquences aiguës a été rapporté.

### **Appareils stimulant directement la capsule otique**

Spindel et al [31] ont étudié un modèle chez le cobaye en plaçant un aimant en neodymium fer boron sur la fenêtre ronde. La vibration se fait au moyen d'une bobine d'induction placée dans la mastoïde. Ainsi la cochlée est stimulée directement en shuntant la chaîne ossiculaire. Réalisée en aigu chez cet animal, l'étude des réponses auditives du tronc cérébral obtenues par stimulation électromagnétique de la fenêtre ronde ou par stimulations acoustique est comparable.

Dumon et col. ont pu sur des cobayes équipés d'un vibreur piézo-électrique placé sur la fenêtre ronde de manière chronique (plus de 2 mois) confirmer ce résultat en comparant les potentiels évoqués piézo-électrique et les potentiels évoqués auditifs. Ces résultats étaient stables dans le temps. De plus une étude en microscopie électronique à balayage a montré l'excellente tolérance de ce matériel au niveau de la fenêtre ronde [19]. Enfin, en aigu, en testant différents sites de stimulation piézo-électrique, ils ont confirmé que les seuils de stimulation les plus bas sont obtenus au niveau de la tête de l'étrier. Celui semble être le meilleur site de stimulation piézo-électrique.

Welling et Barnes [32] s'appuyant sur les possibilités d'amélioration de l'audition offertes par la fenestration préconisée par Sourdille ont stimulé directement la capsule optique au moyen d'un vibreur piézo-électrique par fenestration du canal semi circulaire supérieur chez le chat. Ils ont de plus stimulé par ce système le canal semi circulaire postérieur chez un patient opéré sous anesthésie locale pour un vertige positionna paroxystique résistant aux différentes manœuvres libératoires. Une stimulation per opératoire a pu être faite permettant d'obtenir des seuils ainsi qu'une discrimination vocale de 84% à 0,7 volt. Le patient ne s'est pas plaint de déséquilibre pendant cette stimulation.

### **Conclusion**

La prothèse d'oreille moyenne implantable existe et entre dans sa phase de commercialisation malgré le cahier des charges très lourd (efficacité sur les surdités neurosensorielles sans effet délétère sur la cochlée et sur l'organisme, totalement ou en grande partie implantable, fiable à long terme et d'un prix abordable). La prothèse d'oreille moyenne totalement implantable sera très certainement au point dans un futur proche. De grandes avancées ont été faites ces 15 dernières années permettant de passer avec succès pour certaines prothèses le stade clinique grâce aux projets technologiques et aux travaux de quelques équipes. Les résultats obtenus sont très encourageants quant à la qualité sonore au dire des patients eux-mêmes; Certains appareils sont maintenant indiqués dans les surdités de perception. La plupart des équipes s'intéressent aux moyens d'augmenter la puissance de sortie de l'implant pour pouvoir appareiller les surdités neurosensorielles car elles représentent une indication beaucoup plus large.

### **Références**

- [1] **Maniglia AJ.** : Implantable hearing devices : state of the art. *Otolaryngol Clin North Am.* 1989 22:175-200
- [2] **Gulya AJ. Stach B.** : Hearing Aids : Implantable hearing aids, state of the art. *Arch Otolaryngol. Head Neck Surg* 1996 122:363-367
- [3] **Yanagihara N. Hinihira Y. Gyo K.** : Surgical rehabilitation of deafness with partially implantable hearing aid using piezoelectric ceramic bimorphi ossicular vibrator. *Auri Nasus Larynx* 1997 24:91-98

- [4] **Vernon J. Brummett R. Denniston R et al** : Evaluation of an implantable type hearing aid by means of cochlear potentials. *Volta review* 1972 20-29.
- [5] **Nunley J. Agnew J. Smith G et al** : Stimulation of the chinchilla's ossicular chain with an implanted hearing device. *J Audit Res* 1975 20258-61
- [6] **Fredrickson JM. Tomlinson DR. Davis ER et al** : Evaluation of an electromagnetic implantable hearing aid. *Can J Otolaryngol* 1973 2 53-62
- [7] **Goode RL.** : An implantable hearing aid. State of the art; *Trans Am Acad Ophthal Otol* 1970 74 128-139
- [8] **Yanagihara N., Suzuki J.I., Gyo K. et coll.** : Development of an implantable hearing aid using a piezoelectric vibrator of biomorphic design : state of the art. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 1984 92,6, 706-712
- [9] **Suzuki J.I. and Kodera K.** : Is a totally implantable hearing aid realistic ? in *Proceeding of the Third international Symposium on Transplants and Implants in Otolaryngology* Bordeaux, France, June 10-14, 1995 *Transplants and Implants in Otolaryngology III*, ed M. Portmann Kugler Publication, Amsterdam, The Netherlands 1996 315-322
- [10] **Suzuki J.I. Kodera K. Yabe T.** : Future directions in implantable hearing instruments. in *proceedings of the XVI World Congress of Otorhinolaryngology Head and Neck Surgery* Sydney 97, McCafferty G., Coman W. and Carroll R. ed, Monduzzi Publications Bologna Italy 17-19.
- [11] **Kodera K, Suzuki IL, Nagai K., Yabe T.** : Sound Evaluation of Partially Implantable Piezoelectric Middle Ear Implant : Comparative Study of Frequency Responses. *ENT Journal* 1994 73 2108-111.
- [12] **Suzuki J., Kodera K., Akai S. and Nagai K.** : Still Further Clinical Observation of Mei Implanted Patients; in *Transplants and Implants in Otolaryngology* 11, *Proceedings of the Second International Symposium on Transplants and Implants in Otolaryngology* Matsuyama, Ehime, Japan, April 1-5, 1991 N. Yanagihara and J. Suzuki ed., Kugler Publications, Amsterdam/New York 1992 387-390.
- [13] **Yanagihara N.** : Surgical aspects of the partially implantable hearing aid of the Ehime type. *Oper Tech Otolaryngol Head Neck Surg* 1992 3 32-38.
- [14] **Yanagihara N., Gyo K., Hinohira Y.** : Partially implantable hearing aid using piezoelectric ceramic ossicular vibrator: results of the implant operation and assessment of the hearing afforded by the device. *Otolaryngol. Clin. N. Am.*, 1995, 28, 1, 85-98.
- [15] **Yanagihara N., Arimoto H., Yamanaka E. et coll.** : Intraoperative Assessment of Vibrator Induced Hearing. *Adv. Audiol., Karger Basel*, 1988, 4, 124-133.
- [16] **Suzuki J.I., Kodera K., Nagai K., Yabe T.** : Long Term Clinical Results of the Partially Implantable Piezoelectric Middle Ear Implant. *ENT Journal* 1994 73 2104-107.
- [17] **Suzuki J.I., Kodera K., Nagai K. et coll.** : Partially implantable piezoelectric middle ear hearing device : long term results. *Otolaryngol. Clin. N. Am.*, 1995, 28, 1, 99-106.
- [18] **Olivier J.C., Sanguy C.** : Middle ear electrostatic implants : Hopes and problems (abstract X) *International Symposium on Electronic Implants in Otolaryngology and Conventional hearing Aid*, Orlando, FL, November 1993.
- [19] **Dumon T., Zennaro O., Charlet de Sauvage R., Aran J.M. Bébéar JP.** : Implants d'oreille moyenne, développement d'un prototype humain. *Rev. Laryngol. Otol. Rhinol Bord*, 1993, 114, 2147-150.
- [20] **Dumon T., Zennaro O., Aran J.M., Bébéar JP.** : Piezoelectric Middle Ear Implant preserving the ossicular chain. *Otolaryngol. Clin. N. Am.*, 1995, 28, 1, 173-187.
- [21] **Dumon T., Zennaro O., Aran J.M. Bébéar JP.** : Développement d'un vibreur piézo-électrique pour implant d'oreille moyenne. Etat des travaux. *Rev. Laryngol Otol. Rhinol. Bord*, 1995, 116, 4309-312.
- [22] **Fredrickson JM., Coticchia J.N., Khosla S.** : Current status in the development of Implantable Middle Ear Hearing Aids. *Advances in Otolaryngology* Vol 10 1996 Mosby-Year Book, Inc. 189204.
- [23] **Maniglia A.J. Ko W.H. Rosenbaum M. et al** : Contactless semi-implantable electromagnetic middle ear device for the treatment of

sensorineural hearing loss, short-term and long-term animal experiments. *Otolaryngol. Clin. N. Am.*, 1995, 28, 1, 121-140.

[24] **Heide J. Tatge G. Sander T. et al** : Developpement of a semi-implantable hearing aid. in Middle ear implant: implantable hearing aid, Hoke M ed, Adv Audiol Basel, Karger publisher 1988 4 4243.

[25] **Baker RS. Wood MW. Hough JVD.** : The implantable hearing device for sensorineural hearing impairment : the Hough Ear Institute experience. *Otolaryngol. Clin. N. Am.*, 1995, 28, 1, 147-154.

[26] **Kartush JN. Tos M.** : Electromagnetic ossicular augmentation device. *Otolaryngol. Clin. N. Am.*, 1995, 28, 1, 155-172.

[27] **Tos M. Salomon G. Bonding P.** : Implantation of electromagnetic ossicular replacement device. *ENT Journal* 1994 73 2 92-103.

[28] Amsterdam, Séminaire sur le "Vibrant<sup>a</sup> Soundbridge" organisé par Symphonix, 25 mars 1998.

[29] **Fredrickson JM., Coticchia JM., Khosla S.** : Ongoing investigations into an implantable electromagnetic hearing aid for moderately severe to severe sensorineural hearing loss. *Otolaryngol. Clin. N. Am.*, 1995, 28, 1, 107-120.

[30] **Perkins P.** : Earlens tympanic contact transducer : a new method of sound transduction to the human ear. *Otolaryngol Head and Neck Surg* 1996 114 6 720-728.

[31] **Spindel JH. Lambert PR. Ruth RA.** : The round window electromagnetic implantable hearing aid approach. *Otolaryngol Clin. N. Am.*, 1995, 28, 1, 189-205.

[32] **Welling DB. Barnes DE.** : Acoustic stimulation of the semicircular canals. *Otolaryngol. Clin. N. Am.*, 1995, 28, 1, 207-219.