

Les Cahiers de L'AUDITION

REVUE D'INFORMATIONS TECHNIQUES ET SCIENTIFIQUES - VOL. 20 - JANVIER/FÉVRIER 2007 - N°1 - ISSN 0980-3482

THÈSE : 1^{ÈRE} PARTIE

Stimulation magnétique
transcranienne et imagerie
par résonance magnétique :
application à la modulation
du traitement du langage



GN Resound
 Leader **mondial**
 du diagnostic en ORL

MADSEN OTOflex 100

Impédancemètre portable
 technologie Bluetooth intégrée



MADSEN Accuscreen

Dépistage de la surdité chez l'enfant
 et le nouveau né par oto-émissions
 acoustiques, produits de distorsions.
 PEA automatique.



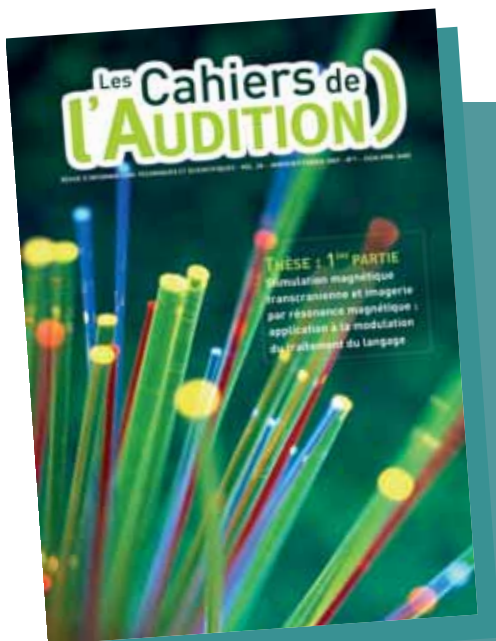
AURICAL Plus

Audiomètre,
 chaîne de mesures
 (mesures in-vivo)
 Hi-Pro intégré.



MADSEN OTOCam II

Vidéotoscope.
 Déjà adopté par 1 audioprothésiste 3.



PUBLICATION DE LA S.A.R.L. GALATÉE.

Gérant et directeur
de la publication :
Daniel Chevillard
12ter, Rue de Bondy
93600 Aulnay sous Bois
Tél. : 01 48 68 19 10 - Fax : 01 48 69 77 66
soniclaire@infonie.fr

RÉDACTEUR EN CHEF

Professeur Paul Avan
Faculté de Médecine
Laboratoire de Biophysique
28, Place Henri Dunant - BP 38
63001 Clermont ferrand Cedex
Tél. : 04 73 17 81 35 - Fax : 04 73 26 88 18
paul.avan@u-clermont1.fr

RÉDACTEURS

François Degove
francois.degove@wanadoo.fr
Arnaud Coez - acoez@noos.fr
Assistante : C. Degove
5, avenue Maréchal Joffre
92380 Garches
Tél. 01 47 41 00 14

CONCEPTION - RÉALISATION MBQ

32, rue du Temple - 75004 Paris
Tél. : 01 42 78 68 21 - Fax : 01 42 78 55 27
stephanie.bertet@mbq.fr

PUBLICITÉ

Christian Renard
50, rue Nationale - BP 116
59027 Lille Cedex
Tél. : 03 20 57 85 21 - Fax : 03 20 57 98 41
labo.audiologie.lille@wanadoo.fr

SERVICE ABONNEMENTS

Editions Elsevier Masson SAS
62, rue Camille Desmoulines
92442 Issy-les-Moulineaux Cedex
Tél. : 01 71 16 55 55 - Fax : 01 71 16 55 88
infos@masson.fr
www.masson.fr/revues/cau

DÉPOT LÉGAL

À DATE DE PARUTION

Janvier/Février 2007 - Vol. 20 - N°1
Imprimé par Néo-typo - Besançon

N°CPPAP 0411 T 87 860

Indéxé dans : Embase / Excerpta Medica

Liste des annonceurs

ACOUREX •
AUDITION CONSEIL •
GN RESOUND •
NEWSON • OTICON •
PHONAK • SIEMENS •
STARKEY • SPAT

Les Cahiers de l'Audition
déclinent toute responsabilité
sur les documents qui leur
sont confiés, insérés ou non.

Les articles sont publiés
sous la seule responsabilité
de leurs auteurs.

2 INSTRUCTIONS AUX AUTEURS

5 ÉDITORIAL

Paul AVAN

7 ACTUALITÉS

François DEGOVE

8 INTRODUCTION

Arnaud COEZ

9 THÈSE DE DOCTORAT 1^{ÈRE} PARTIE

Stimulation magnétique transcranienne et imagerie
par résonance magnétique : application à la modulation
du traitement du langage

Jamila ANDOH

INTRODUCTION GÉNÉRALE

CHAPITRE 1

Validation d'une méthode manuelle de positionnement
de la bobine de TMS

J. ANDOH, A. CACHIA, J.F. MANGIN, E. ARTIGES,
Y. COINTEPAS, M. L. PAILLÈRE-MARTINOT,
D. RIVIÈRE, J. L. MARTINOT

37 DOSSIER

Aspects psychologiques des patients implantés
et des patients appareillés

Colette DEGIVE

42

Pratique quotidienne de l'anamnèse en audiologie
par une psychologue

Claire GRANGET

48 VEILLE TECHNOLOGIQUE

54 INFORMATIONS - EMPLOIS

55 CAS CLINIQUES

Président :

Eric BIZAGUET

Premier Vice-Président :

Frank LEFEVRE

Deuxième Vice-Président :

Christian RENARD

Rédacteur en Chef :

Professeur Paul AVAN

Conception-Réalisation :

MBQ

Comité Biotechnologie**Electronique et****Acoustique :**

Professeur Christian GELIS

Philippe VERVOORT

Comité Techniques**Prothétiques et****Audiologie de l'Adulte et de l'Enfant :**

François DEGOVE

Thierry RENGLLET

Frank LEFEVRE

Docteur Paul DELTENRE

Comité Audiologie**Expérimentale :**

Christian LORENZI

Stéphane GARNIER

Stéphane GALLEGO

Comité Sciences**Cognitives****et Sciences****du Langage****(phonétique) :**

Benoit VIROLE

Comité O.R.L.**Audiophonologie :****Responsable :**

Professeur Alain ROBIER

Adjoint :

Professeur René DAUMAN

Docteur Dominique DECORTE

Docteur Christian DEGUINE

Docteur Olivier DEGUINE

Professeur Alain DESAULTY

Docteur Jocelyne HELIAS

Docteur Jacques LEMAN

Docteur Lucien MOATTI

Docteur Jean-Claude OLIVIER

Docteur Françoise REUILLARD

Professeur François

VANEECLOO

Professeur Christophe

VINCENT

**Comité Orthophonie
Education et Rééducation
de la Parole et du
Langage : Annie DUMONT****Comité Veille****Technologique :**

Robert FAGGIANO

Comité Veille**Informatique :**

Charles ELCABACHE

Comité Bibliographie :

François DEGOVE

Philippe LURQUIN

**Relations avec les
Etats-Unis et le Québec :**

François LE HER

Jean BELTRAMI

Comité de Lecture :**Au titre de la Société****Française d'Audiologie :**

Président :

Professeur Bruno FRACHET

**Au titre de Membres du
Collège National
d'Audioprothèse :**

Jean-Claude AUDRY

Bernard AZEMA

Jean BANCONS

Jean-Paul BERAHA

Hervé BISCHOFF

Geneviève BIZAGUET

Daniel CHEVILLARD

Arnaud COEZ

Christine DAGAIN

Ronald DE BOCK

Jacques DEHAUSSY

Jean-Pierre DUPRET

Thierry GARNIER

Eric HANS

Bernard HUGON

Jérôme JILLIOT

Stéphane LAURENT

Jean MONIER

Maryvonne NICOT-MASSIAS

Jean OLD

Georges PEIX

Xavier RENARD

Benoit ROY

Claude SANGUY

Philippe THIBAUT

Jean-François VESSON

Frédérique VIGNAULT

Alain VINET

**Au titre de Membres
Correspondants
étrangers du Collège
National d'Audioprothèse :**

Roberto CARLE

Léon DODELE

Philippe ESTOPPEY

André GRAFF

Bruno LUCARELLI

Carlos MARTINEZ OSORIO

Juan Martinez SAN JOSE

Christoph SCHWOB

**Au titre de Présidents
des Syndicats****Professionnels****d'audioprothésistes :**

Francline BERTHET

Frédéric BESVEL

Luis GODINHO

**Au titre de Membres du
Bureau de l'Association
Européenne des
Audioprothésistes :**

Corrado CANOVI

Marianne FRICKEL

Hubert KIRSCHNER

Leonardo MAGNELLI

Fred VAN SCHOONDER-

WALDT

**Au titre de Membres
du Comité Européen
des Techniques
Audiologiques :**

Herbert BONSEL

Franco GANDOLFO

Heiner NORZ

**Au titre de Directeurs
de l'Enseignement de
l'Audioprothèse :**

Professeur Julien

BOURDINIÈRE

Professeur Lionel COLLET

Professeur Pascale

FRIANT-MICHEL

Professeur Alexandre GARCIA

Professeur Jean-Luc PUEL

Professeur Patrice

TRAN BA HUY

**Au titre de Membres du
Conseil d'Administration
de la Société Française
d'Audiologie :**

Professeur Jean-Marie ARAN

Bernadette CARBONNIÈRE

Docteur Jean-Louis COLLETTE

Docteur Marie-José FRAYSSE

Professeur Eréa-Noël

GARABEDIAN

Docteur Bernard MEYER

Docteur Sophie TRONCHE

**Au titre des Membres de
la Fédération Nationale
des Orthophonistes :**

3 membres

**Au titre des Membres
du Syndicat National
des Oto-Rhino-
Laryngologistes :**

3 membres

**Au titre de Membres
du Syndicat National des
Phoniatres :**

2 membres

GÉNÉRALITÉS

Les travaux soumis à la rédaction des Cahiers de l'Audition sont réputés être la propriété scientifique de leurs auteurs. Il incombe en particulier à ceux-ci de recueillir les autorisations nécessaires à la reproduction de documents protégés par un copyright.

Les textes proposés sont réputés avoir recueilli l'accord des co-auteurs éventuels et des organismes ou comités d'éthique dont ils ressortent. La rédaction n'est pas responsable des textes, dessins ou photos publiés qui engagent la seule responsabilité de leurs auteurs.

L'acceptation par la rédaction implique le transfert automatique des droits de reproduction à l'éditeur.

ESPRIT DE LA REVUE

De manière générale, Les Cahiers de l'Audition sont une revue d'informations scientifiques et techniques destinée à un public diversifié : audioprothésistes, audiologistes, orthophonistes ou logopèdes, médecins en contact avec les différents secteurs de l'audition (généralistes, neurologues, électro-physiologistes, ORL, etc...).

Ce public souhaite une information qui soit à la fois à jour sur le plan scientifique et technique, et didactique. Le but des auteurs des Cahiers de l'Audition doit être de lui rendre accessible cette information, même aux non-

spécialistes de tel ou tel sujet.

Bien que Les Cahiers de l'Audition n'exigent pas d'un article qu'il présente des données originales, l'article lui-même doit être original, c'est à dire ne pas avoir déjà été publié tel quel dans une autre publication sans l'accord explicite conjoint des auteurs et de la rédaction des Cahiers de l'Audition.

MANUSCRITS

Ils sont à fournir en deux exemplaires (1 original + 1 copie, complets à tous égards). La remise de manuscrits électroniques (disquettes 3 pouces 1/2, format Macintosh ou PC Word 5 ou Word 6) est vivement encouragée. Elle est destinée à l'imprimeur et ne dispense pas de l'envoi des 2 exemplaires « papier ». Ne pas faire soi-même de mise en page puisqu'elle sera faite par l'imprimeur.

Les schémas, dessins, graphiques doivent être ou des originaux ou des tirages bien contrastés, en trait noir sur papier blanc. Les tirages sur imprimante laser de qualité sont encouragés. Les diapositives de ces éléments ayant servi à une projection sont acceptées. L'encre bleue est prohibée pour des raisons techniques. Les photos doivent être de préférence des diapositives ou des tirages papier de grande qualité. Les illustrations doivent être référencées avec précision et leur emplacement souhaité dans le texte indiqué approximativement, ainsi que la taille souhaitée (noter que 1

colonne de revue = 5,5 cm de large).

En cas de demande expresse, les documents seront retournés aux auteurs après impression.

Les manuscrits, rédigés en français, devront comporter en 1^{ère} page le titre de l'article, les noms des auteurs, leurs titres, leurs adresses, une table des matières et un résumé en français et en anglais indiquant brièvement le but général de l'article, les méthodes mises en œuvre et les conclusions proposées.

Le plan de l'article sera découpé en sections. La bibliographie ne sera pas forcément limitée à celle citée dans le texte : en effet, les auteurs peuvent rajouter quelques ouvrages de base dont ils recommandent la lecture à ceux qui souhaiteraient compléter leur information. Toutefois, l'usage extensif de références à des publications difficiles d'accès pour les lecteurs, ou trop spécialisées, n'est pas recommandé.

CHRONOLOGIE

Lorsque les auteurs ont été sollicités par un responsable de la rédaction, ils en reçoivent une confirmation écrite qui leur indique une date limite souhaitée pour la rédaction de leur article. Le respect de cette date est essentiel car il conditionne la régularité de parution de la revue. Lorsqu'un auteur soumet spontanément un article à la revue, la chronolo-

gie est indiquée ci-dessous.

Les manuscrits une fois reçus seront soumis au comité de lecture qui pourra demander des modifications ou révisions avant publication. L'avis du comité de lecture sera transmis aux auteurs dans un délai ne dépassant pas 1 mois. La publication doit donc survenir au plus tard 2 mois après réception de l'article sauf cas de force majeure (qui pourrait rajouter un délai de 3 mois). Ces indications n'ont pas valeur de contrat et le fait de soumettre un article aux Cahiers de l'Audition sous-entend l'acceptation des conditions de publication.

Une fois l'article mis en page, l'imprimeur envoie les épreuves de celui-ci à l'auteur : ces épreuves doivent être renvoyées corrigées sous 3 jours. Les seules corrections admises portent sur ce qui n'a pas été respecté par rapport au manuscrit, ou sur la mauvaise qualité de la mise en page ou de la reproduction de figures. L'auteur ou l'équipe d'auteurs recevra 20 exemplaires gratuits du numéro de la revue où l'article est paru.

LES MANUSCRITS SONT À ADRESSER À

Professeur Paul AVAN

Les Cahiers de l'Audition
Laboratoire de Biophysique
Faculté de médecine, BP38
63001 Clermont-Ferrand
cedex, France

La FM devient conviviale !

A l'école, les enfants s'appuient sur des solutions FM. Malheureusement, l'utilisation de la FM est plutôt difficile puisque l'enseignant ne peut pas vérifier si sa voix est transmise clairement. Rien ne lui confirme également que l'enfant reçoit vraiment le signal de parole. Mais l'enseignant sait une chose, lorsque le système FM tombe en panne : il perd un temps précieux à aider l'enfant alors qu'il pourrait enseigner.

Oticon Amigo est une nouvelle génération de solutions qui redéfinit les règles des systèmes FM. Les nouvelles technologies rendent Amigo plus facile à utiliser et plus fiable que les autres systèmes FM.

- ♦ Amigo possède un voyant lumineux (LED) incorporée dans le système FM qui permet à l'enseignant de savoir avec **CERTITUDE** que le système fonctionne et que l'enfant entend sa voix.
- ♦ Les salles de classe présentent des défis très particuliers. Grâce au verre blindé de l'écran, au clavier scellé à la silicone et à sa protection en caoutchouc moulé, Amigo assure une **MEILLEURE LONGEVITE** et devient la plus robuste de toutes les solutions FM.
- ♦ Grâce à la technologie issue des appareils auditifs numériques les plus sophistiqués, Amigo accorde intelligemment **LA PRIORITE A LA VOIX PAR RAPPORT AU BRUIT** assurant ainsi un signal de parole clair et uniforme à l'enfant.



Compatible avec les implants cochléaires et les contours

Le changement de canal sur l'émetteur Amigo se fait à l'aide d'une touche facile d'utilisation pour la synchronisation avec les récepteurs des différents canaux.

child
friendly
hearing
care



Dans le domaine de l'audioprothèse, l'essentiel des efforts effectués au quotidien est consacré à faire parvenir au système auditif déficitaire des entrées acoustiques (plus rarement, électriques) suffisamment riches, de dynamique contrôlée et de contenu si possible débruité. Il ne s'agit pas d'oublier l'autre composante essentielle de la chaîne de traitement de l'information qu'est le cerveau du patient ! Mais les moyens de comprendre comment il fonctionne et a fortiori d'agir sur son fonctionnement nous manquent encore largement. Pourtant ce cerveau détient la clé du succès ou d'un échec d'appareillage, même si les procédures d'évaluation du service rendu au patient se concentrent, elles, plutôt sur les aspects techniques périphériques.

Peut-on rêver d'un jour où les capacités d'un patient à traiter les informations acoustiques, langagières et autres, pourraient être quantifiées dès avant la procédure d'appareillage aux fins de la guider et de l'optimiser ? Pourrait-on substituer aux maigres données d'audiométrie vocale une véritable analyse au jour le jour des réseaux neuronaux en train d'apprendre à décrypter les nouvelles afférences qu'on leur fournit ? Ce n'est probablement pas plus utopique que d'imaginer un patient avec des cellules sensorielles régénérées et des centres auditifs reconnectés...

Le dossier de ce numéro présente la première partie de la thèse soutenue par Jamila Andoh à la faculté des Sciences d'Orsay. C'est un travail pionnier considérable qui utilise la stimulation magnétique transcrânienne de zones cérébrales très précises, préalablement identifiées par IRM fonctionnelle comme impliquées dans le traitement du langage. Ces zones peuvent ainsi être soumises à interférences au moment précis choisi par l'opérateur. Procédé plus souple que celui qui a fait le « bonheur » de générations de neurologues et qui consiste à attendre qu'un patient victime d'un AVC ou d'un accident de moto présente des troubles du langage intéressants et accepte de se laisser explorer...

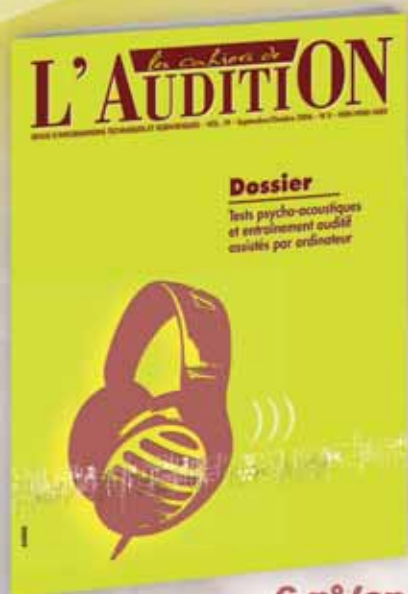
En attendant de pouvoir explorer par ces procédés révolutionnaires les patients implantés cochléaires (ce sont eux qui en bénéficieraient le plus), il existe déjà l'exploration psychologique, qui s'intéresse à une dimension humaine irremplaçable. Colette Degive et Stéphane Roig, qui font partie de la renommée équipe genevoise d'implantation cochléaire, nous présentent leur expérience de la détermination des attentes des patients, de leur façon de vivre leur surdité notamment au moment de transition, voire de transformation, où la démarche d'implantation est effectuée.

Claire Granget, de la même équipe, complète en tant que psychologue l'anamnèse effectuée par l'audioprothésiste. Son but est, par l'approche professionnelle qu'elle met en œuvre, de mettre en évidence des aspects spécifiques de l'histoire psychoaffective des patients qui auraient pu échapper à une approche forcément plus technique. Ces efforts d'équipe sont d'une efficacité reconnue qui caractérise les démarches assurant au patient les meilleurs résultats possibles. Il ne sera jamais question de remplacer l'équipe par un appareil d'imagerie, ce qui ne nous empêche pas de réserver une place à leurs concepteurs !

Paul Avan

Abonnez-vous dès aujourd'hui !*

*Les Cahiers de l'Audition sont uniquement disponibles sur abonnement.



À partir de
10,50 €
seulement par trimestre !

6 n°/an

La revue de tous les professionnels de l'audiologie.
Sous l'égide du Collège National d'Audioprothèse.

Indexations :

EMBASE/Excerpta Medica, Scopus

Que vous soyez audioprothésiste, médecin ORL, acousticien, physiologiste, orthophoniste ou psychologue, *Les Cahiers de l'Audition* vous offrent un moyen exceptionnel pour être informés des évolutions de votre spécialité.

Les Cahiers de l'Audition abordent tous les sujets importants comme l'acoustique, la psychoacoustique, l'audioprothèse, la physiologie et la pathologie de l'oreille, la psychologie et l'orthophonie.

Les Cahiers de l'Audition, c'est :

- un dossier thématique par numéro pour réactualiser vos connaissances ;
- des articles courts sur l'actualité professionnelle, les formations, mais aussi des informations d'ordre économique et marketing ;
- des rubriques sur toutes les nouveautés (produits, matériels et équipements, livres...) ;
- un numéro spécifiquement dédié au Congrès annuel des Audioprothésistes.

Bulletin d'abonnement 2007

À renvoyer à : Elsevier Masson - Service abonnements - 62, rue Camille-Desmoulins - 92442 Issy-les-Moulineaux cedex - Tél. : 01 71 16 55 99 - Fax : 01 71 16 55 77

OUI, je souhaite m'abonner à la revue *Les Cahiers de l'Audition* (6 n° par an).

Mes coordonnées

Mme Mlle M Nom
Prénom Adresse
CP Ville
Téléphone
E-mail A7405

J'accepte de recevoir des informations commerciales de la société Elsevier Masson par e-mail.
Conformément à la loi "Informatique et Libertés" du 6/1/1978, vous disposez d'un droit d'accès et de rectification des données personnelles vous concernant. Pour l'exercer, adressez-vous à : Elsevier Masson - Service Abonnements - 62, rue Camille-Desmoulins - 92442 Issy-les-Moulineaux cedex.

Éléments complémentaires

• Mon abonnement commence avec le n° 1 - 2007. Pour tout bulletin d'abonnement reçu après le 30 octobre 2007, nous mettrons en place un abonnement 2008 ; si vous souhaitez maintenir un abonnement 2007, cochez cette case :

• Merci de nous préciser :

Votre profession :

Votre mode d'exercice :

Je choisis de régler comptant dès aujourd'hui :

Tarifs 2007 <small>validés jusqu'au 31/12/2007</small>	France <small>TTC</small>	UE <small>TTC</small>	Reste du monde <small>HT</small>
Institution	113 €	133,75 €	143 €
Particulier	83 €	84,74 €	83 €
Étudiant <small>(sur justificatif)</small>	42 €	42,88 €	42 €

Tous résidents européens sont assujettis à la TVA. Pour bénéficier d'un tarif exonéré, merci de nous communiquer votre numéro de TVA intracommunautaire. Elsevier Masson a un compte bancaire en Belgique. Pour plus d'informations, merci de contacter notre Service Abonnements.

Ci-joint mon règlement d'un montant de : € TTC

Par chèque bancaire ou postal à l'ordre de Elsevier Masson

Par carte bancaire : Visa Eurocard / Master Card

n°
Cryptogramme visuel (3 derniers n° au dos de votre CB) : n°

Date d'expiration : Signature obligatoire :

ou Je choisis d'échelonner mon paiement (France uniquement) :

Particulier : 20,75 € par trimestre Étudiant : 10,50 € par trimestre (sur justificatif)

Je remplis l'autorisation de prélèvements automatiques ci-dessous :

AUTORISATION DE PRÉLÈVEMENT

J'autorise l'établissement teneur de mon compte à prélever, si sa situation le permet, tous les prélèvements ordonnés par le créancier désigné ci-dessous. En cas de litige sur un prélèvement, je pourrai en faire suspendre l'exécution par simple demande à l'établissement teneur de mon compte. Je réviserai le présent document avec le créancier.

N° NATIONAL D'ÉMETTEUR
335 398

NOM, PRÉNOMS ET ADRESSE DU DÉBITEUR

NOM, PRÉNOMS ET ADRESSE DU CRÉANCIER

Elsevier Masson SAS - 62, rue Camille-Desmoulins
92442 Issy-les-Moulineaux cedex
RCS Nanterre B 542 037 031

COMPTE À DÉBITER

collat. | épargnet. | c/courant | c/épargne | autre

NOM ET ADRESSE DE L'ÉTABLISSEMENT TENEUR DU COMPTE À DÉBITER

Date : Signature obligatoire :



Elsevier Masson SAS - Société par actions simplifiée au capital de 675.376 € - Siège social : 62, rue Camille-Desmoulins
92130 ISSY-LES-MOULINEAUX - RCS Nanterre B 542 037 031 - Locataire-gérant de Société d'édition de l'Association
d'Enseignement Médical des Hôpitaux de Paris.

Merci de renvoyer cette autorisation de prélèvement en y joignant un relevé d'identité bancaire (RIB) ou postal (RIP) ou de compte d'épargne (RCE). Les montants des prélèvements indiqués ci-dessus sont valables pour une durée d'un an. Ils sont susceptibles d'être remis à la hausse au terme de chaque année d'abonnement. Sauf notification de votre part, votre abonnement sera reconduit.

Sécurité sociale...

Quel avenir pour la profession ?

Comment les rapports avec la Sécurité Sociale vont-ils évoluer pour les professionnels ? C'est à une question délicate et à une réponse encore plus incertaine qu'on est conduit si on s'en tient aux informations récentes qui émergent des débats entre les représentants de l'administration et les représentants de notre profession.

Cela fait un bon moment que l'administration de tutelle cherche à bloquer les professionnels en particulier à plafonner les prix de vente des aides auditives.

Il est évident que le choix de la dissociation pourrait être une des manières mais les risques de dérapage sont nombreux et en particulier ce sont les professionnels les moins scrupuleux qui risquent de tirer leur épingle du jeu en pratiquant des prix bas pour ce qui concerne le prix des consultations peu nombreuses et surtout très superficielles. Comme toujours l'économie de la santé sous le prétexte de bien faire remet à des gestionnaires le soin d'apprécier la qualité du travail des professionnels. Ces derniers ne s'embarrassent en général pas de grands principes et surtout ne veulent à aucun prix entrer dans la dialectique prix/qualité. Leurs décisions émergent le plus souvent de quelques consultations prises de ci de-là.

La conclusion de tout cela, si nous ne défendons pas notre profession sera : des prix bloqués, des salaires en

baisse... notons que le paramètre salaire n'est pas loin d'être catastrophique puisque c'est sans doute lui qui a entraîné la spirale dans laquelle nous sommes aujourd'hui. En effet c'est d'abord le prix à payer pour faire venir un jeune diplômé dans un centre qui génère de tels coûts. Il faut le dire et le souligner une fois de plus, ce ratio s'il est une réalité économique, est aussi le pire des fardeaux pour l'avenir de la profession. Un audioprothésiste qui sort de formation, sauf quelques exceptions bien sûr, ne vaut pas le salaire d'un jeune qui sort d'une grande école, la plupart du temps il n'en a ni les compétences ni les qualités scientifiques ni la rigueur. Et, s'il en a les compétences après quelques années de travail cela se saura et il en sera récompensé. Cet aspect peut en décevoir certains mais nous ne tarderons pas à payer un prix encore plus dissuasif s'il n'est pas mis en place une régulation plus vertueuse de la pratique d'embauche sur ce plan là.

Aides auditives...

Comment le patient s'adapte-t-il ?

Acclimatization (version anglo-saxonne) ou acclimatation c'est le terme employé pour évaluer si oui ou non un sujet s'adapte et profite des aides auditives dans le temps. C'est aussi le travail de recherche qu'ont effectué Yund et ses collaborateurs. La conclusion en est très intéressante. En effet, il y a acclimatation ou adaptation au port de

l'aide auditive, c'est-à-dire que les sujets qui apprennent à vivre avec font moins d'erreurs qu'ils n'en faisaient au départ, en particulier s'ils portent des aides auditives munies de système de compression WDRC multi-canaux par opposition à des aides auditives linéaires et, ce, en particulier sur les consonnes. Autre point intéressant mais à analyser avec précision, les questionnaires PHAB et HAPI ne montrent pas de progression alors que les tests de logatomes dans le bruit en montrent. Enfin il semblerait que les progrès culminent vers la huitième semaine puis soient suivis d'une phase de baisse ou de désapprentissage (ce qui est semble-t-il très banal comme évolution tout du moins d'après les psychologues). Un point semblerait émerger : la supériorité des systèmes WDRC comportant plusieurs bandes et des temps courts (compression syllabique).

A retenir de tout cela au moins le fait que la sophistication du dispositif médical n'est pas sans intérêt pour l'appareillage et son avenir. Autre remarque destinée à celles ou à ceux qui ont fait le système des catégories (A, B, C, et D). Ce résultat vient encore contredire ce travail pour le moins totalement à côté de la réalité et qui nous amènera lui aussi sans doute bien des ennuis un jour ou l'autre.

Recherches...

Stanislas DEHAENE a soutenu sa leçon inaugurale au Collège de France le 27 avril 2006. Il est actuellement à la tête de la chaire de psychologie

cognitive. La lecture de cette leçon vous mettra peut-être l'eau à la bouche puisqu'il envisage très sérieusement (et cela ne peut pas en être autrement dans des lieux si exceptionnels) de revisiter, parmi d'autres, l'œuvre d'un certain Fechner que les professionnels de l'audiologie prothétique connaissent forcément plus ou moins.

A suivre...



Pendant que nous sommes dans cette prestigieuse maison n'oublions pas d'évoquer les très beaux travaux entrepris par l'équipe de Christine PETIT (auxquels participent notre rédacteur en chef Paul AVAN). Ces travaux qui n'en sont qu'à leurs débuts sont en train d'amener une moisson d'informations qui vont enrichir notre conception de la surdité (en particulier chez l'enfant sur la neuropathie et sur la place privilégiée de l'implant lors d'atteinte du gène encodant la pejkvagine). Le fait d'entrer dans une approche plus nuancée est à n'en pas douter un progrès considérable.

Vous pourrez prendre connaissance de ces travaux dans quelques temps dans ces mêmes colonnes.

F Degove

QU'EST-CE QUE LA TMS ?

INTRODUCTION GÉNÉRALE

Notre pratique quotidienne est amenée à évoluer. Nos patients sont de plus en plus informés, notamment via les nouvelles technologies (Internet). Ils sont également de plus en plus demandeurs de nouvelles approches thérapeutiques et de nouvelles solutions technologiques qui permettraient une meilleure prise en charge de leur pathologie. Il est évident que le professionnel de l'audition doit pouvoir répondre aux interrogations de ses patients et apporter un avis argumenté afin d'orienter au mieux la stratégie thérapeutique.

Un professionnel averti en vaut deux.

La stimulation magnétique transcrânienne (ou TMS, abréviation de l'anglais *Transcranial Magnetic Stimulation*).

Cette technique récente permet de moduler l'activité électrique neurale d'une aire cérébrale à l'aide de champs magnétiques émis par une bobine appliquée près du crâne. Effectivement, le bouton synaptique d'un neurone forme une spire qui sous l'effet d'une variation de flux magnétique peut conduire un courant électrique induit selon les lois de physique classique de Laplace. Ce courant induit peut avoir des propriétés inhibitrices ou excitatrices sur une région cérébrale en regard de la bobine magnétique. L'induction magnétique évite ainsi un geste invasif.

Cette technique a permis aux chercheurs d'étudier l'effet de stimulations magnétiques sur la modulation de l'activité du système nerveux central et de préciser la fonction des différentes aires cérébrales stimulées. Par exemple, il est possible d'étudier la fonction des différentes aires cérébrales engagées dans le traitement du langage. L'expérience acquise par certaines équipes permet de poser des règles d'utilisation mais aussi de décrire les effets secondaires attendus.

Ainsi, il devient tentant de franchir l'étape suivante, qui est de proposer une recherche à visée thérapeutique de cette technique, ce qui a été réalisé avec succès dans certaines pathologies psychiatriques. Ce succès a été rendu possible par la contribution d'une autre technique innovante : l'imagerie fonctionnelle cérébrale. Effectivement, l'imagerie fonctionnelle peut permettre de repérer préalablement, dans certaines pathologies psychiatriques, chez un patient donné, l'aire cérébrale qui présente un dysfonctionnement. L'activité de l'aire cérébrale repérée peut alors être

« modulée » par Stimulation Magnétique Transcrânienne.

Certaines équipes de recherche sont tentées d'utiliser cette technique dans le traitement des acouphènes. Or, la pathologie acouphénique peut avoir des étiologies diverses, donc des origines différentes et par conséquent engager des réseaux neuronaux également différents selon l'étiologie. L'établissement chez un patient acouphénique de l'aire cérébrale à l'origine de l'acouphène semble un pré-requis pour pouvoir diriger la bobine de TMS vers la région à traiter... Peu d'équipes savent à ce jour coupler les deux techniques : TMS et imagerie fonctionnelle cérébrale.

Il nous a paru essentiel au sein des *Cahiers de l'Audition* de demander à des spécialistes français de ces deux techniques (TMS et imagerie fonctionnelle) au Service Hospitalier Frédéric Joliot (U.797, CEA - INSERM, Unité de recherche en imagerie et psychiatrie CEA, Orsay), de nous éclairer sur ces techniques. Nous publions à cet égard l'excellent travail de thèse réalisé par Jamila ANDOH (dirigée par Jean-Luc MARTINOT), qui permet de rappeler les fondements de ce qu'est la TMS, de ce qu'est l'imagerie fonctionnelle cérébrale et comment ces deux techniques peuvent être utilisées conjointement. Dans un deuxième numéro à paraître en juin 2007, nous publierons les applications de ces techniques.

Les professionnels de l'audition auront à répondre aux questions de leurs patients acouphéniques sur TMS et acouphènes.

Nous espérons que ces numéros vous aideront dans la prise en charge de vos patients acouphéniques et dans l'élaboration d'éventuels projets de recherche. Nous vous souhaitons une agréable lecture tant ces sujets sont novateurs et motivants.

Arnaud COEZ

**Laboratoire de
Correction Auditive
20, rue Thérèse
75001 Paris, France
Tél. : 01 42 96 87 70**

STIMULATION MAGNÉTIQUE TRANSCRANIENNE ET IMAGERIE PAR RÉSONANCE MAGNÉTIQUE : APPLICATION À LA MODULATION DU TRAITEMENT DU LANGAGE INTRODUCTION GÉNÉRALE

RÉSUMÉ

La recherche des concomitants cérébraux des fonctions du langage a été fortement stimulée ces dernières années par le développement de techniques d'investigation cérébrale. La stimulation magnétique transcrânienne (TMS) est une technique électrophysiologique non-invasive permettant d'induire un courant électrique dans le cerveau et ainsi d'interférer avec l'activité neuronale sous-jacente. La TMS est une technique prometteuse pour explorer les fonctions cérébrales du langage et aurait aussi des potentialités thérapeutiques, notamment dans les pathologies psychiatriques comme la schizophrénie et la dépression.

Cependant, les mécanismes d'action de la TMS demeurent peu connus et les effets sont variables en fonction des sujets et selon les études. Différents facteurs comme la localisation des régions stimulées ou la fréquence de stimulation limitent les résultats de cette méthode.

L'objectif de cette thèse est de mieux comprendre les effets de la TMS, et plus particulièrement dans les régions impliquées dans le langage. Nous faisons l'hypothèse que la TMS pouvait moduler l'activité de ces régions.

Nous avons utilisé un système de neuronavigation utilisant des données d'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle pour stimuler les régions du langage dont la localisation est spécifique à chaque sujet.

Dans cette thèse, nous avons validé une méthode manuelle du guidage du positionnement de la bobine de TMS utilisant des

données individuelles issues d'Imagerie par Résonance Magnétique fonctionnelle (IRMf). Nous avons ensuite utilisé un système de neuronavigation stéréotaxique utilisant des données d'IRMf pour stimuler les régions du langage dont la localisation est spécifique à chaque sujet. Nous avons montré que la TMS appliquée sur l'aire temporo-pariétale de Wernicke facilitait les performances lors d'une tâche auditive de détection de mots, démontrant ainsi un lien direct entre l'aire de Wernicke et le traitement auditif de la perception du langage.

Nous avons aussi montré l'effet de la fréquence de stimulation sur les performances à la tâche en comparant la TMS à basse fréquence (1 Hz) avec une procédure de stimulation à haute fréquence (« theta burst stimulation »).

Nos études contribuent à la compréhension des effets de la TMS dans les régions du langage. Ces informations pourraient être utiles pour optimiser les effets thérapeutiques dans les pathologies psychiatriques comme la schizophrénie.

Mots-clés : *Stimulation magnétique transcrânienne, imagerie par résonance magnétique, fréquence de stimulation, neuronavigation, processus du langage.*

LISTE DES PUBLICATIONS

1. **Andoh J., Artiges E., Pallier C., Rivière D., Mangin J. F., Cachia A., Plaze M., Paillère-Martinot M. L., Martinot J. L.** (2006). Modulation of language areas with functional MR image-guided magnetic stimulation. *Neuroimage* 29: 619-27.

Présentée par
Jamila ANDOH

Soutenue le 11 Décembre 2006
devant les membres du jury.

École Doctorale « Sciences et
Technologies de l'Information des
Télécommunications
et des Systèmes »

UNIVERSITE PARIS-SUD XI
Faculté des Sciences d'Orsay

© Les auteurs de la thèse
sont propriétaires
du texte et des images .

2. **Andoh J., Artiges E., Pallier C., Rivière D., Mangin J. F., Paillère-Martinot M. L., Martinot J. L.** Priming magnetic stimulations over Wernicke's area modulates word detection. *Cerebral Cortex*, en révision.
3. **Andoh J., Cachia A., Mangin J. F., Artiges E., Cointepas Y., Paillère-Martinot M. L., Rivière D., Martinot J. L.** (2006a). A low-cost triangulation-based manual method for TMS coil positioning. *Biological Psychiatry*, en révision.
4. **Plaze M., Bartres-Faz D., Martinot J. L., Januel D., Bellivier F., De Beaurepaire R., Chanraud S., Andoh J., Lefaucheur J. P., Artiges E., Pallier C., Paillere-Martinot M. L.** (2006). Left superior temporal gyrus activation during sentence perception negatively correlates with auditory hallucination severity in schizophrenia patients. *Schizophr Res.* 87 (1-3):109-115

PEM : Potentiels évoqués moteur
 TES : Stimulation électrique transcrânienne
 (r)TMS : Stimulation magnétique transcrânienne (répétée)
 1Hz-rTMS : Stimulation magnétique transcrânienne répétée à une fréquence d'1Hz
 SM : Seuil moteur
 SMA : aire motrice supplémentaire
 SPM : Statistical Parametric Mapping
 TEP : Tomographie par émission de positons

INTRODUCTION GÉNÉRALE

MODULATION DES RÉGIONS DU LANGAGE AVEC LA STIMULATION MAGNÉTIQUE TRANSCRANIENNE

Moduler certaines fonctions cérébrales comme le langage constitue l'un des défis majeurs depuis le XIXe siècle. La connaissance des aires cérébrales du langage a débuté avec la méthode anatomo-clinique, « inventée » par les fondateurs de l'aphasiologie tels que Broca (1861) ou Wernicke (1874) qui a permis de générer les premiers modèles d'organisation anatomo-fonctionnelle du langage.

Depuis une vingtaine d'années, l'avènement de l'imagerie fonctionnelle a permis d'affiner les liens entre la structure et la fonction de certaines aires cérébrales associées au langage. En effet, les techniques de neuro-imagerie (e.g. l'imagerie par résonance magnétique, IRM ou la tomographie par émission de positons, TEP) permettent de relier des processus linguistiques (e.g. phonologie, syntaxe, sémantique) avec l'activation des régions corticales.

Cependant, un problème fondamental avec l'imagerie fonctionnelle conventionnelle est l'impossibilité de déterminer une relation causale entre l'activité régionale cérébrale et un comportement défini. Par exemple, lorsqu'une région consomme plus de glucose ou d'oxygène (15O PET ou BOLD

IRMF) pendant l'exécution d'une tâche, l'activité régionale est dite corrélée avec les performances à la tâche. Même dans les études les plus rigoureuses, les chercheurs utilisent le terme corrélés plutôt que causer, en sachant pertinemment que la relation causale exacte entre l'activité du cerveau et les performances comportementales demeurent peu claires. En effet, l'activation d'une région peut avoir plusieurs interprétations : 1/ la région peut produire le comportement, 2/ la région peut inhiber ou moduler le comportement, 3/ ou encore, la région peut être activée en tant qu'élément d'un réseau neural.

La stimulation magnétique transcrânienne (TMS) est une technique électrophysiologique non-invasive qui consiste à stimuler des régions corticales et interférer avec l'activité neurale sous-jacente. En créant une « lésion virtuelle » temporaire, la TMS permet de déterminer une relation causale entre l'activité cérébrale régionale et la fonction cognitive associée, constituant ainsi une approche complémentaire aux techniques de neuroimagerie. La TMS est une technique prometteuse pour explorer le fonctionnement cérébral et aurait aussi des potentialités thérapeutiques, notamment dans les pathologies psychiatriques comme la schizophrénie ou la dépression.

Les mécanismes d'action de la TMS demeurent cependant peu connus et les effets varient en fonction des sujets et aussi en fonction des études. La variabilité des effets de la TMS varient aussi en fonction de paramètres intrinsèques à cette technique tels que la fréquence, l'intensité et la durée de stimulation.

Dans cette thèse, nous avons utilisé la TMS pour moduler l'activité d'aires cérébrales impliquées dans le traitement du langage. Plus particulièrement, nous avons étudié la variabilité anatomo-fonctionnelle de l'organisation cérébrale et nous l'avons prise en compte pour localiser individuellement les régions à stimuler. Nous avons aussi étudié l'influence des paramètres de stimulation et en particulier de la fréquence, sur les fonctions des régions cérébrales étudiées.

LISTE DES ABRÉVIATIONS

BA : aires de Brodmann
 BOLD : Blood Oxygenation Level Dependent
 CSP : période de silence (cortical silent period, en anglais)
 EEG : électroencéphalographie
 EMG : Electromyogramme
 EPI : Echo Planar Imaging
 FEF : frontal eye field
 FDG : Fluoro-2-deoxy-D-glucose
 HRF : Fonction de la réponse hémodynamique
 ICI : Inhibition Intracorticale
 ICF : Facilitation Intracorticale
 IIT : intervalle inter-trains
 IRM (f) : Imagerie par résonance magnétique (fonctionnelle)
 ISI : intervalle interstimuli
 LTP : potentialisation à long terme
 LTD : dépression à long terme
 MDLFC : cortex dorsolatéral frontal gauche
 MEG : Magnétoencéphalographie

Cette thèse comporte une introduction générale consacrée à une brève revue de littérature sur la TMS et trois chapitres correspondant aux trois études que nous avons effectuées.

Dans l'introduction, nous exposons les principes de base de la TMS et une description de la mise en oeuvre expérimentale de nos travaux qui a nécessité d'adapter des appareils et des logiciels informatiques.

Le premier chapitre présente les résultats de validation d'une méthode de positionnement de la bobine de TMS basée sur des critères anatomiques et fonctionnels individuels issus d'imagerie par résonance magnétique (IRM).

Dans le second chapitre, nous présentons une étude sur l'effet de la stimulation à basse fréquence (1 Hz) dans les régions du langage (i.e. aires de Wernicke et de Broca) individuellement localisées par IRM fonctionnelle (IRMf) au cours d'une tâche de perception du langage. Un système de neuronavigation a été utilisé et optimisé pour guider individuellement et en temps réel les stimulations magnétiques vers les aires ciblées (i.e. aires de Wernicke et de Broca). Nous avons quantifié les effets induits par la TMS en mesurant et en comparant les performances entre des stimulations active et placebo lors d'une tâche de langage (identique à celle utilisée en IRMf).

Enfin, le troisième et dernier chapitre expose les résultats d'une étude expérimentant l'utilisation des fréquences d'amorçage (i.e. une série de stimulations précédant une seconde série de TMS) pour potentialiser les effets modulateurs de la TMS. Comme dans l'étude précédente, nous avons utilisé l'IRMf pour prendre en compte, pour chaque sujet, la localisation anatomo-fonctionnelle de l'aire de

Wernicke. Ensuite, nous avons comparé les effets induits par une stimulation d'amorçage à haute fréquence (Theta Burst Stimulation, TBS) avec les effets d'une stimulation d'amorçage à basse fréquence (1 Hz) pendant l'exécution d'une tâche linguistique.

1

ORIGINES DE L'ACTIVITÉ CÉRÉBRALE

L'activité cérébrale génère des courants électriques permettant de coder et de véhiculer des informations. Le composant fondamental du traitement de l'information dans le cerveau est le neurone, une cellule nerveuse responsable de l'émission et de la propagation du message nerveux. Un cerveau humain contient environ 100 milliards de neurones, dont chacun peut être connecté avec des milliers de ses semblables, favorisant ainsi la circulation massive et multidirectionnelle des informations. Le cortex comporte deux principaux types de neurones : les grandes cellules pyramidales (neurones excitateurs ayant des projections vers d'autres régions cérébrales) et les interneurons (environ 20 % des neurones corticaux) qui sont des cellules intrinsèques au cortex. Les cellules pyramidales exercent un effet exciteur, tandis que la majorité des interneurons sont inhibiteurs.

La communication entre les neurones est assurée par deux grands systèmes : la conduction électrique et la transmission chimique (cf. **Figure 1**). La conduction électrique permet de transmettre rapidement l'influx nerveux à l'intérieur d'un même neurone. La transmission chimique s'effectue au niveau de la synapse et permet

de transmettre l'influx nerveux (signal électrique) d'un neurone à l'autre.

Certains de ces influx nerveux sont excitateurs et favorisent le déclenchement d'un autre influx dans le neurone. Mais d'autres sont inhibiteurs et diminuent au contraire les probabilités de déclenchement d'un nouvel influx électrique. Si l'on induit un courant électrique extérieur à l'activité neuronale, cela entraîne une perturbation des mécanismes de transmission neuronale et crée un déséquilibre de la balance excitation/inhibition des neurones. Grâce à sa capacité à moduler (i.e. exciter ou inhiber) l'activité neuronale, la TMS contribue à l'exploration fonctionnelle du système nerveux et s'ajoute ainsi aux autres techniques d'exploration cérébrale.

2

TECHNIQUES D'EXPLORATION FONCTIONNELLE CÉRÉBRALE

Les techniques d'exploration fonctionnelle (e.g. l'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle, IRMf et la stimulation magnétique transcrânienne, TMS) ont révolutionné l'étude du cerveau en permettant l'obtention d'informations *in vivo* et *in situ* sur son fonctionnement. Cette exploration du cerveau humain a été marquée par de grandes étapes : débats sur les localisations des fonctions cognitives, découverte de l'électricité cérébrale, des neurones, de la communication entre les neurones.

L'IRMf est une méthode permettant de mesurer les conséquences vasculaires hémodynamiques des activités synaptiques et correspond à un fort pouvoir de localisation de l'activité cérébrale, mais fournit une information relativement statique.

La TMS est une méthode électromagnétique qui consiste à induire des lésions fonctionnelles transitoires et permettre une exploration fonctionnelle des régions corticales. En fonction des paramètres de stimulation utilisés, la TMS peut inhiber ou exciter le cerveau. La TMS est aujourd'hui largement utilisée comme un outil de

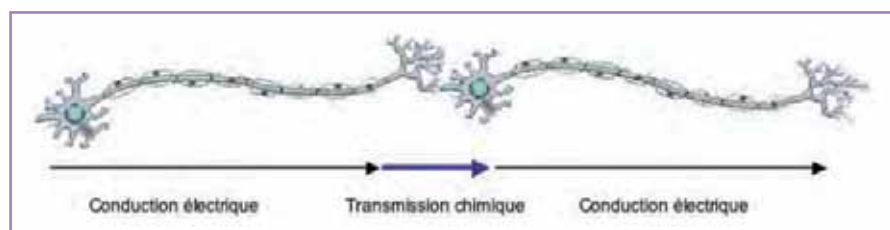


Figure 1 : La communication neuronale est assurée par deux grands processus : la conduction électrique et la transmission chimique.

recherche pour étudier les aspects de la physiologie cérébrale humaine incluant les fonctions motrices, visuelles, linguistiques et la pathophysiologie des désordres cérébraux. La TMS peut aussi être utilisée comme outil thérapeutique, particulièrement en psychiatrie. Cependant, cette technique présente des lacunes en ce qui concerne la localisation des effets induits et n'est donc pas une véritable technique d'imagerie tridimensionnelle. L'IRM et la TMS apparaissent de ce fait plus complémentaires que compétitives.

2.1. Localisation cérébrale du processus de perception du langage

2.1.1. Premiers modèles d'organisation cérébrale du langage

Depuis des siècles, de grands débats se posent autour de la localisation cérébrale des fonctions du langage. Au XIXe siècle, les études sur l'incidence de lésions cérébrales

sur les performances linguistiques ont permis d'initier les premières réflexions sur les liens entre certaines structures cérébrales et les processus du langage.

2.1.1.1. Modèles lésionnels : Broca et Wernicke

Le premier modèle d'organisation anatomo-fonctionnelle de ces processus ainsi généré porte sur les bases neurales du langage. Dans ce modèle, le gyrus temporo-postérieur gauche (aire de Wernicke) est impliqué dans la compréhension du langage et le gyrus frontal inférieur gauche (aire de Broca) dans la production de mots. Cette approche lésionnelle, basée sur des corrélations entre un déficit particulier du langage et une lésion cérébrale analysée post mortem (Broca 1861, Wernicke 1874 ; cf. **Figure 2**) est cependant très insuffisante (Demonet et Thierry 2001) ; d'une part, une lésion cérébrale est rarement limitée à une région cérébrale spécifique et d'autre part, en raison d'une certaine plasticité cérébrale, les lésions cérébrales peuvent

modifier les connexions neuronales et interagir avec des aires différentes, ce qui limite l'interprétation des résultats.

2.1.1.2. Modèle sériel de Wernicke-Geschwind

En 1965, Norman Geschwind proposa un modèle dit « connexionniste » qui s'inspire des études lésionnelles de Wernicke, d'où son nom de modèle Wernicke-Geschwind. Son hypothèse centrale est que les troubles du langage proviennent d'une rupture dans un réseau d'aires fonctionnelles connectées en série.

Ce modèle est basé sur une localisation anatomique de régions cérébrales ayant des fonctions distinctes (perception, compréhension, production) et reliées entre elles par une chaîne de connexions. Selon ce modèle, lorsque les sons parviennent à une oreille, le système auditif les analyse et envoie ensuite un message au cortex auditif. Les sons sont reçus comme signifiants quand ils sont décodés dans l'aire de Wernicke (l'aire de la compréhension du langage).

Depuis l'aire de Wernicke, le schéma auditif est transmis par l'intermédiaire du faisceau arqué jusqu'à l'aire de Broca. Dans cette région, le modèle de la forme parlée est activé et transmis dans la région du cortex moteur, et le mot est enfin prononcé (cf. **Figure 3**).

Cependant, ce modèle a plusieurs limites : 1/ l'organisation en série du modèle suppose que chaque étape n'est réalisée qu'à partir du moment où la précédente est achevée, ce qui n'est pas toujours ce que l'on observe ; 2/ ce modèle n'explique pas certains troubles partiels du langage, et d'autres furent ensuite proposés pour pallier ces lacunes.

2.1.1.3. Modèle parallèle de Mesulam

Dans les années 1980, Mesulam propose un modèle alternatif à celui de Geschwind-Wernicke pour appréhender les circuits du langage. Il s'agit d'un modèle en réseaux hiérarchisés où différentes régions sont sollicitées en fonction du degré de complexité du traitement de l'information.

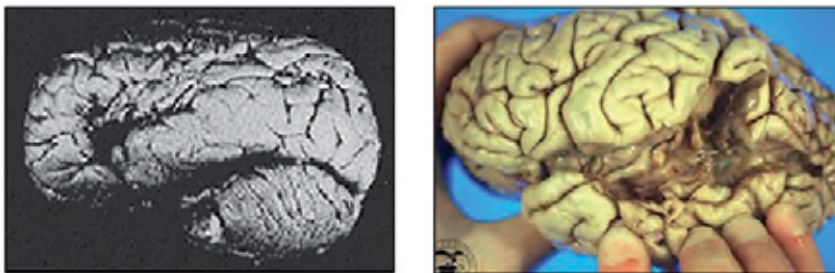


Figure 2: Cerveaux avec une lésion responsable d'une aphasie de Broca (à gauche) et d'une aphasie de Wernicke (à droite)

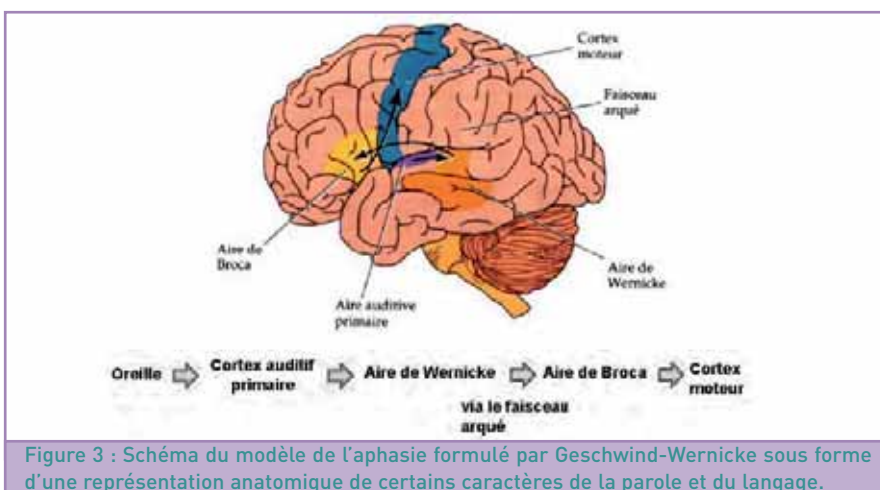


Figure 3 : Schéma du modèle de l'aphasie formulé par Geschwind-Wernicke sous forme d'une représentation anatomique de certains caractères de la parole et du langage.

Mesulam considère néanmoins que les aires de Broca et de Wernicke sont deux « épacentres » du traitement sémantique. Cette nouvelle conception des aires de Broca et de Wernicke concorde avec le fait que ces deux aires travaillent souvent de façon synchrone lors de la réalisation d'une tâche de traitement des mots, appuyant l'existence de connexions très fortes entre elles.

2.1.1.4. Modèle de Morton et Patterson

Dans leur modèle, Morton et Patterson (1980) décrivent le langage comme un système composé de trois sous-systèmes autonomes mais interactifs : sémantique, phonologique et orthographique. Le lexique sémantique est la composante centrale du langage, les lexiques phonologique et orthographique ne comportent pas d'information sémantique. (cf. Figure 4).

2.1.2. Apport de l'imagerie dans l'organisation cérébrale du langage

2.1.2.1. Imagerie de la perception du langage chez le sujet sain

L'introduction des techniques d'imagerie fonctionnelle a permis d'étudier l'organisation fonctionnelle du langage chez le sujet sain. Des études en imagerie par résonance magnétique fonctionnelle (IRMf) ont confirmé la localisation de la planification et de la production de la parole dans le gyrus frontal inférieur gauche (aire de Broca) et la reconnaissance des mots et la compréhension du langage dans les régions temporales postérieures gauches (aire de Wernicke) (cf. Figure 5). De plus, les aires de Wernicke et de Broca auraient une fonction plus complexe que ce que le laissent entrevoir les études de lésions. Ainsi, pour le langage, ce n'est qu'avec l'apport des études de neuroimagerie que les liens entre structure et fonction ont pu être affinés, ce qui a entraîné la division de l'aire de Broca en trois sous-régions ayant des spécificités fonctionnelles différentes (Binder 1997) (cf. Figure 5) : la partie orbitale (i.e. F3Or), impliquée dans le processus sémantique (Buckner 1995 ; Fiez 1997); les parties

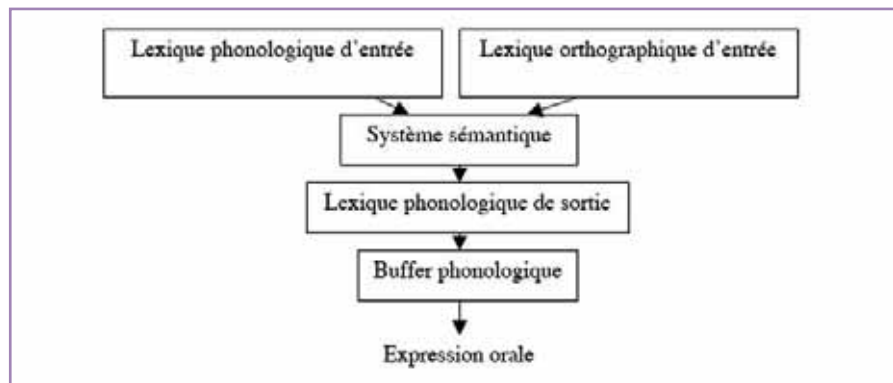


Figure 4 : Schéma du modèle cognitif du langage, seul le langage oral est considéré ici (extrait de Morton et Patterson, 1980).

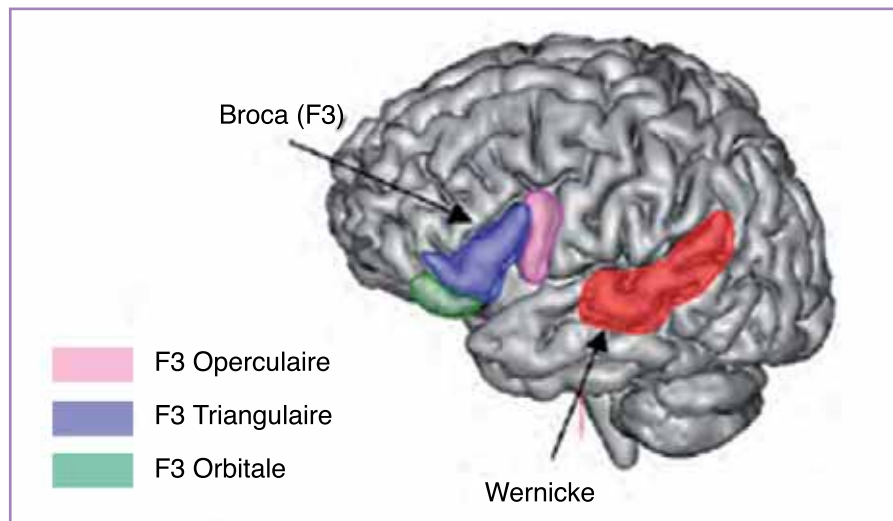


Figure 5 : Localisation des régions de Broca et de Wernicke impliquées dans le traitement du langage.

opéculaire (i.e. F3Op) et triangulaire (i.e. F3Tr), impliquées dans les processus phonologiques et sémantiques (Klein et coll., 1995 ; Binder et coll., 1997 ; Gabrieli et coll., 1998 ; Poldrack et coll., 1999).

L'imagerie fonctionnelle a aussi montré l'implication de l'aire de Wernicke dans divers processus linguistiques. Deux études en tomographie par émission de positons (TEP ; Démonet et coll., 1992 ; 1994) ont montré que le processus phonologique auditif était associé avec l'activation de l'aire de Wernicke. De plus, l'aire de Wernicke était également activée par les non-mots (par exemple Price et coll., 1996), la voix humaine (Belin et coll., 2000) ou des éléments acoustiques caractéristiques de la parole humaine (Belin et coll., 1998 ; Thivard et coll., 2000 ; Samson et coll., 2001).

Variabilité intra- et interindividuelle des régions impliquées dans la perception du langage chez le sujet sain.

Les études en neuroimagerie ont également évoqué l'incidence d'une variabilité « intraindividuelle », pour décrire le fait qu'une fonction d'une région dédiée au langage n'était pas anatomiquement fixe mais pouvait varier selon le « contexte neural » (Mesulam, 1998). Autrement dit, l'activation d'une région particulière dépendrait de la nature des processus langagiers sollicités, et différents circuits sont donc recrutés selon la tâche effectuée. Ainsi, le gyrus frontal inférieur gauche interagit avec des aires différentes selon qu'il traite le son ou le sens d'un mot (Poldrack et coll., 1999 ; McDermott et coll., 2003).

De plus, une variabilité interindividuelle a été mise en évidence au niveau anatomique, les circonvolutions et les scissures corticales variant énormément d'un individu à l'autre, en particulier dans les aires associées au langage (Amunts et coll., 1999 ; Brett et coll., 2002). Une variabilité s'observe également au niveau microscopique, notamment au niveau de la structure synaptique des neurones de l'aire de Wernicke (Galuske et coll., 2000).

Les différences interindividuelles s'observent aussi au regard de l'organisation fonctionnelle du cerveau, en particulier dans le phénomène dit d'asymétrie hémisphérique. Ainsi, des données indiquent que les fonctions langagières seraient davantage bilatérales chez la femme que chez l'homme (Shaywitz et coll., 1995). Ou encore, le pourcentage de latéralisation atypique pour le langage diffère selon la préférence manuelle, puisqu'il est plus élevé chez les gauchers que chez les droitiers (Tzourio-Mazoyer et coll., 2004).

2.1.2.2. Anomalie de la perception du langage dans la schizophrénie

Des études en imagerie fonctionnelle ont par ailleurs montré que les régions du langage (temporo-pariétales) pouvaient être à l'origine de plusieurs affections ayant un support cérébral (e.g. autisme, schizophrénie). Par exemple, les données récentes de la littérature scientifique ont montré l'implication d'un réseau fronto-temporal lors d'hallucinations auditives (e.g. perception de bruits ou de voix humaine), des symptômes très fréquents (environ 75 %) dans la schizophrénie (Woodruff et coll., 1997 ; David et coll., 1996 ; 1999). Ces régions cérébrales participent activement à la perception du langage, et incluent la classique « région de Wernicke » qui a été clairement associée au décodage et à la compréhension du langage.

D'un point de vue fonctionnel, les relations entre les régions cérébrales intervenant dans le traitement du langage et les hallucinations acoustico-verbales ont été interprétées comme la « compétition physiologique » entre les hallucinations

auditives et le processus de traitement du langage. Cette hypothèse est soutenue par le résultat d'une étude en IRMf chez un patient schizophrène halluciné montrant un déficit d'activation dans le cortex auditif de façon bilatérale lors de l'audition d'un texte lu à voix haute (l'activation de cette région par les hallucinations « empêchant » son activation normale par des stimulus externes ; David et coll., 1996).

Dans une étude récente à laquelle nous avons contribué, nous avons utilisé l'IRMf pour caractériser les régions cérébrales liées à la compréhension du langage chez des patients schizophrènes ayant des hallucinations acoustico-verbales chroniques (Plaze et coll., 2006).

Nous testions l'hypothèse que les patients auraient une diminution des activations dans les régions temporo-pariétales gauches par rapport à des témoins, lors d'une tâche de compréhension de phrases.

Les régions liées à la compréhension du langage ont été mises en évidence à l'aide d'une tâche linguistique développée dans l'INSERM U.334 (Pallier et coll., 2003). Cette tâche comportait des phrases en français et des phrases en langues étrangères non compréhensibles par les sujets. Cette tâche permettait de détecter à l'aide de l'IRMf les zones cérébrales spécifiquement associées à la compréhension de phrases en soustrayant les activations lors de l'écoute attentive de phrases en français à celles obtenues lors de l'écoute de phrases en langues étrangères. L'application de ce paradigme chez des sujets témoins de langue maternelle française détectait un réseau où les principales régions activées étaient situées dans le sillon et le gyrus temporal supérieur gauche, la région temporo-pariétale, et à un niveau bien moindre chez la plupart des sujets, le gyrus frontal inférieur gauche. Comparée à d'autres tâches linguistiques utilisées précédemment en imagerie (e.g. Woodruff et coll., 1997 ; Copolov et coll., 2003), la tâche proposée permettait de localiser l'activité des zones cérébrales spécifiques dans la compréhension de phrases, en soustrayant les effets de la représentation des sons (Hickok et Poeppel, 2000).

Cette étude mettait en évidence une diminution d'activation de l'aire de Wernicke lors de la compréhension du langage chez des sujets schizophrènes hallucinés, comparativement à des sujets sains. Conformément à notre hypothèse, nous avons montré que la compréhension du langage active moins la région de Wernicke chez les patients schizophrènes hallucinés que chez les témoins. Nous avons ainsi confirmé, de manière indirecte, l'implication de cette région dans les hallucinations auditives. Les résultats de cette étude sont compatibles avec l'hypothèse de l'existence d'une compétition entre les hallucinations auditives et le traitement du langage externe pour le cortex temporal gauche.

2.2. Historique et principes physiques de la stimulation magnétique transcrânienne (TMS)

2.2.1. Historique de la TMS

L'histoire des tentatives de modulation des fonctions cérébrales par des méthodes électrophysiologiques a débuté au XVIII^e siècle avec les travaux de Galvani sur l'électricité animale où il prouva pour la première fois l'existence de courants électriques dans les nerfs et dans les muscles. Dans les études chez l'animal, les aires cérébrales peuvent être directement activées par des stimulations électriques directes (Fritsh 1870 ; Ferrier 1876 ; Liebetanz et coll., 2006). Chez l'homme, l'activation d'aires cérébrales peut être faite au moyen d'électrodes implantées chirurgicalement (Bartholow 1874 ; Penfield et Jasper 1954).

Dans un travail de pionnier, Penfield et Roberts (1959) ont utilisé la stimulation électrique pour explorer l'organisation du langage dans le cortex cérébral humain. Les sujets de ces études étaient des patients qui étaient en train de subir une opération chirurgicale destinée à les soulager de leurs crises d'épilepsie. La stimulation électrique permettait de localiser, et donc d'éviter, les régions corticales associées au langage. Ces régions étaient identifiées en observant les interférences

entre les stimuli électriques et le langage. Les patients n'étaient soumis qu'à une anesthésie locale, pour qu'ils puissent continuer à communiquer verbalement.

La réunion des données provenant de plusieurs malades a montré que la stimulation d'une large zone temporelle provoquait l'arrêt de la parole. Les sujets s'arrêtaient simplement de parler tant que durait la stimulation de la région. La stimulation d'aires temporo-pariétales plus postérieures ont mis en évidence d'autres formes d'interférences avec le langage, comme des erreurs de dénomination ou des troubles de la répétition des mots. Des recherches intensives plus récentes sur les effets de la stimulation électrique de l'aire de Broca ont permis d'ajouter d'autres caractéristiques à la liste de ces effets (Schaffler et coll., 1993). Au cours de la stimulation, les patients étaient incapables de comprendre l'aspect sémantique du matériel auditif ou visuel ; ce trouble comprenant l'incapacité à obéir à des ordres oraux, de montrer des objets, ou de comprendre des questions écrites.

George Ojemann (1982) a aussi étudié l'organisation du langage pendant des séances de neurochirurgie. Il a examiné les effets d'une stimulation électrique sur une vaste étendue du Cortex cérébral, s'intéressant à la compartimentalisation possible de systèmes linguistiques comme la dénomination des mots, la lecture, la production de la parole, la mémoire verbale (Ojemann, 1978a, 1979a). Ojemann et Mateer (1979a) ont aussi présenté des cartes corticales qui révèlent plusieurs systèmes différents (cf. **Figure 6A**). La stimulation de l'un d'entre eux arrêtant la parole, affecterait tous les mouvements de la face. Ce système, localisé dans le cortex frontal prémoteur inférieur, serait considéré comme la voie motrice corticale ultime de la parole. La stimulation d'un second système affecterait la séquence des mouvements faciaux et altérerait l'identification des phonèmes ; ce système comprend des sites du cortex pariétal, temporal, et frontal inférieur. Un troisième système a été défini par des erreurs de mémoire induites par la stimulation ; entourant les sites qui altèrent l'identification des phonèmes (cf. **Figure 6B**).

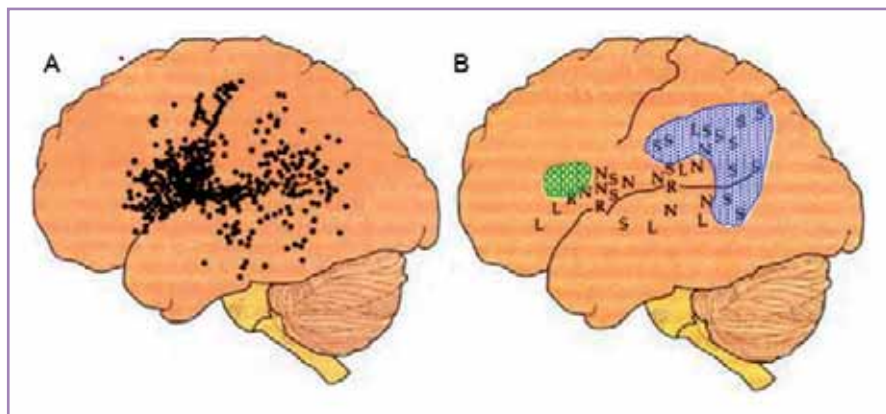


Figure 6 : La stimulation de certaines régions cérébrales peut interférer avec le langage. A/ La stimulation des régions marquées par des points noirs sur la figure, interfère avec la production de la parole ; ce schéma est un condensé de données obtenues chez de nombreux patients (extrait de Penfield et Roberts, 1959). B/ Analyse des effets cognitifs de la stimulation électrique des fonctions du langage produits chez quatre sujets. Les performances pour nommer (N), répéter (R), se souvenir à court-terme (S), s'exprimer par le langage (L), ont été évaluées avant et après la stimulation de l'hémisphère gauche. Un système mnésique (en bleu) est situé postérieurement aux systèmes de production et de compréhension du langage. La voie finale motrice pour le langage est dessinée en vert (extrait de Ojemann et Mateer, 1979a).



Figure 7 : Expériences de D'Arsonval (à gauche), Thompson (au centre) et Magnusson (à droite) : des volontaires placés dans une large bobine de cuivre dans laquelle circulait un courant alternatif ont rapporté avoir vu des éclairs lumineux (phosphènes) dans leur champ visuel.

Dans ses observations, Ojemann a aussi utilisé la stimulation électrique pour montrer une large différence dans l'aire cérébrale impliquée dans le langage d'une personne à l'autre (Ojemann 1978b ; 1979b).

Ojemann a décrit des différences intéressantes liées au sexe. Par rapport aux femmes, les hommes présentaient une plus grande région du cortex latéral, et plus spécialement un plus grand nombre de sites du lobe frontal, où la stimulation induisait des changements dans la capacité à nommer des objets (1983). Les différences individuelles dans les effets de la stimulation étaient aussi être mises en relation avec les capacités verbales des patients. Ceux dont le QI verbal est bas éprouaient plus

fréquemment des difficultés à nommer des objets quand le cortex pariétal est stimulé. Les premières expériences de stimulation électrique transcrânienne (TES) chez le sujet sain furent réalisées par Merton et Morton (1980). L'application d'un choc électrique bref et à haut voltage (2000 V) sur l'aire motrice de la main a entraîné une réponse motrice synchrone dans la main controlatérale : les potentiels évoqués moteurs (PEM). La TES a aussi été utilisée pour traiter des maladies neurologiques, comme par exemple l'épilepsie ou la maladie de Parkinson. Cependant, la TES est une technique particulièrement douloureuse car les chocs électriques activent beaucoup plus les récepteurs de la douleur sur le scalp que les neurones dans le cerveau.

Plusieurs chercheurs ont eu ensuite l'idée d'utiliser des champs magnétiques pour modifier l'activité cérébrale. D'Arsonval (1896), Thompson (1910) et Magnusson (1911) ont construit de larges stimulateurs électromagnétiques (cf. Figure 7), et bien que leur technologie ne leur permettait pas de créer des champs magnétiques assez intenses, ils étaient quand même parvenus à activer les neurones de la rétine et induire des éclairs lumineux dans le champ visuel (« phosphènes »).

Quelques années plus tard, Barker et coll., (1985) ont montré qu'il était possible de stimuler de manière non-invasive et sans douleur, les nerfs et le cerveau en utilisant des stimulations magnétiques (TMS). Ces auteurs ont développé un générateur de champ électromagnétique assez puissant pour activer les neurones corticaux. Ce système de TMS était composé d'une bobine de stimulation en matériel isolant et connectée à un condensateur capable de faire passer un fort courant électrique pendant un intervalle de temps très bref (cf. Figure 8). Ce principe est à la base des systèmes de TMS actuels.

Ces systèmes de TMS ont ouvert de nouvelles perspectives pour étudier les processus cognitifs et pour traiter certains désordres cérébraux notamment en neurologie et psychiatrie (Bartres-Faz et coll., 2000 ; Pascual-Leone et coll., 1999 ; 2000).

2.2.2. Principes physiques de la TMS

2.2.2.1. Induction électromagnétique

Le principe physique de la TMS est basé sur l'induction électromagnétique (Faraday, 1831). Un circuit électrique primaire alimenté par un courant variable produit un champ magnétique B. Ce champ magnétique peut à son tour induire un champ électrique E dans un circuit adjacent (cf. Figure 9).

Le champ électrique E induit est donné par la loi de Faraday :

$$\nabla \times E = -\frac{\partial B}{\partial t}$$



Figure 8 : Premier système de TMS capable de stimuler le cortex moteur humain de manière non-invasive (Barker, Jalinous & Freeston, 1985).

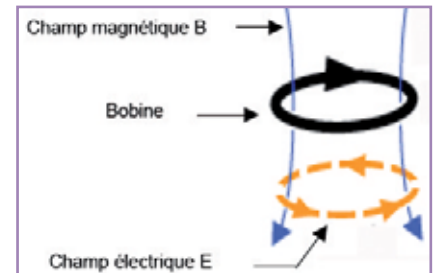


Figure 9 : Un courant électrique traversant une bobine conductrice génère un champ magnétique B. Selon la loi de Faraday, un champ électrique E perpendiculaire au champ B est ensuite induit dans un circuit adjacent.

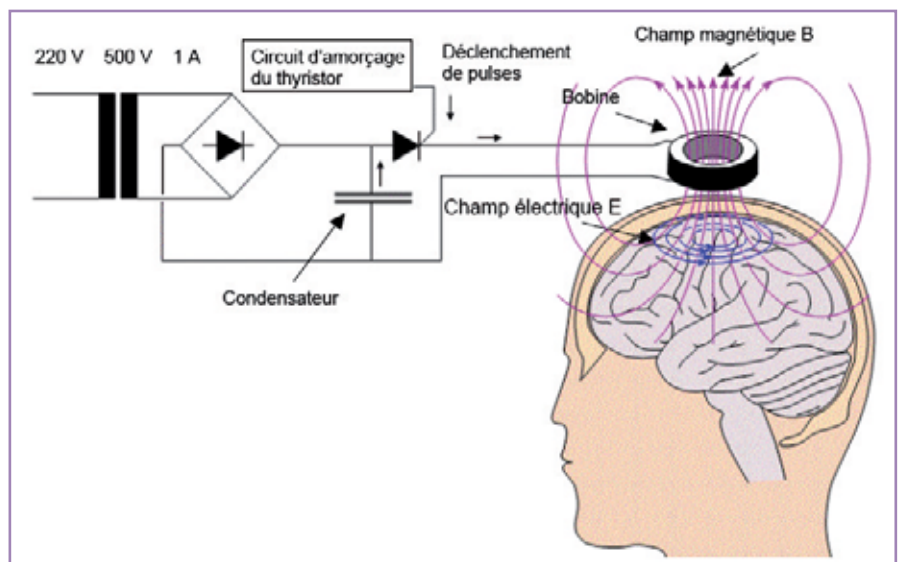


Figure 10 : Schéma d'un circuit standard de stimulateur magnétique. Un circuit électrique primaire alimenté par un courant variable génère un champ magnétique B. Selon la loi de Faraday, un champ électrique E perpendiculaire au champ B est ensuite induit dans le cortex cérébral (extrait de Malmivuo et Plonsey, 1995).

B est le champ magnétique généré par la bobine, donné par la loi de Biot et Savart :

$$\vec{B}(M) = \frac{\mu_0}{\pi} \oint_C \frac{\vec{I} d\vec{l} \wedge \vec{SM}}{\|\vec{SM}\|^3}$$

$\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7}$ H/m est la perméabilité magnétique du vide, C est la courbe géométrique représentant le circuit, et S un point de cette courbe C. Le vecteur déplacement $d\vec{l}$ élémentaire est tangent à la courbe C au point S. Dans le vide, le circuit parcouru par un courant continu d'intensité I crée le champ magnétique \vec{B} en tout point M de l'espace ($M \notin C$).

2.2.2.2. Circuit électrique d'un stimulateur magnétique

Le circuit électrique d'un stimulateur magnétique est composé d'un condensateur relié à une bobine de fil de cuivre en série avec un thyristor (cf. Figure 10). La tension V stockée dans le condensateur (2-3 kV) se décharge dans la bobine lorsque le thyristor est en état de conduction. La forme du courant résultant est un pulse sinusoïdal de très haute intensité (5-10 kA) dans un intervalle de temps très court (300 μ s) générant un champ magnétique B. L'intensité du champ magnétique est d'environ 1 à 2,5 Teslas (environ 30.000 fois le champ magnétique terrestre, et équivalent à l'intensité du champ magnétique

statique utilisé dans l'imagerie par résonance magnétique ; Bohning et coll., 2001). En plaçant la bobine sur le cuir chevelu, le champ magnétique ainsi généré passe directement à travers le crâne sans atténuation (contrairement aux stimulations électriques qui sont fortement atténuées par le passage de l'os) et induit un champ électrique dans le cerveau (cf. Figure 10).

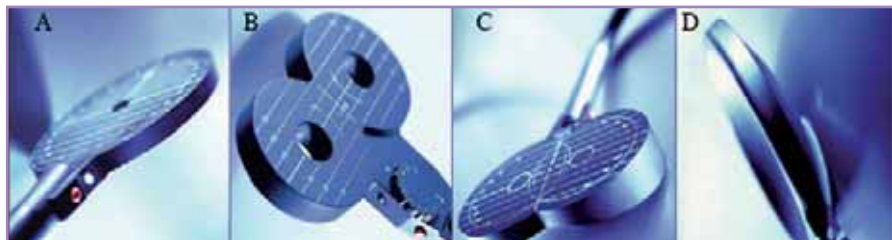


Figure 11 : Différents modèles de bobines de TMS. A/ bobine circulaire, B/ bobine double, C/ bobine prenant en compte la forme de la tête et D/ bobine parabolique.

2.2.2.3. Forme du champ électrique

La forme du champ électrique induit dans les tissus dépend de plusieurs facteurs : la géométrie de la bobine, la localisation et l'orientation de la bobine par rapport aux tissus et la conductivité électrique des structures des tissus.

La bobine double ou « figure de 8 » est celle que nous avons utilisée dans nos travaux car elle permet une stimulation plus focale par rapport à celle des autres types de bobines (cf. Figure 11).

La bobine double est formée de deux petites bobines circulaires situées dans un même plan. Les lignes de champ magnétique sont perpendiculaires au plan de la bobine (cf. Figure 12A). Le champ électrique est perpendiculaire au champ magnétique et est maximal à la surface de la bobine (cf. Figure 12B). La profondeur de la stimulation est cependant limitée à environ deux centimètres sous la surface du crâne à cause de l'atténuation rapide du champ électrique avec la distance (cf. Figure 12C).

Il existe aussi des bobines « placebo » de même forme et générant le même bruit qu'une bobine active mais ne délivrant pas de champ magnétique. Ces bobines sont utilisées lors d'études contrôlées nécessitant une stimulation placebo.

Dans les années 90, les avancées technologiques ont permis le développement de stimulateurs magnétiques capables de délivrer des séries d'impulsions (Cadwell 1991) à une fréquence supérieure à une pulse par seconde (1 Hz). Par convention, les stimulations répétées (rTMS) supérieures à 1 Hz sont appelées rTMS rapide et les stimulations répétées inférieures à 1 Hz sont appelées rTMS lente. Cette distinction

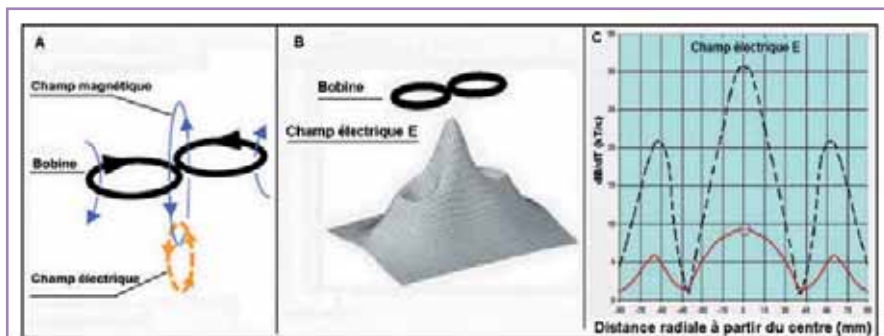


Figure 12 : Forme et intensité du champ électrique pour une bobine double. A/ un courant électrique traversant une bobine conductrice génère un champ magnétique. Les lignes de champ magnétique (en bleu) sont perpendiculaires au plan de la bobine (en noir). Le champ électrique induit (en orange) est perpendiculaire au champ magnétique. B/ Une bobine double permet d'induire un champ électrique focal maximal à la surface de la bobine et qui s'atténue rapidement en fonction de la distance. C/ Diagramme des valeurs d'intensité du champ électrique [dB/dt] en fonction de la distance radiale par rapport au centre de la bobine (trait pointillé) et en fonction de la profondeur (trait rouge plein).

est importante car quelques études chez l'animal (Post et coll., 1997) et chez l'homme (Pascual-Leone et coll., 1994) ont suggéré que différentes fréquences peuvent être divergentes et avoir même des effets antagonistes sur l'activité neuronale (Wassermann et coll., 1998 ; Kimbrell et coll., 1999).

2.2.2.4. Résolution spatiale de la TMS

La résolution spatiale de la TMS n'est pas déterminée de manière aussi ferme que celle des techniques de neuroimagerie. Les techniques d'IRM ont permis de cartographier le champ magnétique induit par la bobine de TMS (Bohning et coll., 1997). Cependant, les effets physiologiques de la TMS sont plutôt une conséquence de la densité du courant électrique et du champ électrique induit dans l'aire corticale plutôt que le champ magnétique induit par la bobine. Des études ont cependant rapporté que la TMS était capable de discriminer des sites distants de 1,5 cm (Schluter

et coll., 1999) et jusqu'à 1 cm (Brasil-Neto et coll., 1992). Dans une étude sur la latence et la variabilité des potentiels évoqués moteurs (MEP) enregistrés dans quatre muscles différents, Brasil-Neto et coll., (1992) ont pu distinguer des effets différents de la TMS à une distance de 0,5 à 1 cm.

Pour améliorer la résolution spatiale de la TMS, des bobines en forme de huit (cf. § 2.2.2.3) ont été utilisées, mais il a été démontré que les effets induits sur le cortex pouvaient se propager sur plusieurs centimètres (Maccabee et coll., 1990).

2.2.3. Modalités de TMS (pulse, répétée)

Les nombreuses applications de la TMS ont permis le développement de différentes modalités (cf. Figure 13) :

- La TMS en « single pulse » (ou simple pulse) et « paired-pulse » (ou double pulse), utilisées pour les explorations physiologiques.

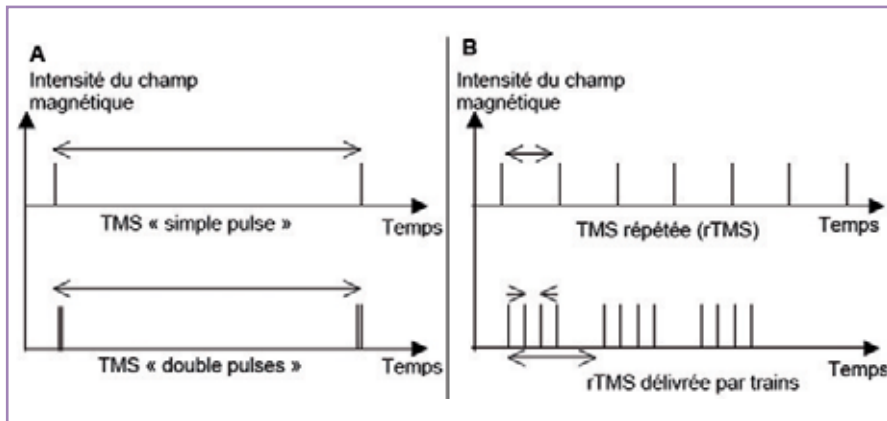


Figure 13 : Différentes modalités de la TMS. A/ La TMS délivrée en simple pulses (haut) ou double pulses (bas). B/ La TMS répétée à intervalles réguliers (haut) ou par trains (bas).

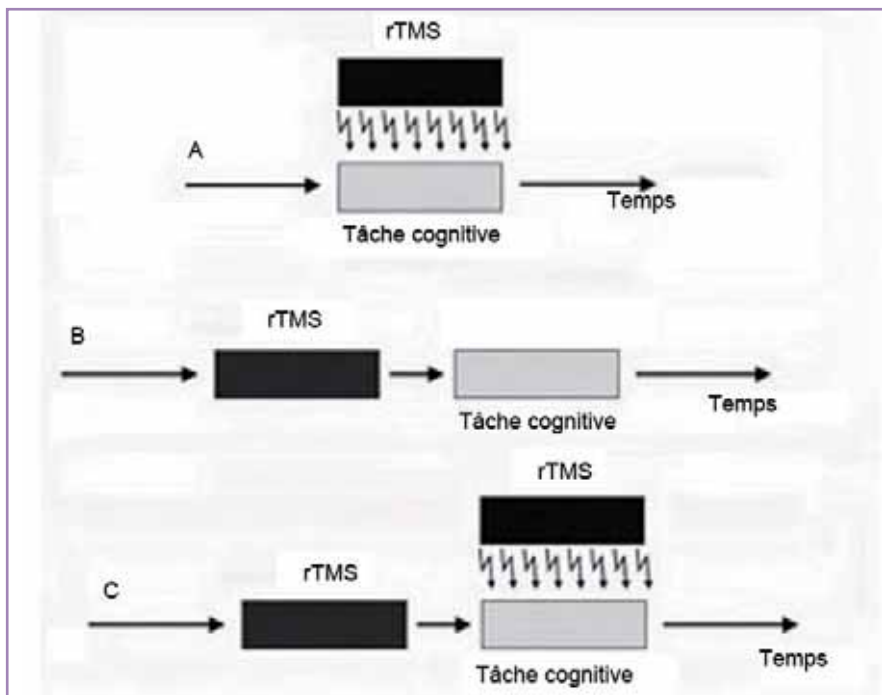


Figure 14 : Représentation schématique de différents paradigmes de rTMS. A/ Paradigme « on-line » : application de la rTMS pendant la réalisation d'une tâche cognitive. B/ paradigme « off-line » : application de la rTMS avant la réalisation d'une tâche cognitive. C/ « priming » stimulations : stimulations d'amorçage consistant à faire précéder des stimulations basses fréquences par des stimulations hautes fréquences [modifié de Robertson et coll., 2003].

- La TMS répétée (rTMS) consiste à délivrer plusieurs pulses par seconde, à intervalles réguliers ou par trains (jusqu'à 100 Hz).

Les nombreuses applications de la TMS dans le domaine de la cognition ont permis le développement de différents paradigmes de TMS : « on-line », « off-line » ou « priming » selon que les pulses de TMS soient appliqués avant et/ou pendant la présentation de stimuli lors d'une tâche cognitive (cf. Figure 14).

2.2.3.1. Stimulations d'amorçage ou « priming stimulation »

Afin d'augmenter la puissance et la durée des effets de la stimulation, d'autres paradigmes ont aussi été développés. Les stimulations d'amorçage (ou « priming » stimulations) sont des stimulations répétées à haute fréquence (> 1 Hz) précédant des stimulations répétées à basse fréquence (1 Hz). L'hypothèse est que la modulation d'une activité neuronale

interagit avec l'activité neuronale suivante. Le principe des fréquences d'amorçage a d'abord été expérimenté chez l'animal où Christie et coll., (1992) ont montré que faire suivre des stimulations à 5-6Hz par des stimulations répétées à 1 Hz pouvaient augmenter les effets modulateurs des stimulations répétées à 1 Hz. Iyer et coll., (2003) ont ensuite utilisé les fréquences d'amorçage chez l'homme et ont confirmé l'effet potentialisateur des fréquences d'amorçage.

2.2.3.2. Theta Burst Stimulation

Toujours dans l'optique d'augmenter et de prolonger les effets de la TMS, Huang et coll., (2004 ; 2005) ont développé la « *theta burst stimulation* » (TBS), une procédure de stimulation à très haute fréquence (50 Hz). Les résultats de la TBS sur le cortex moteur ont montré une augmentation de la taille des réponses motrices de près de 40% par rapport à la TMS à 1 Hz et une augmentation de la durée des effets d'environ 20 min.

2.2.4. Effets indésirables et contre-indications de la TMS

La TMS est utilisée depuis 1985, et à ce jour, des milliers de stimulateurs magnétiques sont utilisés en Espagne, aux Etats-Unis, en France, en Allemagne, en Grande-Bretagne...

Les connaissances actuelles montrent que la TMS est bien tolérée si les précautions d'utilisation sont respectées. Les conclusions d'un groupe de travail réunissant les principaux spécialistes et chercheurs du NIMH (National Institute of Mental Health) ont clairement défini les précautions d'utilisation de cette technique (Rossini et coll., 1994 ; Wassermann 1998).

2.2.4.1. Effets indésirables de la TMS

Quelques effets indésirables et immédiats de la TMS sont bien connus. L'induction de crises convulsives est la plus sérieuse. La TMS en simple pulse a produit des crises chez des patients (Classen et coll., 1995 ; Fauth et coll., 1992 ; Hömberg et Netz 1989 ; Kandler 1990) mais jamais chez le sujet sain.

Les effets indésirables de la TMS ont surtout été décrits pour les stimulations à fréquence rapide. De rares crises convulsives ont été rapportées dans la littérature : 7 cas décrits dans l'étude de Wassermann (1998) portant sur l'ensemble des articles publiés. Cette éventualité semble assez bien contrôlée actuellement par le choix conseillé des paramètres de stimulation, l'établissement pour chaque sujet de son seuil moteur (le cortex moteur est l'un des plus épileptogène), l'exclusion des sujets ayant des antécédents personnels ou familiaux d'épilepsie.

Pour des stimulations à fréquence lente, les effets indésirables rapportés sont mineurs. Le bruit produit par la bobine lors des stimulations peut dépasser 100 dB à proximité de la bobine (Starck et coll., 1996) et est susceptible d'entraîner une élévation transitoire du seuil auditif et des acouphènes (Counter et coll., 1993).

Des céphalées peuvent survenir avec une fréquence inférieure à 3 %, causées probablement par une tension musculaire excessive, secondaire à la stimulation des muscles. Les céphalées peuvent persister même après la fin de la session de stimulation, l'administration d'antalgiques permet leur disparition rapide.

Pour une utilisation sécurisée de la TMS, il est nécessaire que la fréquence de stimulation diminue lorsque l'intensité augmente. Par exemple, pour une fréquence inférieure à 1 Hz, l'intensité de stimulation peut valoir jusqu'à 150 % du seuil moteur (SM) et pour une fréquence inférieure à 10 Hz, il est recommandé d'utiliser une intensité inférieure à 100 % SM (Pascual-Leone et coll., 1993 ; Wasserman et coll., 1996 ; Wasserman 1998).

De plus, la durée de l'intervalle entre les trains de stimulations (intervalle inter-trains, IIT) et le nombre de trains font varier ces paramètres, surtout si l'IIT est inférieur à 5s (Chen et coll., 1997). Le nombre de pulses autorisé varie de 1000 à 10000 pulses par jour (Starck et coll., 1996).

Par ailleurs, le choix des paramètres de stimulation est aussi limité par le risque de surchauffe de bobine. En effet, une amplitude ou une fréquence de stimulation élevée accélèrent la surchauffe de la bobine et si la température de la bobine dépasse 41°C, le système de TMS est automatiquement désactivé. Pour utiliser de nouveau l'appareil, il faut remplacer la bobine ou attendre qu'elle refroidisse.

2.2.4.2. Contre-indications de la TMS

Les contre-indications, réelles et théoriques, de la TMS sont maintenant bien déterminées : la présence d'un objet métallique dans la tête, à l'exception des prothèses dentaires fixes, les stimulateurs cardiaques, les hypertension intracrâniennes, les antécédents personnels ou familiaux de comitialité.

D'autres contre-indications sont classifiées comme relatives : les médicaments qui abaissent le seuil épileptogène, les antécédents de traumatisme crânien avec lésion ou de chirurgie cérébrale.

2.3. Modulation de l'activité cérébrale avec la TMS

La Stimulation Magnétique Transcrânienne (TMS) est une technique électrophysiologique non-invasive consistant à induire des courants électriques dans une région cérébrale et interférer de manière transitoire avec l'activité neuronale sous-jacente (Barker et coll., 1985). La stimulation de régions cérébrales permet d'explorer certaines structures et de déterminer leur fonction. En effet, la TMS permet d'établir une relation directe entre l'activité d'une région cérébrale locale et les modifications comportementales associées. Son application chez le sujet sain permet de comprendre le fonctionnement « normal » d'une région corticale lors de l'exécution de tâches cognitives. De plus, grâce à ses capacités à moduler l'activité neurale, la TMS est aussi utilisée comme outil thérapeutique dans diverses pathologies neurologiques et psychiatriques.

2.3.1. Modulation de fonctions motrices

Les études en TMS répétée (rTMS) (cf. § 2.2.3; Figure 13) sur le cortex moteur ont mis en évidence des effets cellulaires qui dépassent la période de stimulation. La rTMS à des fréquences supérieures à 5 Hz (5 pulses par seconde) aurait augmenté de manière transitoire l'excitabilité motrice (Pascual-Leone et coll., 1994) alors que la rTMS à basse fréquence (1 Hz) l'aurait diminuée (Chen, 1997). Les mécanismes de ces changements sont peu clairs, mais sont analogues aux mécanismes de potentialisation à long terme (LTP) et de dépression à long terme (LTD) de la transmission synaptique. En effet, la rTMS à basse fréquence (< 1 Hz) est inhibitrice et responsable d'une dépression de la transmission synaptique (LTD) à long terme, tandis que la rTMS à haute fréquence (> 1 Hz) est excitatrice, et responsable d'une potentialisation à long terme (LTP). La LTP consiste en une augmentation importante et durable de l'activité synaptique, entraînant une facilitation de cette activité, la LTD est le phénomène inverse qui conduit à l'inhibition de l'activité synaptique (Iriki et coll., 1989 ; Hess et Donoghue, 1996).

La TMS a permis d'étudier différents aspects du contrôle moteur. Dans une tâche sur le temps de réaction, l'application d'un fort pulse de TMS juste avant la réponse motrice attendue a permis de retarder la réponse sans altérer sa forme (Day et coll., 1989). La stimulation à haute fréquence sur l'aire motrice supplémentaire (SMA) a altéré les performances dans une séquence complexe de mouvements de doigts, mais non dans des séquences simples (Gerloff et coll., 1997).

L'application la plus courante de la TMS sur le cortex moteur est la mesure des potentiels évoqués moteurs (PEM). Le principe consiste à appliquer des pulses de TMS au-dessus des régions motrices, par exemple le cortex moteur de la main (gyrus précentral), ce qui entraîne la dépolarisation des cellules pyramidales transsynaptiques (cf. Figure 15), et suit la voie descendante des nerfs moteurs du

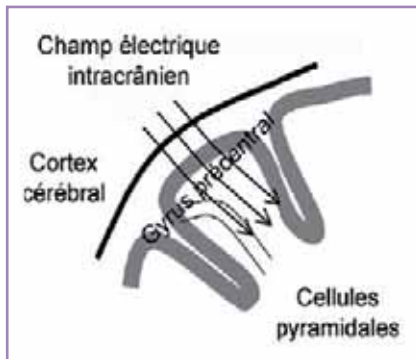


Figure 15 : Schéma d'une vue latérale du gyrus précentral : le champ électrique intracrânien traverse les cellules pyramidales.

système nerveux central, entraînant une contraction involontaire de la main (Day et coll., 1989 ; Amassian et coll., 1990 ; Nakamura et coll., 1996 ; Di Lazzaro et coll., 1999a ; 1999b). Un amplificateur électromyographique permet d'enregistrer et d'analyser le potentiel d'action musculaire sous la forme d'un potentiel évoqué moteur et d'obtenir des informations sur l'amplitude, la forme, ou la latence des réponses.

La TMS permet aussi d'étudier l'excitabilité corticale des régions motrices (Pascual-Leone et coll., 1998 ; Hallett et coll., 1999 ; Fitzgerald et coll., 2002b). Il s'agit principalement de la mesure du seuil moteur (SM, Rossini et coll., 1994), de la durée de la période de silence (CSP, cortical silent period ; Chen et coll., 1999) et des phénomènes d'inhibition et de facilitation intracorticales (ICI et ICF) (Kujirai et coll., 1993).

Le seuil moteur (SM) représente la plus petite intensité capable de produire des changements de l'activité électrique dans le cortex moteur. En pratique, le SM est exprimé en pourcentage de l'intensité du stimulateur et est défini comme l'intensité nécessaire pour obtenir 5 réponses motrices (potentiels évoqués moteurs, PEM) d'au moins 50 μ V d'amplitude dans le muscle au repos sur une séance de 10 stimulations (Rothwell et coll., 1999).

La période de silence (CSP) est un phénomène neurophysiologique de réduction subite et nette de l'activité électrique d'un muscle en contraction volontaire. La CSP

consiste en une interruption du signal électromyographique de contraction déterminée par la TMS corticale motrice, ce silence faisant suite au PEM. Cette interruption n'est pas une période réfractaire, mais est liée à la mise en jeu « active » de circuits inhibiteurs. L'inhibition intracorticale (ICI) et la facilitation (ICF) sont obtenues avec des « paired pulses » de TMS (cf. § 2.2.3 ; Figure 13) et reflètent l'activité des interneurons dans le cortex (Hallett et coll., 1999 ; Ziemann et coll., 1999).

Les études ont montré qu'en conditionnant l'obtention du PEM à un stimulus test de haute intensité par un premier stimulus de basse intensité (Kujirai et al. 1993 ; Ziemann et al. 1996), les influences intracorticales initiées par le stimulus conditionnant module l'amplitude du MEP produit par le stimulus test. Si l'intervalle interstimuli (ISI) est court (< 5 ms), les réponses test sont inhibées (ICI), et avec de longs ISI (8-30 ms), les réponses test sont facilitées (ICF). En fait, la stimulation conditionnante recrute des circuits interneuronaux corticaux dont la résultante sur l'excitabilité des cellules pyramidales sera inhibitrice ou excitatrice selon le délai précédant la stimulation test.

2.3.2. Modulation de fonctions cognitives

La TMS a été utilisée dans le système visuel (Amassian et coll., 1989) pour étudier la perception. La TMS sur l'aire du cortex visuel (V5) a permis d'interférer de manière sélective avec la perception du mouvement d'un stimulus sans altérer sa reconnaissance (Beckers et Zeki 1995), ce qui montre une relation causale entre l'aire V5 et la perception du mouvement et confirme ainsi les résultats d'études en neuroimagerie.

Grosbras et Paus (2002) ont montré que la rTMS sur l'aire motrice supplémentaire (frontal eye field, FEF) droit pouvait faciliter la détection de cibles visuelles tout en interférant avec les capacités de déplacement de l'attention. Kohler et coll., (2004) ont montré que la TMS sur le cortex préfrontal inférieur gauche pouvait entraîner une facilitation des processus

de mémoire épisodique et une altération des performances sémantiques. D'autres études ont utilisé la TMS pour moduler le seuil d'excitabilité du cortex visuel (Borojerdi et coll., 2000), ou pour interférer avec la perception tactile (Knecht et coll., 2003), ou encore dans les processus de reconnaissance d'objets (Stewart et coll., 2000), la mémoire à long terme (Rossi et coll., 2002) ou la mémoire de travail visuelle (Mottaghy et coll., 2002).

La TMS a aussi apporté des éléments nouveaux concernant la fonction des aires du langage. La TMS répétée (rTMS) à des fréquences supérieures à 4 Hz sur le cortex frontal inférieur gauche (ou aire de Broca) a entraîné un arrêt transitoire du langage (Epstein et coll., 1996), mais aussi une modulation des performances linguistiques (i.e. facilitation ou « disfacilitation »). L'effet modulateur de la TMS sur les régions du langage peut être mesuré au regard des variations de performances comportementales (i.e. Temps de Réponse, TR et taux d'erreurs) pendant l'exécution d'une tâche linguistique. La comparaison des performances entre une stimulation TMS active et une stimulation contrôle (e.g. stimulation placebo) permet de mettre en évidence un effet facilitateur (e.g. TR plus court lors de la stimulation active) ou disfacilitateur de la TMS (Walsh et Cowey 2000 ; Bailey et coll., 2001).

La rTMS à haute fréquence (5-20Hz) ou en mode simple pulse sur la partie orbitale F3Or de l'aire de Broca a altéré le processus sémantique (i.e. diminution du temps de réponse, Devlin et coll., 2003 ; Matthews et coll., 2003 ; Thiel et coll., 2005). De plus, la partie operculaire F3Op de l'aire de Broca a été impliquée dans le processus syntaxique (Sakai et coll., 2002), phonologique (Sakai et coll., 2002 ; Devlin et coll., 2003 ; Nixon et coll., 2004), dans le contrôle moteur du langage (Watkins et coll., 2003), et même d'opérer comme interface entre la perception et l'action (Aziz-Zadeh et coll., 2004 ; Watkins et Paus, 2004). Cependant, d'autres auteurs n'ont reporté aucun effet de la rTMS à haute ou basse fréquence sur l'aire de Broca (Sparing et coll., 2001).

Le rôle de l'aire temporo-pariétale (ou aire de Wernicke) a aussi été reconsidéré, mais les effets de la TMS sur cette aire varient en fonction des études. La rTMS à basse fréquence (1 Hz) sur l'aire de Wernicke a entraîné un arrêt transitoire de la parole pendant une tâche de génération de mots (Knecht et coll., 2002). La TMS à haute fréquence (5 - 20 Hz) ou en simple pulse sur l'aire de Wernicke a facilité les performances lors d'une tâche de dénomination d'images (Topper et coll., 1998 ; Mottaghy et coll., 1999).

2.3.3. Effets de propagation des effets de la TMS et mécanisme de plasticité cérébrale

2.3.3.1. Effets de propagation des effets de la TMS

Outre un effet local, la TMS pourrait aussi induire des changements de l'activité dans des aires distantes et interconnectées anatomiquement avec la région stimulée via des connexions transsynaptiques (Cracco et coll., 1989 ; Paus et coll., 1997 ; Munchau et coll., 2002 ; Paus et Barrett 2004).

Paus et coll., (1997 ; 1999) ont utilisé la TEP pour analyser la distribution des effets de la TMS appliquée sur le frontal eye field (FEF), une région impliquée dans le mouvement des yeux, et ont montré une augmentation du débit sanguin cérébral dans l'aire stimulée (i.e. du FEF), et aussi dans plusieurs aires du cortex visuel (i.e. le cortex pariéto-occipital médial gauche et le cortex pariétal supérieur de manière bilatérale).

De plus, Rounis et coll., (2005) ont montré que la rTMS sur le moteur cortex induisait des changements dans le cortex moteur et aussi dans le cervelet ; Barrett et coll., (2004) ont montré que la TMS sur le cortex dorsolatéral frontal (DLPFC) induisait des changements neurophysiologiques dans le DLPFC et dans le cortex cingulaire antérieur.

De plus, Ilmoniemi et coll., (1997) ont utilisé l'électroencéphalographie (EEG) pour mesurer les réponses sur le cortex moteur ou sur le cortex visuel après l'application de la TMS. Les résultats

ont montré un changement maximal de l'activité dans le point de stimulation, mais qui se propageait très rapidement (5-10 ms) vers des aires adjacentes à l'aire stimulée. Dans les 20 ms qui suivaient la stimulation, la propagation était rapidement transférée aux régions homologues controlatérales via le corps calleux, (cf. Figure 16).

2.3.3.2. Plasticité cérébrale

Les effets « à distance » de la TMS ont aussi été appliqués à l'étude des mécanismes de plasticité du cerveau, i.e. une réorganisation fonctionnelle cérébrale impliquée dans plusieurs processus tels que la réparation neuronale, l'apprentissage, la mémoire. Des études ont utilisé la TMS pour étudier les patients avec des lésions chirurgicales, ou des amputations congénitales des fonctions motrices et ont montré une étendue de la représentation fonctionnelle du cortex moteur de la partie amputée (Hallett et coll., 1993 ; Kew et coll., 1994 ; Cohen et coll., 1997).

Pascual Leone et coll., (1995) ont étudié la vitesse avec laquelle de tels changements fonctionnels pouvaient se produire dans le cortex moteur de la main. Ils ont montré

qu'en cinq jours, on pouvait obtenir une amélioration des performances motrices et une augmentation de la taille de la représentation motrice de la main lors d'une tâche d'habileté manuelle (appui sur des touches de piano).

2.3.4. Applications thérapeutiques potentielles de la TMS

Les propriétés « modulatrices » de la rTMS ont également été utilisées pour modifier l'activité de certaines régions cérébrales, dont le dysfonctionnement pourrait être à l'origine de certaines pathologies neurologiques et psychiatriques.

En neurologie, la TMS a permis de caractériser le profil d'anomalies de l'excitabilité corticale des régions motrices dans l'épilepsie (Menkes et coll., 2000 ; Tassinari et coll., 2003 ; Brasil-Neto et coll., 2004 ; Fregni et coll., 2005), dans la maladie de Parkinson (Pascual-Leone et coll., 1994 ; Lefaucheur et coll., 2004), et dans les accidents vasculaires cérébraux entraînant des lésions motrices (Liepert, 2005). La rTMS a aussi permis de montrer une hyperexcitabilité du cortex visuel occipital chez des migraineux (Fierro et coll., 2003).

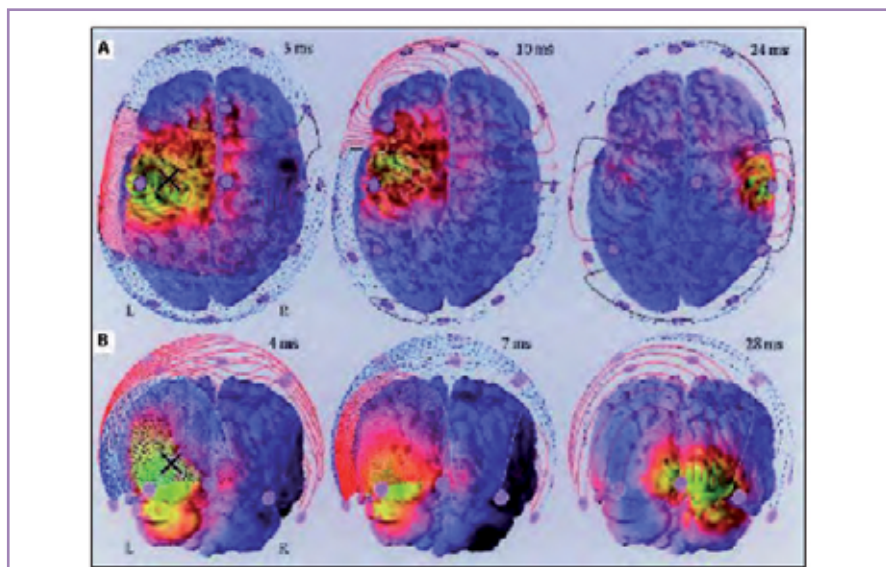


Figure 16 : Les effets de la TMS ne sont pas centralisés dans le site de stimulation, mais peuvent se propager vers des régions connectées anatomiquement au site de stimulation. Ilmoniemi et coll., (1997) ont enregistré l'activité visuelle et motrice après l'application de la TMS alors que les sujets ne participaient à aucune tâche (site marqué X sur l'image). Pour les régions visuelles et motrices, les résultats ont montré que pendant les premières millisecondes suivant la TMS, l'activité était plus grande dans le site de stimulation, mais étaient rapidement transférés (20-30 ms) vers des régions homologues controlatérales aux aires stimulées (extrait de Ilmoniemi et coll., 1997).

D'autres travaux ont également évalué son intérêt potentiel dans les troubles obsessionnels compulsifs (Martin et coll., 2003), la manie (Michael et Erfurth, 2004 ; Kapsan et coll., 2003), le syndrome de stress post-traumatique (Grisaru et coll., 1998), les déficits mnésiques (Sole-Padullas et coll., 2005), les syndromes prémenstruels (Smith et coll., 2003).

La rTMS a aussi été utilisée pour déterminer la latéralisation hémisphérique du langage. Chez les patients épileptiques devant subir une lobectomie temporale, il est crucial de savoir quel hémisphère cérébral est utilisé pour le traitement du langage. Appliquée à haute fréquence, la rTMS permet de provoquer un arrêt du langage (Pascual-Leone et coll., 1991 ; Epstein et coll., 1996) et propose un test alternatif simple au test de Wada, une méthode invasive avec injection intracarotidienne d'Amobarbital (Wada, 1960).

La rTMS a aussi été utilisée comme technique thérapeutique dans la dystonie (i.e. désordre neurologique caractérisé par des tremblements musculaires). Des études physiologiques dans la dystonie ont révélé une diminution de l'inhibition intracorticale. En s'appuyant sur les effets inhibiteurs de la 1Hz-rTMS sur le cortex moteur primaire, il a été proposé que la rTMS pourrait augmenter l'inhibition et améliorer les déficits. Les résultats ont montré une normalisation de l'inhibition intracorticale et une modeste amélioration des performances (Siebner et coll., 1999).

En psychiatrie, c'est dans les dépressions résistantes que l'effet thérapeutique de la rTMS a d'abord été exploré. Etant donné que la rTMS pourrait affecter les troubles de l'humeur chez des volontaires sains, des études ont cherché à déterminer si la rTMS pourrait être efficace dans le traitement de ces troubles et ainsi constituer une technique de remplacement des thérapies électroconvulsives (ECT) (George et coll., 1995 ; Triggs et coll., 1999). Dans la majorité des études, la rTMS était appliquée à une fréquence entre 5 et 20 Hz sur les régions du cortex préfrontal dorsolatéral gauche (MDLFC).

Avery (2004) a regroupé les données des résultats des traitements par rTMS sur 20 centres et a montré une diminution moyenne de 34 % des symptômes sur l'échelle HDRS, Hamilton Rating Scale for Depression (range 15 %–62 %). Des études combinant TEP et rTMS ont également montré que la stimulation du MDLFC gauche modifiait les réponses du flux sanguin dans le cortex cingulaire antérieur (Paus et coll., 2001 ; Barrett et coll., 2004), confirmant l'implication du circuit fronto-cingulaire dans les états affectifs (Devinsky et coll., 1995 ; Mayberg et coll., 1997 ; Davidson et coll., 1999 ; Bush et coll., 2000 ; Drevets et coll., 2001).

L'effet thérapeutique de la rTMS a aussi été exploré dans la schizophrénie (Haraldsson et coll., 2004). Appliquée à basse fréquence (1 Hz) sur les régions temporo-pariétales, la rTMS pourrait moduler leur activité et diminuer les symptômes hallucinatoires (Lee et coll., 2005 ; Hoffman et coll., 2003 ; Poulet et coll., 2005). Des études ont montré une amélioration significative et une forte réduction des hallucinations (56 %) chez 7 patients sur 10 (Poulet et coll., 2005). Une autre étude par Hoffman et coll., (2003) a évalué la réponse de 24 schizophrènes déficitaires traités soit par rTMS soit par placebo et a montré une nette amélioration chez 52 % des patients traités.

Ces données confirment l'efficacité du traitement par TMS dans ces pathologies, mais mettent aussi en évidence une variabilité des effets thérapeutiques en fonction des patients traités et aussi en fonction des études (McIntosh et coll., 2004 ; Lee et coll., 2005 ; Saba et coll., 2006). Cette variabilité thérapeutique pourrait être liée à la localisation des régions stimulées, le choix des paramètres de stimulation (l'intensité de stimulation, le modèle d'application des pulses, y compris la fréquence, le nombre et la longueur des trains de stimulations, et l'intervalle entre les trains). Les modèles d'application des pulses restent encore difficiles à déterminer, mais constituent un domaine actif de recherche en psychiatrie.

Les effets de la TMS sont donc variables dans les études de recherche sur les

fonctions cognitives ou en recherche thérapeutique. Certains facteurs de variabilité sont intrinsèques à cette technique, par exemple la fréquence, l'intensité, et la durée de stimulation ; et d'autres, sont extrinsèques comme le choix des régions stimulées et l'excitabilité inhérente à ces régions qui dépend des processus cognitifs sollicités, et qui peut recruter différents circuits selon la tâche effectuée.

2.3.5. Facteurs de variabilité des effets de la TMS

2.3.5.1. Facteurs de variabilité intrinsèques à la TMS

Plusieurs facteurs intrinsèques à la TMS pourraient expliquer la variabilité des effets obtenus : (i.e. fréquence, intensité et durée de stimulation, Maeda et coll., 2000 ; Sparing et coll., 2001). La TMS a des effets différents selon la fréquence de stimulation utilisée. En effet, appliquée à basse fréquence, la TMS peut inhiber l'excitabilité corticale et appliquée à haute fréquence, la TMS peut l'exciter (Chen et coll., 1997 ; Maeda et coll., 2000a ; 2000b ; Muellbacher et coll., 2000 ; 2002).

L'intensité de stimulation aurait aussi un rôle sur les effets induits par la TMS, notamment sur la durée des effets après l'application de la TMS. Des études ont noté qu'à une intensité de 90 % du seuil moteur (SM), les effets après TMS pouvaient durer jusqu'à 10 minutes (Maeda et coll., 2000 ; Touge et coll., 2001) et 15 minutes à une intensité plus grande et égale à 115 % SM (Chen et coll., 1997).

La durée de stimulation (aussi exprimée par le nombre total de pulses) influe aussi sur la durée des effets après TMS. De courts trains (4 pulses) appliqués à des fréquences de 20 Hz et à des intensités allant jusqu'à 150% SM ont induit une diminution transitoire des PEM alors que de longs trains de TMS (> 20 pulses) ont induit une facilitation plus longue et plus grande des PEM (Modugno et coll., 2001 ; Siebner et coll., 2003).

2.3.5.2. Facteurs de variabilité extrinsèques à la TMS

La variabilité des effets induits par la TMS pourrait aussi être liée à des facteurs extrinsèques à la TMS, comme la localisation des aires à stimuler. Par exemple, l'aire de Wernicke est souvent définie comme une région anatomique fixe, et ce pour l'ensemble des sujets sur la base d'un repérage arbitraire à l'aide des repères crâniens couramment utilisés en électroencéphalographie (i.e. CP5) (Claus et coll., 1993 ; Sparing et coll., 2001 ; Knecht et coll., 2002). Néanmoins, ces repères ne tiennent pas compte de l'observation de variations interindividuelles de l'organisation anatomo-fonctionnelle corticale du langage mises en évidence dans les études en IRMf (Malogiannis et coll., 2003 ; Pallier et coll., 2003 ; Seghier et coll., 2004). Très récemment, pour pallier ces lacunes méthodologiques, des systèmes de neuronavigation stéréotaxique ont été développés. On commence par repérer les foyers d'activation induits par la tâche grâce aux appareils IRMf. Puis, les systèmes de neuronavigation utilisent les données individuelles ainsi caractérisées préalablement en IRMf pour guider en temps réel le positionnement de la bobine de TMS. Ces systèmes stéréotaxiques permettent une grande précision du positionnement de la bobine de TMS sur les aires cibles définies à partir d'IRMf (< 10 mm ; Herwig et coll., 2002 ; Lancaster et coll., 2004).

Un autre facteur de variabilité extrinsèque à la TMS pourrait être l'excitabilité corticale inhérente aux régions stimulées. En effet, l'excitabilité corticale peut précisément être quantifiée pour chaque sujet dans les régions motrices par la mesure du seuil moteur (SM, Rossini et coll., 1994), alors que les variations de l'excitabilité corticale dans les régions du langage sont beaucoup plus difficiles à quantifier. Ainsi, la plupart des études utilisent aussi le SM comme marqueur de l'excitabilité corticale bien que ce soit pour étudier les bases neurales du langage. L'utilisation du SM pour déterminer l'intensité de stimulation dans les aires non-motrices semble arbitraire en raison de la variabilité de l'excitabilité

corticale inhérente à chaque région, et de la variabilité de la distance entre le crâne et les autres régions cérébrales. Par exemple, aucune corrélation n'a été obtenue, au sein d'un même individu, entre le seuil moteur et le seuil de stimulation de régions visuelles entraînant la vision de hosphènes (i.e. tâches lumineuses) ; (Stewart et coll., 2001). Ainsi, la différence d'excitabilité entre les régions motrices et linguistiques témoigne de la nécessité de quantifier l'excitabilité de ces régions en fonction de paramètres spécifiques à chaque région (état d'excitabilité, exécution ou non d'une tâche).

2.3.5.3. Choix des conditions contrôles

D'autres facteurs extrinsèques à la TMS comme le choix des conditions de référence (ou « contrôles ») peuvent être liés à la variabilité des effets de la TMS. Dans la littérature, différentes conditions « contrôles » sont utilisées, par exemple, l'absence de stimulation, les régions contrôles, les stimulation placebo ou « pseudo-placebo » (cf. ci-dessous).

Absence de stimulation

Certains auteurs ont comparé les performances obtenues lors de stimulations actives versus en l'absence de stimulation (Devlin et coll., 2003 ; Thiel et coll., 2005). Toutefois, cette comparaison ne permet pas de s'affranchir des effets non spécifiques, comme le bruit ou les sensations somatiques, pouvant être induits par la stimulation active. Ces effets non spécifiques peuvent pourtant interférer notablement avec les performances, et rendre ardue l'interprétation des résultats.

Régions contrôles

Une autre approche expérimentale consiste à comparer l'effet de stimulations actives sur la région étudiée avec celles qui sont effectuées sur une autre région, considérée comme non impliquée dans la tâche (e.g. vertex, ou stimulation controlatérale si la fonction est anatomiquement asymétrique). Thiel et coll., (2005) ont ainsi montré un effet disfacilitateur induit par la rTMS sur la partie F3Tr de l'aire de Broca

par rapport à la même stimulation réalisée sur des régions contrôles (i.e. vertex et l'homologue controlatérale de F3Tr).

Cependant, ce type de comparaison n'est pas optimal puisqu'il a été démontré que l'excitabilité d'une région pouvait se transmettre vers d'autres régions interconnectées par le biais des connexions trans-synaptiques (Münchau et coll., 2002). Par exemple, des études en 1Hz-rTMS sur le cortex moteur ont montré une diffusion interhémisphérique de l'excitabilité, entraînant une augmentation de l'activité dans l'hémisphère controlatéral (Gilio et coll., 2003 ; Kobayashi et coll., 2004 ; Oliveri et coll., 2005).

Stimulations « pseudo-placebo »

D'autres auteurs comparent une stimulation active, où la bobine est positionnée tangentiellement par rapport au crâne, avec une stimulation « pseudo-placebo », où le centre de la bobine active est orienté de 90° par rapport à la tangentielle au crâne. Le champ n'étant pas dirigé directement sur le scalp, son incidence est considérée comme mineure. Pourtant, l'influence de l'orientation de la bobine est très largement débattue (Kammer et coll., 2001 ; Dubach et coll., 2004 ; Niyazov et coll., 2005), dans la mesure où les stimulations « pseudoplacebo » pourraient avoir un effet moindre mais néanmoins similaire à celui des stimulations actives (Loo et coll., 2000 ; Lisamby et coll., 2001).

Cette dernière approche est d'autant plus discutée qu'il existe une véritable bobine « placebo », ayant la même forme que la bobine active et produisant le même bruit, sans pour autant induire de champ magnétique. Bien que cette technique soit plus méthodologiquement adaptée, la bobine « placebo » ne permet malheureusement pas d'imiter les mêmes sensations périphériques/somesthésiques que la bobine active. Du coup, un sujet attentif lors de la manipulation expérimentale peut distinguer les deux types de bobines, et ne peut plus être considéré comme étant « en aveugle » lors de la réalisation de la tâche.

3

HYPOTHÈSES
ET OBJECTIFS

La TMS est une technique électrophysiologique permettant d'explorer de manière non invasive le cortex cérébral chez l'homme. En stimulant une région corticale, la TMS permet d'interférer avec le fonctionnement cérébral sous-jacent et ainsi d'établir un lien causal entre l'activité régionale et des modifications fonctionnelles ou comportementales.

La TMS est aussi utilisée pour modifier l'excitabilité corticale, cet effet modulateur dépendrait de plusieurs paramètres, comme la fréquence de stimulation. Les études en TMS sur le cortex moteur ont montré des effets inhibiteurs sur l'excitabilité corticale à basse fréquence (inférieure ou égale à 1 Hz) et des effets excitateurs à haute fréquence (supérieure à 1 Hz).

Alors que l'effet de la TMS sur l'excitabilité corticale des régions motrices peut précisément être quantifié pour chaque sujet par la mesure des potentiels évoqués moteurs, l'effet de la TMS dans des régions cognitives est plus difficile à mesurer. La plupart des études mesurent l'effet induit par la TMS par des performances comportementales (i.e. temps de réponse et taux d'erreurs) pendant l'exécution de tâches cognitives.

Cependant, les effets de la TMS sont variables en fonction des études. Un facteur majeur de cette variabilité peut être la localisation cérébrale des régions à stimuler qui n'est pas la même chez tous les sujets. En effet, des études en imagerie fonctionnelle ont montré une différence d'organisation anatomo-fonctionnelle corticale entre les sujets, mettant ainsi en évidence l'intérêt d'une localisation individuelle de régions ciblées.

Les études utilisant la TMS sur les fonctions cognitives ont aussi montré une variabilité des effets en fonction de paramètres intrinsèques (fréquence, durée et intensité de stimulation) et extrinsèques à la TMS (excitabilité inhérente à ces régions et tâches cognitives utilisées). L'impact de ces

facteurs de stimulation sur les effets induits par la TMS n'est pas connu et est difficile à étudier à cause de la complexité des processus cognitifs qui ne sont pas localisables de manière précise chez les sujets, mais qui requièrent un circuit d'aires cérébrales interconnectées ; de plus, l'effet de la TMS n'est pas local, mais se propage vers des aires connectées à l'aire stimulée.

Dans cette thèse, nous nous sommes intéressés au processus de la perception du langage car il est peu étudié dans la littérature et serait à l'origine de plusieurs pathologies neurologiques et psychiatriques comme l'autisme ou les symptômes hallucinatoires des patients schizophrènes.

L'objectif principal de cette thèse est de moduler l'activité de régions impliquées dans le processus de la perception du langage chez le sujet sain, et plus particulièrement de moduler le processus de la perception sémantique. La modulation de ce processus est une perspective intéressante pour la recherche cognitive, et permet surtout des espoirs thérapeutiques dans de nombreuses pathologies neurologiques et psychiatriques ayant trait à des anomalies d'activation des fonctions sémantiques (e.g. schizophrénie, autisme).

Le processus de la perception sémantique est complexe et requiert un ensemble de fonctions linguistiques (auditives, phonologiques, syntaxiques, sémantiques), et sa localisation est de plus variable entre les sujets. Comment peut-on alors localiser de manière individuelle et fiable le processus de la perception sémantique ? Et comment mettre en évidence et quantifier les effets de la TMS dans ce processus ? En sachant que la fréquence de stimulation joue un rôle sur l'excitabilité corticale, comment mettre en évidence un tel effet dans le processus de la perception sémantique ?

Pour répondre à ces questions nous avons utilisé une tâche linguistique capable de détecter des activations liées à la perception sémantique en IRM fonctionnelle, avec un rapport signal sur bruit assez suffisant pour une localisation individuelle à 1,5 Tesla.

Nous avons ensuite validé une méthode de guidage de la bobine de TMS permettant de prendre en compte des données anatomo-

fonctionnelles individuelles issues d'IRMf pour guider les stimulations.

Nous avons appliqué la TMS sur les régions impliquées dans le processus de la perception sémantique localisées avec l'IRMf. Les effets de la TMS ont été mesurés en comparant des performances comportementales (temps de réponse et taux d'erreurs) entre des stimulations actives et placebo. Enfin, nous avons étudié l'incidence de la fréquence de stimulation dans la modulation de ce processus. Nous avons comparé les effets d'une stimulation à basse fréquence (1 Hz), avec ceux d'une procédure de stimulation à haute fréquence (50 Hz).

Notre travail de thèse devrait permettre de mieux comprendre les effets de la TMS sur les régions impliquées dans la perception sémantique et d'ouvrir de nouvelles voies dans l'exploration cérébrale de fonctions cognitives et dans la recherche thérapeutique.

4

MATÉRIEL ET
MÉTHODOLOGIE
GÉNÉRALE4.1. Matériel pour la
stimulation magnétique

Dans notre thèse, nous avons utilisé des appareils de TMS de type Medtronic. Nous avons utilisé un système MAGPRO R30, suffisant pour délivrer des stimulations à basse fréquence (1 Hz), nous avons ensuite utilisé un système MAGPRO X100 pour des stimulations à haute fréquence (50 Hz). La bobine de TMS utilisée était de type double (ou en forme de 8) Medtronic (référence MCF-B65), de diamètre extérieur : 2 x 50 mm et de diamètre intérieur : 2 x 10 mm. La bobine permettait de délivrer un champ magnétique de 2,5 T et jusqu'à 2000 pulses. Nous avons aussi utilisé son homologue placebo (MC-P-70) pour les stimulations contrôlées.

Nous avons utilisé le logiciel E-Prime (Psychology Software Tools Inc., Pittsburgh, USA) pour synchroniser le déclenchement

des pulses de TMS avec la présentation de stimuli auditifs. En pratique, le logiciel E-Prime envoie un signal (front montant) au système de TMS, ce qui déclenche un pulse. Par exemple, pour une fréquence à 1 Hz (i.e. un pulse par seconde), un signal est envoyé à chaque seconde au système de TMS.

Le logiciel E-Prime contrôle donc le temps de déclenchement des pulses, ainsi que la présentation des stimuli auditifs et enregistre aussi les réponses (i.e. temps de réponse et scores de bonne réponses).

4.2. Description du système de neuronavigation Brainsight

Nous avons utilisé une plateforme de TMS stéréotaxique (Brainsight Frameless™, Rogue Research, Inc., Montréal, Canada ; <http://www.rogue-research.com>) couplant la TMS et un système de guidage assisté par ordinateur (neuronavigation). Le système Brainsight est constitué d'un logiciel d'imagerie 3D (l'environnement du logiciel d'exploitation : MAC OS X), d'une caméra infrarouge Polaris (<http://www.ndigital.com/polaris.php>), et d'un appareillage mécanique de positionnement constitué d'une plate-forme pour maintenir fixe la tête du sujet et la bobine pendant la séance de stimulation. Le principe est simple : le sujet est installé dans le système de positionnement. Des sphères réfléchissantes sont fixées à la tête du sujet et à la bobine de TMS et permettent de réfléchir la

lumière infrarouge émise par la caméra. Grâce à un logiciel installé sur un ordinateur, le positionnement 3D de la bobine par rapport à la tête du sujet peut être visualisé en temps réel sur l'interface de l'ordinateur (cf. Figure 17).

4.2.1. La caméra Polaris

Les objectifs de la caméra Polaris sont constitués de rangées de diodes électroluminescentes qui envoient une lumière infrarouge (IR) éclairant le champ visuel. La lumière IR émise par la caméra est ensuite réfléchiée par des sphères réfléchissantes fixées à la bobine et à la tête du sujet (cf. Figure 18). Ce principe d'émission/réception en triangle permet à la caméra de repérer simultanément et en temps réel les positions et orientations de la bobine de TMS et de la tête du sujet.

La position de la caméra par rapport au sujet est un facteur important dans la précision du système. En effet, pour avoir un champ de vue optimal, la distance entre le sujet et la caméra doit avoir une valeur comprise entre environ 1 m et 2,40 m. De plus, la caméra Polaris doit être en hauteur par rapport au patient afin de recouvrir l'espace au maximum. Nous pouvons vérifier à l'aide d'une option du logiciel : « Polaris Control » que la position du sujet est bien dans le champ de vue de la caméra (entre la zone verte et la zone en violet sur la Figure 19).



Figure 17 : Le sujet est installé dans le système de positionnement ①. Grâce à ses détecteurs infrarouges, la caméra Polaris ② repère les sphères réfléchissantes sur la bobine de TMS ③ et sur la tête du sujet ④ et envoie ces informations dans l'interface de l'ordinateur ⑤.

4.2.2. Le logiciel Brainsight

4.2.2.1. Format d'images

Les images anatomo-fonctionnelles que nous avons utilisées sont issues de l'imageur par résonance magnétique Signa 1.5 T et sont au format Analyze qui comprend deux fichiers :

- Un fichier d'informations, décrivant les données (dimensions, position de l'origine...).
- Un fichier contenant l'image : un volume anatomique ou fonctionnel.

Le logiciel Brainsight permet de visualiser ces images selon des coupes différentes : vue axiale, coronale, sagittale, inline (parallèle au plan la bobine de TMS), inline 90 (perpendiculaire au plan de la bobine et donc parallèle au champ magnétique) et une vue 3D qu'il faut reconstruire manuellement.

4.2.2.2. Procédure de recalage sujet - IRM anatomique

Une étape importante dans l'utilisation du logiciel est le recalage de la tête du sujet (espace physique) avec son IRM anatomique (espace de l'image). En pratique, le recalage est réalisé grâce à un repérage cutané qui consiste à mettre en correspondance des lieux anatomiques spécifiques tels que la pointe nasale, le nasion (point médian situé à la jonction de la racine du nez avec le front) et les méats



Figure 18 : Les sphères accrochées à la bobine et à la tête du sujet réfléchissent la lumière infrarouge émise par la caméra Polaris. Par un système d'émission/réception en triangle de la lumière IR, la caméra repère la position et l'orientation dans l'espace des sphères et donc la position de la bobine et celle du sujet.

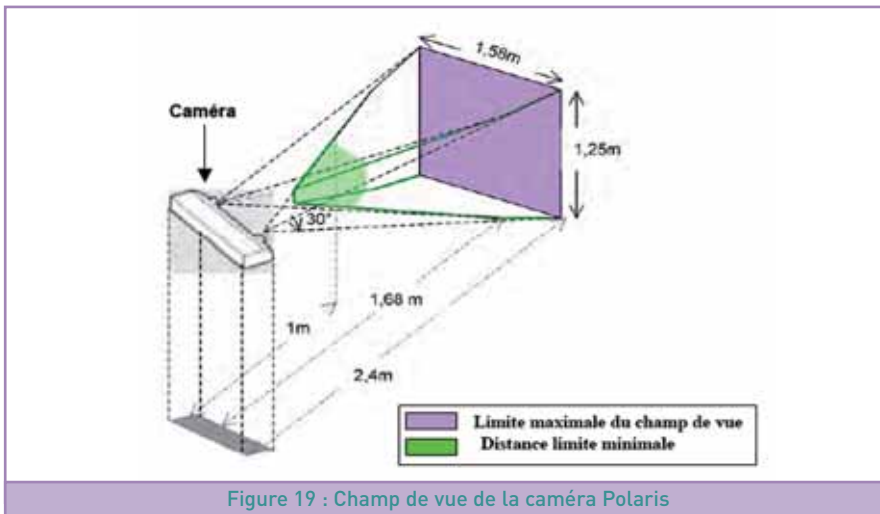


Figure 19 : Champ de vue de la caméra Polaris

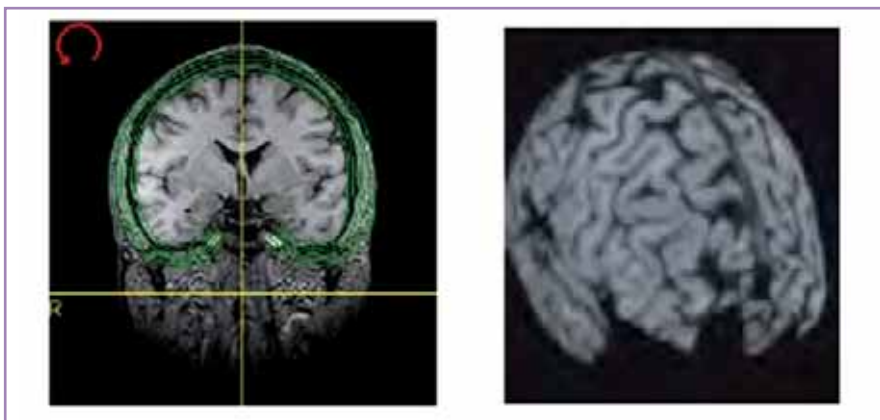


Figure 20 : À gauche, dessins de courbes de surface sur une image coronale en vue d'une reconstruction 3D. Les surfaces dessinées doivent recouvrir la totalité du cortex cérébral afin que la reconstruction 3D du cerveau soit complète. À droite, reconstruction 3D surfacique du cerveau.

auriculaires gauche et droit facilement repérables dans l'espace physique et dans l'espace de l'image. Chaque point de repère est manuellement sélectionné sur l'IRM et sur la tête du sujet en utilisant un outil spécifique (« pointeur »). Le recalage entre l'espace physique et l'espace de l'image pour le sujet i consiste à obtenir une transformation spatiale rigide M^i (composée de translations T^i et rotations R^i). Cette transformation consiste à mettre en correspondance les points homologues (X_j^i, Y_j^i) définis dans les deux espaces (avec $j \in \{\text{pointe nasale, nasion, oreille gauche, oreille droite}\}$).

$$Y_j^i = M^i \cdot X_j^i = R^i \cdot X_j^i + T^i$$

Avec X_j^i , les coordonnées 3D des j points de repère dans l'espace physique (i.e. du

sujet) et Y_j^i dans l'espace de l'image (i.e. IRM). M^i est ensuite estimé analytiquement.

4.2.2.3. Configuration de la bobine de stimulation

La calibration de la bobine de TMS est une autre étape importante et consiste à définir le « hot spot », i.e. le point d'application du champ magnétique. En effet, la caméra ne repère que les sphères réfléchissantes fixées sur la bobine, et une calibration est nécessaire pour déterminer la position du « hot spot » par rapport à celle des sphères.

4.2.2.4. Limitations de l'interface graphique

L'interface de visualisation de Brainsight

est cependant limitée en ce qui concerne la représentation des images et la superposition des images anatomiques et fonctionnelles. Pour obtenir une visualisation tridimensionnelle (3D) du cerveau, il faut dessiner des courbes à la surface du cortex (cf. Figure 20). Mais la reconstruction 3D obtenue est seulement surfacique et ne permet pas une structure anatomique détaillée du cortex (i.e. forme et position des gyri et des sillons). À cause de ces limitations graphiques, nous avons donc cherché à optimiser l'interface de Brainsight avec celle d'un autre logiciel développé au SHFJ-CEA, Orsay : Brainvisa (<http://brainvisa.info>).

4.3. Optimisation de l'interface graphique de brainsight

4.3.1. Le logiciel Brainvisa

Brainvisa permet de reconstruire et de visualiser des images 3D de la tête et du cerveau à partir d'images issues d'IRM. Comparé au logiciel de neuronavigation Brainsight (cf. Figure 21A), Brainvisa permet une meilleure représentation des sillons, des gyres, et aussi une visualisation du cerveau en transparence par rapport au cuir chevelu ce qui permet de localiser des régions corticales par rapport à la tête (cf. Figure 21B).

Afin d'associer une bonne visualisation des représentations 3D de la tête et du cerveau avec un guidage en temps réel de la bobine de TMS sur le cortex, nous avons fusionné les logiciels Brainvisa et Brainsight. Le principe consiste à enregistrer les déplacements en temps réels de la bobine de TMS dans Brainsight et à envoyer ensuite ces informations dans l'interface de Brainvisa, qui peut visualiser à son tour, le déplacement de la bobine de TMS par rapport aux images 3D de la tête et du cerveau. Pour réaliser cette fusion, des modifications ont dû être apportées aux deux logiciels Brainsight et Brainvisa.

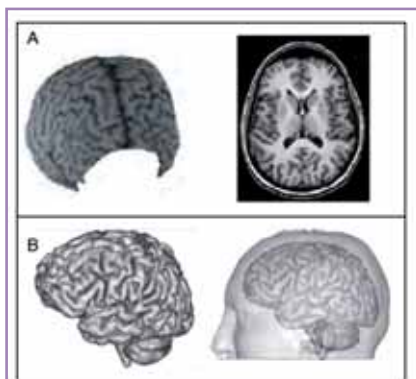


Figure 21 : A/ Représentation du cerveau (à gauche) et d'une vue axiale (à droite) avec le logiciel de neuronavigation Brainsight. B/ Brainvisa permet une visualisation 3D plus riche de l'anatomie du sujet (tête, morphologie du cortex cérébral).

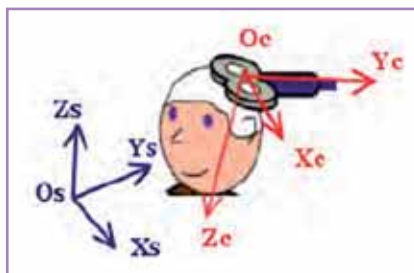


Figure 22 : En bleu, espace physique du sujet (O_s, X_s, Y_s, Z_s) ; l'origine est dans le coin antérieur-inférieur droit, l'axe des x est dans le sens droit-gauche, l'axe des y est antérieur-postérieur et l'axe des z est dans le sens inférieur-supérieur. En rouge, espace de la bobine (O_c, X_c, Y_c, Z_c) ; x est dans le sens droit-gauche par rapport au plan de la bobine, y antérieur-postérieur, et z pointe vers la tête du sujet.

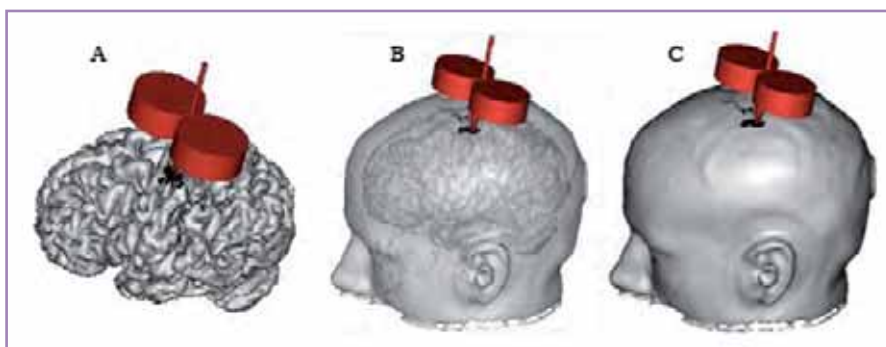


Figure 23 : Le logiciel Brainvisa permet une représentation en 3 dimensions du positionnement de la bobine de TMS (en rouge) sur le cerveau (A), sur la tête (B, C). L'aire motrice est représentée par la tâche noire sur le cerveau.

Un index temporel d'enregistrement des coordonnées de la bobine a été intégré dans le logiciel de neuronavigation Brainsight et un algorithme dans Brainvisa a permis d'effectuer des transformations matricielles pour que les repères des deux logiciels soient compatibles.

4.3.2. Insertion d'un index d'enregistrement dans Brainsight

Les coordonnées 3D des déplacements de la bobine de TMS sont exprimées sous forme d'une matrice contenant les translations et les rotations effectuées par la bobine (O_c, X_c, Y_c, Z_c) par rapport à l'espace de référence qui est celui du sujet (O_s, X_s, Y_s, Z_s) ; (cf. Figure 22).

Un index temporel dans Brainsight enregistre les coordonnées 3D des déplacements

de la bobine toutes les 1/60ème de seconde. Comme les systèmes de coordonnées des deux logiciels Brainsight et Brainvisa ne sont pas dans le même référentiel (i.e. l'origine de Brainsight est située dans le coin en bas à droite et celle de Brainvisa au milieu du voxel supérieur droit), des transformations matricielles des coordonnées issues de Brainsight ont été nécessaires pour que les déplacements de la bobine puissent être exprimés dans le repère de Brainvisa.

4.3.3. Matrice de passage du repère de Brainsight vers Brainvisa

Ces coordonnées des déplacements de la bobine étaient exprimées sous forme d'une matrice (M) 4 x 4. Les transformations matricielles ont consisté en une inversion

et une transposition de matrices. La matrice (M) exprime les déplacements effectués par la bobine sous forme de translations (T) et rotations (R). Les trois premières lignes de M correspondent aux rotations et la dernière ligne à la translation :

$$[M] = \begin{pmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & 0 \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & 0 \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & 0 \\ T_x & T_y & T_z & 1 \end{pmatrix}$$

- Inversion de matrices obtenues dans l'index temporel de Brainsight :

$$[x', y', z'] = [x, y, z, 1] \times [M]$$

Soit :

$$(x', y', z') = (x, y, z, 1) \times \begin{pmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & 0 \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & 0 \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & 0 \\ T_x & T_y & T_z & 1 \end{pmatrix}$$

- Transposition de matrices (selon une diagonale) :

$$\begin{pmatrix} T_x & T_y & T_z & 0 \\ R_{11} & R_{12} & R_{13} & 0 \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & 0 \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & 1 \end{pmatrix} \Rightarrow \begin{pmatrix} T_x & T_y & T_z & 0 \\ R_{11} & R_{21} & R_{31} & 0 \\ R_{12} & R_{22} & R_{32} & 0 \\ R_{13} & R_{23} & R_{33} & 1 \end{pmatrix}$$

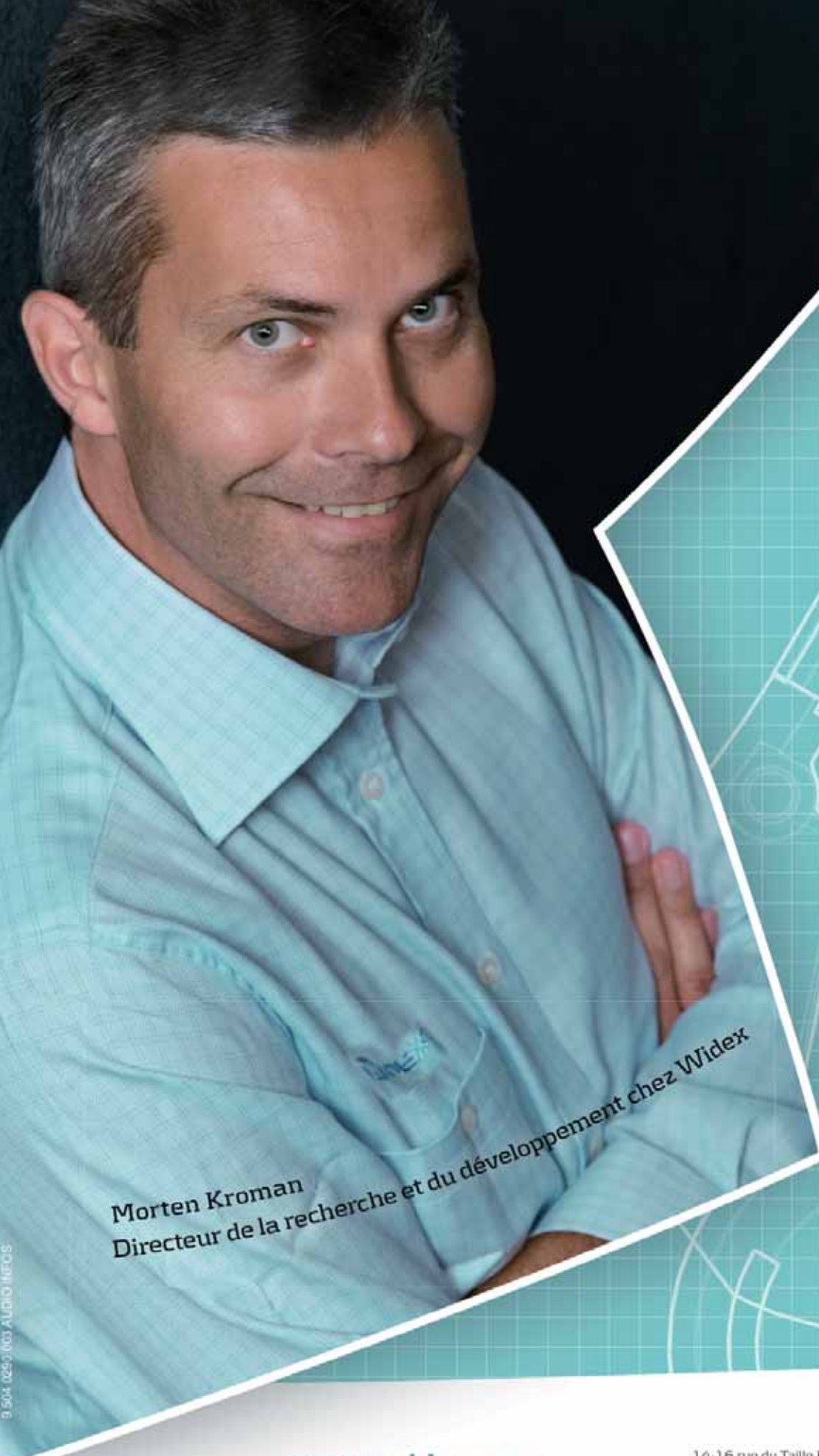
Matrice dans Brainvisa

Inversion de matrices issues de Brainsight

4.3.4. Visualisation dans Brainvisa des déplacements de la bobine de TMS

La fusion des deux logiciels a permis d'obtenir une meilleure visualisation de l'anatomie cérébrale et de vérifier en temps réel le positionnement de la bobine de TMS sur la région à stimuler (cf. Figure 23).

Ce travail a permis par ailleurs, de valider une nouvelle méthode de positionnement de la bobine de TMS dont la précision est comparable à celle des systèmes de neuronavigation.



Morten Kroman
Directeur de la recherche et du développement chez Widex

9 504 029 003 AUDIO INFOS

www.widex.com

Widex Acourex
14-16 rue du Taille Fer - Z.A. Les Pouards - 91160 CHAMPLAN
Tél: 01 69 74 17 40 / Fax: 01 69 74 17 41

Les maîtres du son

Le siège social de Widex au Danemark abrite des installations de recherche et de développement de carrure internationale comprenant plus de 100 experts en design électronique, design mécanique, audiologie et développement de logiciel, ayant tous pour but commun d'atteindre l'excellence sonore.

Travaillant au sein d'équipes pluridisciplinaires, les employés de Widex chargés de la recherche et du développement mettent en commun leurs expertises pour développer et redéfinir les limites de la technologie du son. Cette consécration à l'excellence sonore est à l'origine d'avancements sans précédent dans l'industrie de l'audioprothèse. La culmination de ces avancements est la nouvelle série d'aides auditives Inteo.

Widex Inteo utilise une stratégie de traitement entièrement nouvelle, le Traitement intégré du signal™, pensée et réalisée par les équipes pluridisciplinaires de Widex.

Telle une équipe soudée, chaque processus de cette stratégie de traitement unique du signal interagit et partage continûment les informations avec les autres processus. D'autre part, et chose unique, le résultat de chaque processus influence également les calculs des autres processus. Grâce à une réelle intégration, chaque processus participe à l'obtention de la meilleure performance possible.

Le résultat: Un son excellent

widex  Inteo™

WIDEX[®]
ACOUREX

CHAPITRE 1

VALIDATION D'UNE MÉTHODE MANUELLE DE POSITIONNEMENT DE LA BOBINE DE TMS

1

INTRODUCTION

Une grande variabilité de la localisation anatomo-fonctionnelle interindividuelle des régions à stimuler a été démontrée dans les études utilisant la TMS en recherche cognitive ou thérapeutique (Maeda et coll., 2000a ; Herwig et coll., 2000). Par exemple, la plupart des essais thérapeutiques utilisant la TMS dans la dépression ont ciblé le cortex dorsolatéral préfrontal gauche (i.e. BA 6) en déplaçant la bobine 5 cm en arrière du cortex moteur. Cependant, Herwig et coll., (2001a) ont montré que la position de la cible diffère considérablement entre les sujets, pouvant varier de BA 6 à BA 9 (cf. **Figure 24**) et ont mis en évidence la nécessité d'un guidage individuel de la bobine de TMS.

Le développement des systèmes stéréotaxiques de positionnement de la bobine de TMS a été utilisé pour guider la bobine vers des régions déterminées préalablement par l'IRMf (Klings et coll., 1997a ; Paus et Wolforth 1998 ; Herwig et coll., 2001b ; Neggers et coll., 2004). Cependant, ces systèmes sophistiqués sont très chers et difficiles à utiliser en routine clinique à cause d'un matériel très lourd et encombrant. De plus, la complexité de ces systèmes rend difficile leur manipulation pour des non-initiés (Lisanby et coll., 2002).

Dans le travail que nous présentons ici, nous décrivons une méthode utilisant des données d'IRMf pour positionner la bobine de TMS sur la tête du sujet. Ensuite, nous proposons une validation expérimentale de la précision spatiale de la méthode.

2

DESCRIPTION ET VALIDATION DE LA MÉTHODE DE POSITIONNEMENT

La méthode de positionnement que nous proposons est une procédure de guidage intégrée dans le logiciel Brainvisa et qui permet de projeter une cible corticale à stimuler sur une reconstruction 3D de la tête du sujet. Cette méthode utilise trois points de repère définis de manière anatomique (en pratique : le nasion et les tragus des oreilles droite et gauche). Ces trois points constituent un triangle et définissent la méthode dite de triangulation (T).

2.1. Description de la méthode de triangulation

2.1.1. Projection d'une cible corticale sur un maillage surfacique de la tête

Un algorithme intégré dans le logiciel Brainvisa permet de projeter perpendiculairement la cible corticale sur les nœuds du maillage surfacique 3D de la tête du sujet (cf. **Figure 25a**). Des imprécisions peuvent être induites lors de la reconstruction du maillage de la surface de la tête pouvant brouiller la projection de la cible (cf. **Figure 25b**). Le point le plus proche de la cible peut ne pas être le point optimal pour positionner la cible, alors que le centre de gravité des $N = 10$ points les plus proches de la cible permet de diminuer les erreurs.

ANDOH J.
CACHIA A.
MANGIN J. F.
ARTIGES E.
COINTEPAS Y.
PAILLÈRE-MARTINOT M. L.
RIVIÈRE D.
MARTINOT J. L.

2006

A low-cost triangulation-based manual method for TMS coil positioning *Biological Psychiatry*, in revision.

2.1.2. Positionnement de la cible sur la tête du sujet

L'algorithme décrit précédemment permet aussi de déterminer les distances géodésiques (i.e. distances prenant en compte la courbure de la tête) entre une cible (e.g. cortex moteur de la main) et trois points de repère localisés sur le maillage surfacique de la tête (le nasion, les tragus auriculaires droit et gauche, **cf. Figure 26a**). Ces trois distances (cible-nasion, cible-tragus de l'oreille droite et cible-tragus de l'oreille gauche) définissent la méthode de triangulation (T), et peuvent être mesurées directement sur la tête du sujet à l'aide d'un mètre de couture. Le point d'intersection entre ces trois distances permet de localiser la cible et de positionner la bobine de TMS (**cf. Figure 26b**).

2.2. Validation de la méthode

La validation de la méthode de positionnement a été effectuée en utilisant la cible motrice du pouce, choisie pour sa facilité de détection par l'induction d'un mouvement du pouce lors de l'application de pulses de TMS. Nous avons déterminé la précision de la méthode de triangulation en comparant la position de la bobine de TMS sur la cible motrice du pouce déterminée par la méthode de triangulation (T) et la position de la bobine qui induit un mouvement du pouce lors de la stimulation (M).

Nous avons utilisé un système de neuronavigation pour mesurer les coordonnées du positionnement de la bobine dans les deux

conditions (T) et (M). Dans le but de prendre en compte la variabilité de taille et de la morphologie entre les têtes des sujets, les coordonnées ont été transformées dans un référentiel commun (Talairach) en utilisant la matrice de normalisation linéaire spatiale obtenue avec le logiciel SPM (Friston et coll. 1995).

Le calcul de la distance Euclidienne $D = [(XT - XM)^2 + (YT - YM)^2 + (ZT - ZM)^2]^{1/2}$ entre (T) et (M) a été utilisé pour mesurer la précision de la méthode de positionnement manuelle (Gugino et coll., 2001 ; Herwig et coll., 2002 ; Lotze et coll., 2003).

Les coordonnées de Talairach (XT, YT, ZT) de la méthode de triangulation (T) et la position induisant des potentiels évoqués moteurs (XM, YM, ZM) réfèrent respectivement aux directions gauche-droites, antérieures-postérieures et haut-bas.

2.2.1. Localisation de l'aire motrice du pouce avec la méthode de triangulation et l'IRMf (T)

La cible motrice du pouce a été localisée grâce à l'utilisation d'une tâche motrice pendant un examen d'IRMf.

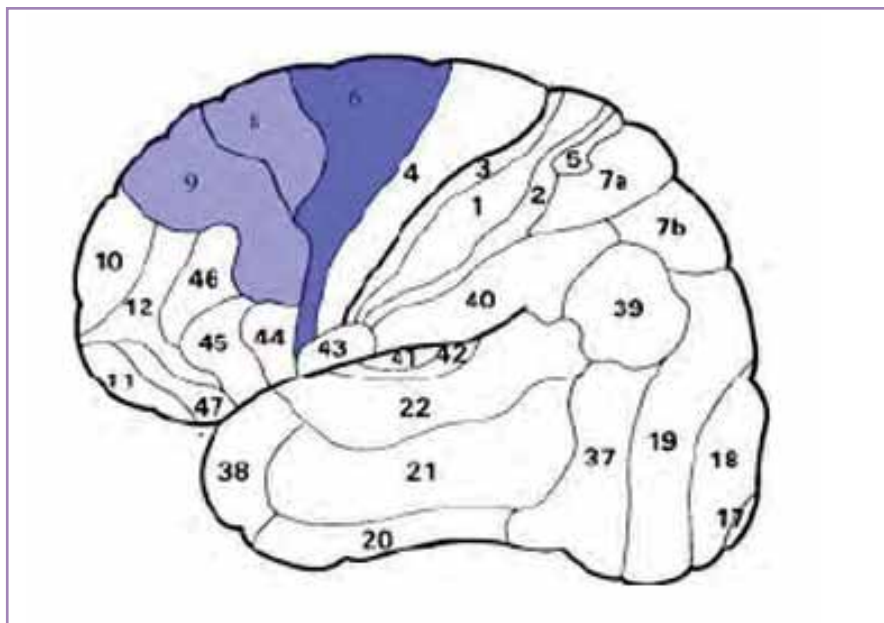


Figure 24 : Aires corticales de la face latérale d'un hémisphère gauche (d'après Brodmann). La localisation de la cible du cortex dorsolatéral préfrontal gauche (i.e. BA 6) pouvait varier de BA 6 à BA 9 entre les sujets (Herwig et coll., 2001a).

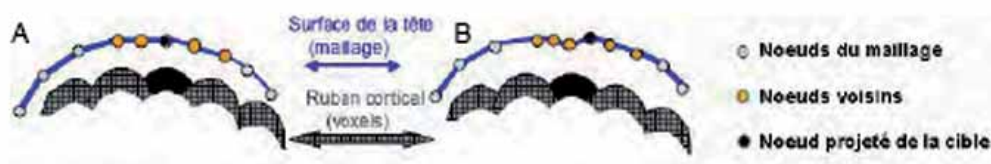


Figure 25 : Schéma de la projection d'une cible corticale (en noir sur le ruban cortical) sur une reconstruction 3D du maillage surfacique de la tête où chaque nœud correspond à un maillage. A/ Brainvisa utilise une robuste approche où le nœud de la cible (point noir sur la surface de la tête) est défini comme le centre de gravité des $n = 10$ nœuds les plus proches (orange) de la cible corticale. B/ Les imprécisions dues à la reconstruction de la surface de la tête peuvent induire des artefacts géométriques brouillant la projection de la cible sur la surface de la tête. Donc le point le plus proche de la cible peut ne pas être la position optimale pour positionner la cible, alors que le centre de gravité minimise la déviation (modifié de Andoh et coll., 2006a).

2.2.1.1. Tâche motrice

La tâche motrice utilisée est modifiée de Pallier et coll., (2003) et était composée de stimuli auditifs (i.e. des phrases) présentés via un casque audio non-ferromagnétique. 34 les sujets devaient appuyer ensuite sur un bouton pour indiquer si le mot était apparu dans la phrase (cf. **Figure 27**). Ils devaient appuyer avec leur pouce droit si le mot était apparu dans la phrase et avec leur pouce gauche dans le cas contraire.

2.2.1.2. Sujets

Un groupe de 10 sujets masculins (24 ± 4 ans) ont été recrutés à la faculté d'Orsay. Les sujets n'avaient pas de contre-indications à l'IRM ou à la TMS (i.e. présence intracorporelle d'un objet métallique, antécédents personnels ou familiaux de comitialité, pathologies cérébrales lésionnelles, claustrophobies pour l'IRM). Les sujets ont signé un consentement éclairé pour l'ensemble de l'étude qui a obtenu les accords administratifs des institutions : Comité d'experts Recherches Biomédicales de l'INSERM et Comité Consultatif de Protection des Personnes dans la Recherche Biomédicale Paris - Pitié-Salpêtrière, CCPPRB (INSERM RBM 03-61 ; N° DGS 2004/0188). Les expériences de TMS réalisées respectaient les précautions d'utilisation répertoriées dans les guides (Chen et coll., 1997 ; Wassermann et coll., 1996).

La latéralité des sujets a été évaluée à l'aide du questionnaire d'Annett (1967), qui correspond à une échelle allant de -100 % pour les sujets totalement gauchers jusqu'à +100 % pour les sujets totalement droitiers. Les sujets avaient une préférence manuelle à droite, le score moyen de latéralité était de 96,5 % (écart-type : $\pm 3,4$ %).

2.2.1.3. Acquisition d'images anatomiques

Une image anatomique a été acquise pour chaque participant avec une antenne 8 canaux à haute résolution (Signa 1.5T- General Electric) utilisant une séquence

rapide en écho de gradient (champ de vue : 24 cm, matrice : 256 x 192 avec une taille de voxels : 0,94 x 0,94 x 1,3 mm).

Ces images permettent une reconstruction fine du cortex individuel (Mangin et coll., 2004).

2.2.1.4. Acquisition d'images fonctionnelles

Une séquence EPI a été utilisée dans un ordre entrelacé (20 coupes ; 3,75 x 3,75 x 3,75 mm ; 64 x 64, TR = 2s, TE = 60 ms, champ de vue = 24 cm).

Les stimuli auditifs étaient synchronisés avec les acquisitions d'images fonctionnelles avec le logiciel E-Prime. Les stimuli étaient administrés dans deux sessions de 14 minutes, chacune contenant 108 essais randomisés : 54 réponses motrices à droite

et 54 réponses motrices à gauche.

2.2.1.5. Prétraitement des images fonctionnelles

Les données d'IRM fonctionnelles ont été analysées avec le logiciel SPM2, Statistical Parametric Mapping, développé par Friston et coll., (Wellcome Department of cognitive Neurology, London ; <http://fil.ion.ucl.ac.uk/spm>, 1995), et MATLAB® 7 (<http://www.mathworks.com/products/matlab>). Le prétraitement des images fonctionnelles a été constitué de plusieurs étapes :

- La première étape était une correction du décalage temporel entre les coupes (« slice timing »). En effet, les images étant acquises successivement (en mode entrelacé), il était nécessaire de « ramener » par interpolation temporelle, l'instant

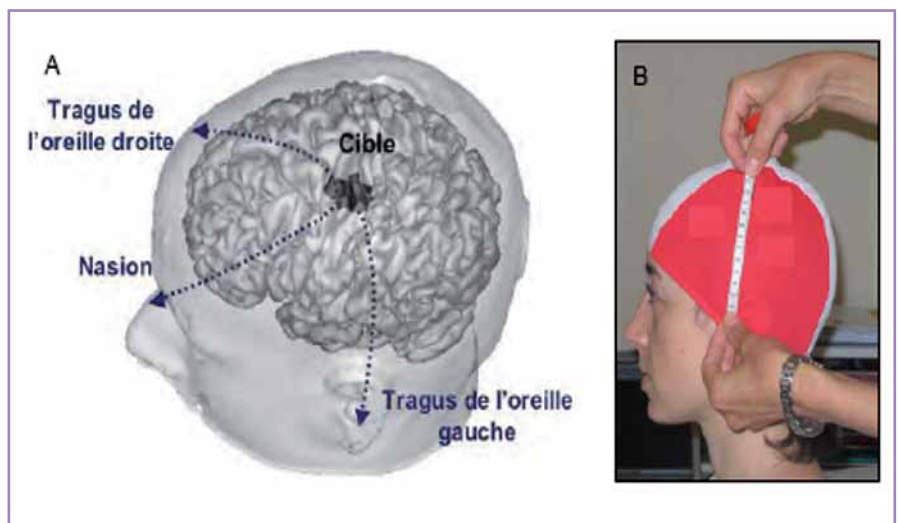


Figure 26 : A/ Représentation schématique des distances géodésiques entre la cible et 3 points de repère sur la tête du sujet (le nasion et les deux tragus de l'oreille gauche et droite). B/ Ces 3 distances (en millimètres) sont ensuite mesurées sur la tête du sujet pour placer la cible pour la stimulation

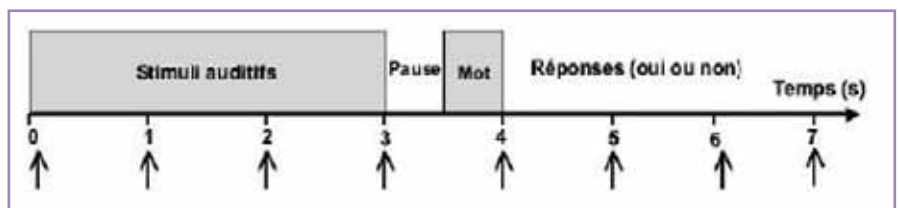


Figure 27 : La tâche motrice utilisée en IRMf était constituée de stimuli auditifs suivis d'un mot. Les sujets devaient indiquer à l'aide de boutons réponses si le mot appartenait ou pas à la phrase qu'ils venaient d'entendre. Ils devaient appuyer à droite si le mot appartenait à la phrase et à gauche sinon.

d'acquisition de toutes les coupes à un instant commun, en pratique celui de la coupe centrale. Ainsi, lors des analyses statistiques, toutes les coupes du volume étaient considérées comme ayant été acquises simultanément.

- La deuxième étape du prétraitement était le réaligement spatial et permettait de corriger les artefacts dus aux mouvements de la tête du sujet, durant l'acquisition. Le principe consistait à corriger le déplacement des images de la série temporelle par rapport à une image de référence (e.g. première image de la série individuelle des images fonctionnelles).
- La dernière étape était le lissage spatial et permettait de contourner des problèmes de corrélation spatiale (i.e. le fait que le signal acquis dans un voxel donné ne soit pas indépendant du signal acquis dans les voxels voisins). En pratique, les données étaient lissées un filtre gaussien de largeur à mi-hauteur de 5 mm.

2.2.1.6. Analyse des images fonctionnelles

Un modèle linéaire généralisé a été généré et défini par deux catégories d'événements : réponses motrices gauches et droites. La réponse BOLD au début du stimulus pour chaque type d'événement était convoluée

avec la fonction hémodynamique et la dérivée temporelle.

Les images d'estimation des paramètres pour le contraste ont été créées pour chaque sujet et ont permis de détecter l'activation motrice du pouce droit à partir du contraste « pouce droit versus pouce gauche » ($p < 0,0001$ corrigé FWE, family-wise error ; et $p < 0,00001$ en étendue des clusters de plus de 10 voxels contigus) ; (cf. **Figure 28a**).

Le voxel d'activité maximale résultant des activations motrices a été projeté sur une reconstruction 3D de la tête (cf. **Figure 28b**). La méthode de triangulation a été utilisée pour mesurer les distances géodésiques entre le cluster projeté et les points de repère (nasion, tragus auriculaires droit et gauche). Ces distances (en millimètres) sont ensuite utilisées pour positionner la cible à stimuler sur la tête du sujet (cf. **Figure 28c**).

2.2.2. Localisation de l'aire effective du pouce avec la TMS (M)

La position de la cible déterminant le mouvement du pouce en réponse à la stimulation magnétique a été définie selon les critères du seuil moteur, i.e. l'intensité minimale du stimulateur pour obtenir des potentiels évoqués moteurs d'amplitude

$< 50 \mu\text{V}$ crête-à-crête, dans 6 essais consécutifs sur 10 (Rothwell et coll., 1999). Les intensités étaient augmentées par pas de 1 % du stimulateur en commençant par une intensité à 50 % du stimulateur. Lorsque la TMS n'induisait pas de mouvement moteur, un nouveau site était choisi approximativement à 1 cm du scalp. La TMS était ensuite appliquée avec un stimulateur MagPro X100 (Medtronic-Dantec) avec une bobine en forme de 8 (2 x 50 mm de diamètre, champ magnétique 2,5 Tesla).

3

RÉSULTATS

La distance euclidienne moyenne ($m \pm \text{SD}$) entre la position T (localisation de l'aire motrice du pouce renvoyée par la méthode de triangulation) et la position M (obtenue par l'induction de mouvement moteur avec la TMS) était $D_m = 10,1 \pm 2,9$ mm, allant de 5,2 à 14,0 mm (**Table 1**). Les composantes de la distance selon les axes x, y et z étaient $D_x = 4,0 \pm 2,2$ mm (range de 0,6 - 7,7 mm), $D_y = 5,0 \pm 2,5$ mm (range of 1,3 - 8 mm) and $D_z = 7,1 \pm 3,0$ mm (range of 2,8 - 11,1 mm).

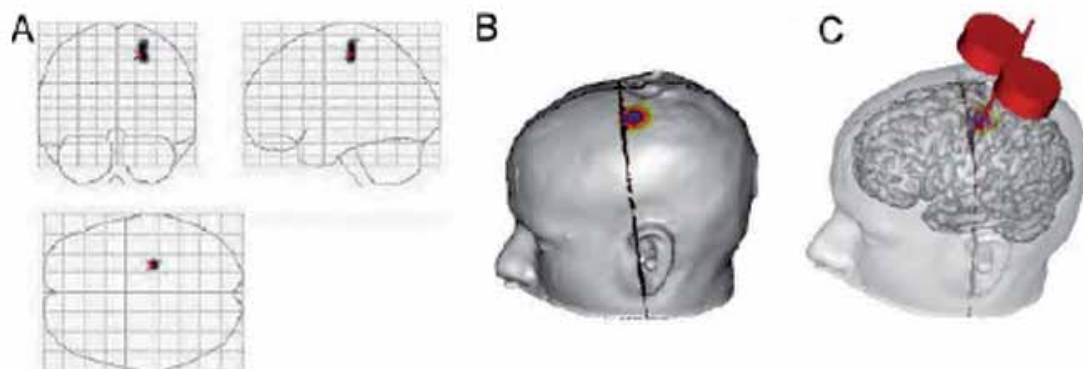


Figure 28 : Procédure pour le positionnement de la bobine de TMS sur une reconstruction 3D de la tête du sujet. A/ carte d'activation cérébrale individuelle obtenue avec le logiciel SPM résultant du contraste « réponses motrices droites versus réponses motrices gauches ». B/ projection du voxel d'activation maximale (cible) sur une reconstruction 3D de la tête. Le trait noir passant entre le tragus de l'oreille gauche et la cible est une des 3 distances géodésiques obtenues avec le logiciel Brainvisa. C/ positionnement de la bobine sur la cible à stimuler.

Sujets	Coordonnées de Talairach's (mm)			Distance Euclidienne D (mm)	Seuil moteur (% SO)
	Dx	Dy	Dz		
S	7.0	4.9	5.4	10.1	50
S2	1.8	5.7	3.2	6.7	58
S3	3.7	5.1	10.0	11.9	58
S4	4.0	8.1	8.8	12.6	51
S5	3.9	7.8	9.1	12.6	60
S6	3.2	1.3	3.9	5.2	65
S7	7.7	1.8	2.8	8.4	56
S8	5.4	6.7	11.1	14.0	61
S9	0.6	6.9	9.3	11.6	56
S10	3.2	1.8	7.3	8.2	63

Table 1 : Pour chaque sujet (S1 à S10), détermination des distances Euclidiennes dans l'espace de Talairach entre la position de la bobine renvoyée par la méthode de triangulation et la position de la bobine obtenue par l'induction de mouvement du pouce avec la TMS. Le seuil moteur est exprimé en pourcentage de l'intensité du stimulateur (% MO) ; (extrait de Andoh et coll., 2006a).

4

DISCUSSION

L'étude propose une procédure manuelle pour positionner la bobine de TMS basée sur des données individuelles d'IRMf. Nous avons trouvé une position précise de la bobine sur le cortex moteur du pouce avec une précision comparable à celle des systèmes de guidage utilisant une bobine en forme de huit et des cibles définies à partir d'IRMf : $D_m = 9,8 \pm 7,5$ mm (Herwig et coll., 2002); $D_m = 9,5 \pm 3,2$ mm (Lancaster et coll., 2004), et à la précision spatiale de la TMS (10 – 20 mm) (Bohning et coll., 2001).

Limitations

L'écart entre la position de la bobine obtenue avec la méthode de triangulation et celle induisant un mouvement moteur peut être liée à plusieurs facteurs :

La population neuronale causant le signal BOLD et les neurones activés par la TMS pourraient être différents. En effet, le mouvement volontaire des doigts implique l'activation des aires somatosensorielles, i.e. aires post-centrales pouvant expliquer une localisation postérieure du centre de

l'activation d'IRMf (e.g. Krings et coll., 1997b). Herwig et coll., (2002) et Lotze et coll., (2003) ont utilisé un système de neuronavigation combinant IRMf et TMS et ont observé que la localisation de la cible motrice du pouce était antérieure de 10 mm et 18.8 mm respectivement à l'activation d'IRMf pour les mouvements du pouce. Dans d'autres régions corticales (e.g. aires temporo-pariétales), des études ont rapporté que la localisation basée sur l'IRMf ne correspondait pas tout à fait à la localisation obtenue lors d'une stimulation corticale directe pendant des procédures chirurgicales chez des patients épileptiques (Rutten et coll., 2002). Cette différence (de l'ordre de 5 mm) pourrait être liée au fait que l'IRMf détecte l'activité des neurones impliqués mais non indispensables pour la fonction à exécuter (contrairement à la TMS), ou à la complexité des changements du signal IRM (Atwell et ladecola 2002).

La différence observée pourrait aussi être liée au type de bobine utilisée. Dans les bobines en forme de 8, la localisation du tissu neural affecté par les pulses de TMS pourrait dépendre de la forme et de l'orientation de la bobine (i.e. autour d'une ligne perpendiculaire à la surface de la bobine en 8) ; (Kammer et coll., 2001).

Neggers et coll., (2004) ont trouvé une meilleure précision (4.14 mm) en utilisant une bobine spéciale en noyau de fer, celle-ci permet au champ magnétique au centre de la bobine d'être le plus fort au centre de la bobine et de pénétrer profondément dans le cerveau (Epstein et Davey, 2002).

5

CONCLUSION

Dans ce chapitre, nous proposons une solution pratique pour localiser précisément et individuellement les cibles de TMS à partir de données d'IRM fonctionnelle. Cette méthode peut être utilisée en routine clinique car aucun matériel supplémentaire n'est requis, excepté celui de la TMS. L'interface conviviale et la simplicité de cette méthode permettent une manipulation facile pour des non-initiés. De plus, cette méthode peut être utilisée pour localiser des cibles fonctionnelles et aussi anatomiques. Cette méthode propose une solution à très faible coût et est utilisable pour cibler d'autres régions corticales. Le développement de cette méthode a permis son utilisation dans des protocoles cliniques, dans la schizophrénie et dans la dépression.

Cette méthode permet donc de répondre au problème de la localisation individuelle des cibles de stimulation. D'autres paramètres influent aussi sur les effets de la TMS et dépendent des fonctions des régions stimulées pendant ou non l'exécution d'une tâche ainsi que des paramètres de stimulation, comme la fréquence.

Dans les chapitres suivants, nous nous proposons d'étudier ces facteurs de variabilité. Le chapitre 2 prend en compte la variabilité interindividuelle de la localisation des régions impliquées dans le traitement du langage pour stimuler les régions du langage spécifiques à chaque individu et déterminer leur fonction dans la tâche exécutée. Le chapitre 3 étudie les effets de la fréquence de stimulation sur la fonction des régions du langage. ■

AUDITION CONSEIL

250 centres de correction auditive indépendants partout en France

La relation de confiance



Photo - Florence Chapeau

Les audioprothésistes Audition Conseil sont des spécialistes de la correction auditive qui privilégient la qualité, démarche qui se traduit par une écoute attentive, un accompagnement individualisé et un suivi régulier. Avec le contrat "Points Bleus" et sa garantie SATISFACTION, les patients sont assurés de bénéficier du meilleur confort auditif. Par ce contrat, les spécialistes Audition Conseil s'engagent à tout mettre en œuvre pour garantir la solution la mieux adaptée à leurs besoins et à leur mode de vie. www.auditionconseil.fr

 **AUDITION
CONSEIL**

DES SPÉCIALISTES DE CONFIANCE

CONGRES

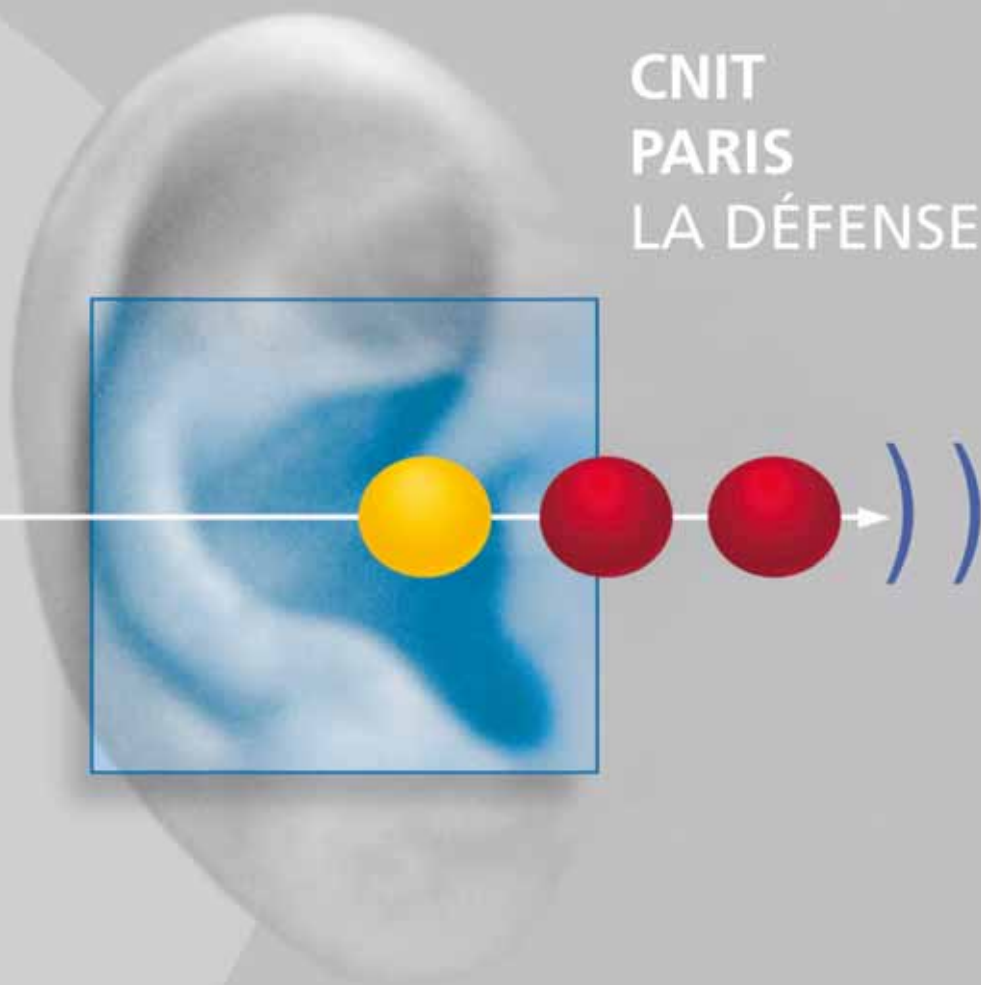
des Audioprothésistes

24, 25 et 26 mars 2007

CNIT
PARIS
LA DÉFENSE



www.unsaf.org



*Exposition, ateliers pratiques,
conférences traduites en anglais,
événements.*

unsaf 
Congrès des Audioprothésistes Français

ASPECTS PSYCHOLOGIQUES DES PATIENTS IMPLANTÉS ET DES PATIENTS APPAREILLÉS

Mon premier propos concerne les caractéristiques psychologiques des patients demandant l'implant cochléaire. Dans la suite du texte, une comparaison sera proposée au sujet des patients appareillés.

D'une manière synthétique, les candidats adultes et adolescents à l'implantation sont des patients devenus sourds profonds après l'acquisition du langage et qui ont fait un essai d'au moins six mois avec un appareil auditif conventionnel qui n'a montré aucun bénéfice. Lors du bilan pré-implantation le candidat est reçu par chacun des professionnels composant l'équipe interdisciplinaire (médecin, logopédiste, psychologue et ingénieur. Le Centre Romand d'Implant cochléaire est dirigé par le Professeur Marco Pellizone). L'intensité du déficit auditif est évaluée objectivement par l'enregistrement des potentiels évoqués auditifs. Le bilan radiologique est important en cas de suspicion de malformation ou d'ossification. La chirurgie dure environ 5 heures. Le stimulateur est placé sur la mastoïde. Après avoir réalisé une tympanotomie postérieure, le faisceau d'électrodes est introduit dans la cochlée au travers de la fenêtre ronde. Un pansement compressif est laissé en place 24h et les points de suture sont enlevés sept jours après. Le processeur externe est adapté quatre semaines après l'intervention (à Genève, les implantations sont réalisées par le docteur Ml. Kos, médecin adjoint HUG).

La demande d'implant est une demande complexe. Qui demande quoi ? A qui s'adresse la demande d'être implanté. Au chirurgien prioritairement. A partir du moment où le patient dit au chirurgien sa demande d'être implanté, le futur implanté

entre, qu'on le veuille ou non, dans un travail psychique particulier. Le patient aura bien souvent un seul discours face à l'équipe médicale : « Je désire être implanté ». Ce qu'il demande au chirurgien, il considère que c'est le « tout ».

Or, au niveau psychologique, nous ne pouvons considérer cette demande comme univoque. Car, si d'une part, le patient demande cette intervention dans le but de recouvrer l'audition, il entre, d'autre part, dans un deuil. Accepter l'implant, c'est accepter une nouvelle manière de vivre son handicap persistant, c'est faire un deuil - qui a ses formes personnelles pour chaque patient- de sa surdité. C'est faire le deuil d'une manière de rester sourd.

Pour les patients qui demandent l'implant, l'espoir d'entendre est tel que le candidat, parfois, ne dira pas tout ce qui concerne sa surdité et son histoire. Le désir d'entendre prend toute la place, et couvre ainsi la possibilité que le patient pourrait se donner de dire davantage.

Nous observons bien souvent que la période de candidature à l'implant correspond pour lui à une sélection de l'histoire de sa surdité. Comment comprendre ceci ? Dans une situation difficile, celle de demander, nous trions, spontanément, ce que nous pouvons dire et non pas ce que nous voulons dire. Cela n'existe pas des patients qui sélectionnent leurs vécus, leurs motivations comme un calcul stratégique. La complexité de la vie psychique est telle que nous sélectionnons bien souvent. Afin que ce qui arrive à sortir, à être dit soit représentatif d'une partie de notre désir, de nos motivations.

**Par Colette DEGIVE (1),
psychologue,
unité de psychiatrie de liaison,
HUG, Genève.
Consultante Audilab
degive@audilab.ch**

**Et Stéphane ROIG (2),
audioprothésiste,
directeur Audilab Suisse
roig@audilab.ch**

**Chemin des Mines, 11
Case postale 2749
CH-1211 Genève 2**

**Unité de psychiatrie de liaison
51 boulevard de la Cluse
CH-1205 Genève**

Je décris maintenant une autre particularité psychologique des patients implantés pour clore cette première partie.

Pendant la période de cicatrisation, qui dure 4 à 6 semaines avant le branchement, le patient vit à domicile et rencontre deux ou trois fois un membre de l'équipe médicale pour vérifier le pansement. Au premier abord, cette période me semblait sans importance. Mais nous avons été surpris d'entendre plusieurs patients (95% d'entre eux) se présenter au premier pansement en disant « c'est étrange, je sais que je ne suis pas branché, mais en rentrant à la maison j'avais l'impression de tout entendre ! ». Si l'on prend le temps d'écouter ces patients pendant cette période, les entretiens révèlent un contenu émotionnel intense. En effet, cette période est caractérisée par un isolement tout-à-fait particulier : les patients sont en attente de branchement, ils doivent s'habituer matériellement, esthétiquement et psychologiquement à ce corps étranger. Ils ne sont plus en attente de l'opération, l'acte chirurgical est réalisé. Donc pendant cette période, ils sont « peu intéressants » pour l'équipe médicale ainsi que pour leur entourage puisqu'ils n'entendent pas encore.

Néanmoins nous sommes convaincus que c'est durant cette période de cicatrisation que le soutien psychologique s'avère le plus utile. Nous organisons en période de cicatrisation, chaque semaine un entretien d'une heure. Et les langues se délient... Le patient exprime ses craintes de réentendre mais différemment, il raconte l'histoire intime de sa surdité, la cause, la violence vécue dans l'enfance parfois, l'isolement progressif, son intégration sociale, familiale, etc... et bien souvent, c'est au cours de ces entretiens-là que l'on entend les vrais motifs de sa demande d'implantation, ou les motifs qui l'ont retardée, ainsi que le rôle joué par son entourage dans la prise de décision.

C'est sur ce sujet - ce qui se passe après un acte posé - que je souhaite établir un lien avec les caractéristiques psychologiques des patients qui demandent à être appareillés.

Nous croyons indispensable que l'équipe médicale réexplique les limites et les ressources de l'implant lors de cette période de cicatrisation. En effet, l'écoute de la part du patient est alors d'une toute autre nature que celle qu'il avait avant l'opération : l'acte chirurgical demandé est fait, le patient n'a plus rien à demander prioritairement, il peut donc être disponible pour recevoir. Pour recevoir des explications par exemple. Des informations.

Cette réceptivité doit être également utilisée comme facteur supplémentaire d'adaptation à l'implant. En période de post-branchement, les patients éprouvent un regain de confiance en eux-mêmes, qui se prolonge au fil des mois suivants. Leur personnalité se renforce, même si, dans les premières semaines, ils expriment une déception ou une impatience. Ils sont confrontés à la nouveauté quant à l'image et à l'estime d'eux-mêmes.

Comment tenir compte d'une disponibilité psychique du même type chez le patient en processus d'appareillage ?

Il y a également des moments-clés. Lors de la prise d'empreinte, le patient vit une « modification » de son schéma corporel, en raison notamment du fait - qui peut paraître banal à première vue - que l'audio touche le corps du patient, son oreille et son intimité.

Le second moment du processus d'appareillage, qui, est également un moment-clé du point de vue psychologique, c'est lors du premier essai ; lorsque le patient porte dans les premiers instants son appareil. La période d'essai est une période délicate à vivre car - en entendant mieux - le patient ré-approche la zone de son traumatisme. Les sons réentendus vont lui dire ce qu'il ignorait de son audition, de lui. Ce qu'il ne pouvait se dire à lui-même. La période d'essai est souvent une amorce de prise de conscience de la malentendance. Et nous savons bien qu'il n'y a pas d'appareillage possible sans prise de conscience de la malentendance, d'un point de vue psychologique.

Et ce « travail intérieur » va se poursuivre tout au long du processus d'adaptation.

Pour les implantés, comme pour les patients appareillés, il faut être attentif pendant de longs mois à la gestion personnelle et relationnelle que le patient assume avec son processeur, avec son appareil, car celle-ci permet d'évaluer si d'une part l'adaptation à l'implant, à la prothèse est progressive ou déficiente. Et d'autre part, si le patient fait pas à pas le cheminement intérieur entre un handicap qui persiste à vie et une fonction retrouvée. Lors des premiers essais, vos patients, vos clients, certains d'entre eux, prennent conscience de leur perte auditive. « Et dire que je croyais que j'entendais parfaitement ! »

Cet aspect paradoxal est spécifique dans le domaine des pertes sensorielles et des prothèses.

Les audios ont une profession passionnante puisqu'ils sont au début d'un processus, d'un parcours, d'un nouveau processus vécu intimement par la personne malentendante. Profession difficile parce qu'il faut allier les compétences audiologiques et la complexité de la malentendance, cet handicap qui fait souffrir celui qui en est atteint et l'autre, l'interlocuteur, quel qu'il soit..

Ce handicap est révélé, mis à jour, visé, perçu, rejeté... par et pour la communication, par quelque amorce de dialogue que ce soit. Il est souvent trop simple de cerner la surdité comme l'handicap qui « ne se voit pas ».

Je pose un des problèmes psychologiques de la malentendante de la manière suivante : Quels sont les mécanismes de défense en présence chez le sujet entendant lorsqu'il se trouve en situation de répéter ?

Répéter... est-il possible de répéter quelque chose réellement. Si nous nous plaçons sur le plan affectif. Nous ne vivons pas deux fois le même affect, a fortiori lorsque nous répétons quelque chose d'identique ! En écrivant cette idée qui m'est chère, l'affect qui est présent en moi n'est déjà plus celui qui était là au début de cet article.

« Que dis-tu ? » pourrait être bien remplacé par l'énoncé « que vis-tu ? », « que ressens-tu là », maintenant, car nous avons tous les deux perdu l'instant d'avant et déjà vécu l'affect qui accompagnait la nécessité de la répétition !

Dans la malentendance, ce n'est pas à l'image de l'autre que nous sommes renvoyés mais à la communication et à sa production personnelle, à l'absence de « récipient » de ce que nous venons de dire. Les oreilles qui n'ont pu recevoir mon énoncé, me replongent dans l'affect perdu de ce que je venais de dire, et nous disons : « Je te disais que... » Comme relance, relance obligée face à la répétition impossible de l'affect. Il y a donc une pointe d'agressivité dans cette répétition. La répétition expose les deux personnes en présence d'une manière différente et complexe si nous tenons compte de la variété émotionnelle de la répétition, parfois si éloignée de l'énoncé premier.

Il me semble que le malentendant craint, non seulement de ne pas entendre, ou de ne pas comprendre, mais il souffre du fait qu'il confronte l'autre, inéluctablement, à ne pas être entendu. Il sait qu'il va être celui qui provoque la répétition, et la répétition c'est du côté du mortifère.

Nous sommes tous, si souvent, parfois pour des choses superficielles, parfois pour des choses fondamentales... nous sommes tous des malentendus.

Alors, qu'en est-il du dialogue de sourds ? Ces moments de violence croissante, où chacun campe sur sa position. Cette expression n'existe qu'entre entendants confrontés à telle ou telle frustration.

A quel niveau se situe la demande d'appareillage ? Au niveau conscient et inconscient.

Et l'inconscient glisse à l'oreille du malentendant « tu ne l'es pas » !

(1) *Colette DEGIVE est psychologue à l'Unité de psychiatrie de liaison (SAULP) à Genève, et travaille à ce titre, depuis 1989, auprès des patients implantés, des patients souffrant d'acouphènes, des patients souffrant de vertiges, en équipe multidisciplinaire dans le service ORL, dirigé par Prof. Pierre MONTANDON, et depuis 2004, dirigé par Prof. J-PH Guyot. Activités cliniques régulières prestées par C. DEGIVE à l'Hôpital Universitaire de Genève : suivi des patients implantés depuis leur candidature, supervision des logopédistes, consultation conjointe*

médico-psychologique avec un médecin interne ORL pour les patients souffrant d'acouphènes et/ou de vertiges.

Psychothérapies individuelles pour des patients souffrant de problèmes de la sphère ORL.

(2) *Depuis 2000, Stéphane ROIG, audioprothésiste, directeur Audilab Suisse, a réalisé, avec son équipe, une étude audio-psychologique auprès de 200 clients appareillés, en collaboration avec l'unité de psychiatrie de liaison à Genève. L'étude effectuée est en voie de publication.*

Stéphane ROIG a mis en place une formation à la relation, une formation aux difficultés psychologiques des clients appareillés pour tous les audioprothésistes travaillant chez AUDILAB de suisse romande depuis 4 ans. Cette formation est réalisée par Colette DEGIVE Chez AUDILAB.

Les deux auteurs signent ensemble cette publication, rédigée par Colette DEGIVE, pour illustrer leur collaboration multidisciplinaire. A titre d'exemple, une consultation audio-psychologique a été ouverte dans les centres AUDILAB depuis janvier 2006 à Genève. ■

**VOS IDÉES, VOS SUGGESTIONS, VOS REMARQUES
nous sont indispensables pour que les "Cahiers de l'Audition"
puissent traiter les sujets qui vous tiennent à cœur.**

**Merci de nous écrire aux « Cahiers de l'Audition »
12, ter rue de Bondy - 93600 Aulnay sous Bois**



Si vous cherchez l'aide auditive la plus performante du segment moyen de gamme, sachez que AIKIA de Widex impose un nouveau standard.

La série d'aides auditives AIKIA™ renferme la toute dernière technologie exclusive de Widex, le Traitement Intégré du Signal. Cette technologie avancée de Widex permet d'obtenir une performance particulièrement équilibrée.

Cette technologie est particulièrement efficace pour garantir une meilleure audition en situations bruyantes, et impose, de ce fait, un nouveau standard pour les aides auditives du segment moyen de gamme.

Trois pierres angulaires constituent la base du Traitement Intégré du Signal de la série AIKIA :

ANALYSE DU SON DETAILLEE
TRAITEMENT DU SON FLEXIBLE
OPTIMISEUR AUTOMATIQUE

WIDEX[®]
ACOUREX

14-16 rue du Taille Fer - Z.A. Les Pouards - 91160 CHAMPLAN
Tél: 01 69 74 17 40 - Fax 01 69 74 17 41



ENTENDRE DANS LE BRUIT

AVEC LE TRAITEMENT INTEGRE DU SIGNAL™



ANALYSE DU SON DETAILLÉE

L'analyse précise et détaillée des divers environnements d'écoute de l'utilisateur garantit que vos patients bénéficient d'un son confortable et naturel.

Caractéristiques principales :

- ▼ Système d'analyse du son
- ▼ Dépistage spatial du feedback
- ▼ Journal sonore avec enregistrement de données

TRAITEMENT DU SON FLEXIBLE

Une technologie avancée qui aide à mieux entendre dans le bruit.

Caractéristiques principales :

- ▼ Système d'intensification de la parole
- ▼ Locator AIKIA™
- ▼ Compression Dynamique Gamme Extra Large (EDRC)

OPTIMISEUR AUTOMATIQUE

Permet à tous les systèmes et à tous les processus de AIKIA de fonctionner de façon optimale en fonction des besoins et des souhaits de l'utilisateur.

Caractéristiques principales :

- ▼ Appariage des microphones points multiples
- ▼ EcoTech II
- ▼ Plusieurs programmes d'écoute
- ▼ Personnalisation

Ces trois pierres angulaires sont coordonnées par l'Intégrateur Dynamique™ afin d'offrir une performance optimale, immédiate et régulière à chaque instant.

Sur le plan technologique, l'aide auditive AIKIA est unique en son genre, simple à adapter et à utiliser, et offre en outre une flexibilité absolue. C'est la sophistication dans toute sa simplicité.

Pour en savoir plus: www.widex.com

widex  AIKIA™
life in balance*

PRATIQUE QUOTIDIENNE DE L'ANAMNÈSE EN AUDIOLOGIE PAR UNE PSYCHOLOGUE

RÉSUMÉ

Cet article présente l'anamnèse audio-psychologique menée avec le client malentendant dans le cadre particulier d'une consultation conjointe audio-psychologique.

L'audio et la psychologue réalisent l'anamnèse sous des aspects différents et complémentaires. Le but étant de mettre en route une nouvelle disposition psychique.

Une prise en charge globale permet d'aborder les aspects émotionnels liés à la problématique physiologique de l'audition et les difficultés éprouvées par les patients dans l'acceptation de la malentendance.

L'article donne un éclairage sur la délicate question de la présence ou de l'absence de l'accompagnant dans une démarche d'appareillage.

1

INTRODUCTION

a. Préambule

A Genève, dans deux magasins AUDILAB, le choix a été fait de répondre aux demandes d'appareillage dans un contexte professionnel particulier. Un certain nombre de patients sont reçus par deux professionnels de formation différente : un audio et une psychologue. C'est la consultation conjointe. (Modèle de consultation issu de l'Unité de Psychiatrie de Liaison HUG Genève, transposé et adapté à une pratique privée chez Audilab à Genève).

a.1. La Consultation Conjointe :

Conjointe parce qu'il s'agit d'être à deux (l'audio et la psychologue), conjointe parce qu'il s'agit de travailler ensemble, conjointe parce que l'un ne prend pas la place de l'autre (chacun garde son identité professionnelle propre), conjointe parce que les deux professionnels sont moins isolés, conjointe parce qu'elle permet une perspective nouvelle, plus large pour le patient comme pour les professionnels.

Recevoir un patient à deux nécessite pour l'audio de s'intéresser à la psychologie et pour la psychologue de comprendre l'audiologie. Une bonne entente, une vraie confiance entre les deux professionnels facilite cette activité.

À quoi sert la consultation conjointe ?
À qui sert la consultation conjointe ?

En tant que pratique nouvelle et différente dans le domaine de l'appareillage, elle suscite de la curiosité, des interrogations, des réflexions, de la crainte parfois, de l'envie aussi, de l'intérêt sûrement. Pourquoi une psychologue dans une consultation audioprothétique ? Cette situation est nouvelle aux yeux de notre clientèle, mais pas nécessairement inattendue.

Voici des réactions de la part des patients :

- « Pensez-vous que j'aie besoin d'une psychologue alors que je viens pour mes oreilles ? » ; « Tiens, original. Pourquoi pas ? » ; « Deux personnes pour me recevoir ! Hé bien, mon cas doit être compliqué » ; « Oh, quelle chance ! Je vais avoir besoin de vous deux, c'est tellement difficile ce qui m'arrive ». Qui a besoin de qui ? Et pourquoi ? Et pour quoi ?

Depuis plus de quatre ans nous avons constitué deux duo de consultation à Genève :

Claire GRANGET, Psychologue,
Audilab SA, Genève, Suisse

l'un à Confédération-Centre, Stéphane ROIG⁽¹⁾ et moi-même, l'autre à Balexert, Magali RAVE⁽²⁾ et moi-même. Les jours de fonctionnement de la consultation conjointe, nous recevons tous les patients, ensemble, l'audio et la psychologue. A ce jour nous comptabilisons plus de 1600 rendez-vous d'appareillage pratiqués sur ce mode, 4 patients ont refusé (ils furent reçus par un audio comme à l'accoutumée).

Durant cette même période, 2002-2004, une étude est mise en place. Aujourd'hui, les données recueillies sont en cours d'analyse. Nous avons déjà obtenu certains résultats. Je n'en citerais brièvement que quelques-uns, qui, en eux-mêmes, répondent à d'autres interrogations portant sur le fonctionnement de la consultation conjointe. En voici deux exemples : a) une démarche d'appareillage ne demande pas plus de temps dans le cadre de la consultation conjointe ; un nombre de consultation équivalent est nécessaire pour aboutir dans cette démarche. b) Il n'y a pas plus de démarches non abouties pour les patients vus en consultation conjointe que pour les autres. L'étude comprend deux sous-groupes : 100 patients à Crissier et 100 patients à Genève. Les deux partenaires de l'étude sont Audilab et l'Unité de Psychiatrie de Liaison, consultant en ORL à l'Hôpital de Genève. La consultation conjointe chez Audilab fait suite à d'autres consultations conjointes à l'Hôpital de Genève, et des études de follow-up ont été réalisées à plusieurs moments.

b. Fonctionnement de la Consultation Conjointe chez Audilab

Pratiquement, que faisons-nous ?

Nous accueillons le patient à deux (l'audio et la psychologue, dans le salon d'attente déjà), nous disons qui nous sommes (nous présentons notre identité), nous commençons le rendez-vous (dans la cabine de consultation), chacun s'exprime. Nous

restons ensemble durant tout le rendez-vous (l'audio, la psychologue et le patient), il y a de la confiance, de l'intérêt les uns pour les autres, des responsabilités professionnelles, chacun les siennes. Il y a un début et une fin de rendez-vous très clairement explicités. De part les spécificités professionnelles des deux thérapeutes, tous les aspects de la malentendance et de l'appareillage sont considérés, qu'ils soient somatique, physiologique, audiologique pur, technique, commercial, psychologique, relationnel, social ou d'ordre cognitif. Aucune situation de demande d'appareillage n'est semblable. Et en même temps, il y a l'expérience professionnelle. Dans cette pratique à deux, ce qui compte, c'est d'apprendre la relation.

La relation, être en relation, ce n'est pas un domaine d'improvisation, ce n'est pas une conversation de salon, ce n'est pas le « jargon psy ». C'est un acquis progressif qui demande rigueur, investissement personnel et entraînement.

Le patient est au centre de ces consultations, avec sa demande, sa plainte. La demande est la même : entendre mieux. La plainte est à chaque fois différente : c'est cette tonalité particulière qui accompagne la demande d'appareillage ; par exemple :

« Si vous saviez » ; « Je suis décidé mais j'hésite encore » ; « Ha ! Mais il n'y a pas que mes oreilles ».

Le thème central de cette démarche d'appareillage est, pour nous, l'acceptation de la malentendance, et nous savons combien c'est difficile. Dans ces consultations, le patient est dans un contexte nouveau et ça fait bouger les choses en lui, il se passe quelque chose en lui. La présence simultanée des deux thérapeutes l'audio et la psychologue suscite, provoque chez nos patients le double aspect de son audition, ce qui est somatique et ce qui est psychologique. C'est par une sorte de va et vient entre des aspects somatiques, techniques et émotionnels, suscités par cette pratique, qu'il pourra progressive-

ment faire le point sur sa situation actuelle et mettre en route une nouvelle disposition psychique. Il s'agit pour la psychologue d'observer et de cerner ce qui se passe chez le patient. Le travail du psychologue est de comprendre, de saisir cette nouvelle disposition psychique (cette mise en route, ce mouvement intérieur).

2

L'ANAMNÈSE

Qu'est-ce qu'une anamnèse du point de vue psychologique dans les rendez-vous d'appareillage ? Qu'y a-t-il de spécifique dans la malentendance ? Comment entendre et comprendre la « résonance intérieure » ?

Certes, le cadre classique, le cadre habituel des rendez-vous d'appareillage n'oublie pas l'existence de ces différents aspects, mais cette partie psychologique vient en plus de la spécificité audiologique et des compétences audioprothétiques. Je pars de ma pratique en audiologie, j'y apporte des éléments théoriques qui renforcent la compréhension de ce qui se passe dans la communication avec le patient. Au fond, en m'intéressant au travail de l'audio, je peux comprendre bien des choses qui concernent le patient et son audition, mais ce n'est pas ma profession. Et l'audio, en pratiquant déjà la relation et ses complexités psychologiques, n'est pas par ailleurs psychologue. Ainsi, sans confusion des rôles, nous pouvons nous parler.

Il n'y a pas de compétition professionnelle. Il y a mise en commun de différents savoir-faire. En d'autres termes, l'audio est le garant des aspects audiologiques, la psychologue est le garant des aspects émotionnels et affectifs. La double présence des thérapeutes représente la globalité physique et psychique de la problématique du patient. Il peut alors, de part cette double présence, activer cette dualité en lui-même.

(1 et 2 sont tous les deux audioprothésistes chez Audilab SA)

Autrement dit, il investit le thérapeute dont la spécificité professionnelle correspond au mieux à ce qu'il vit, dans l'instant même où il le vit. Le patient fait une sorte de va et vient entre des aspects somatiques, techniques et des aspects émotionnels ; il passe d'un thérapeute à l'autre au gré de ses besoins et de ses possibilités. C'est une autre manière d'évoquer la mise en route d'une nouvelle disposition psychique

Voici un exemple clinique :

Cette patiente, Mme N. est une femme âgée de plus de 80 ans. Elle vit seule dans un appartement et bénéficie d'un encadrement médico-social. Nous la recevons à deux, l'audio et la psychologue. A peine installée dans la cabine de consultation elle pose un audiogramme sur le bureau, regarde rapidement mon collègue et dit : « Voilà » Le ton utilisé est ferme, décidé. Je me penche alors sur le document et je dis : « vous nous montrez votre audiogramme... » Elle fait un signe de confirmation de la tête, me jetant un regard rapide. Je dis à la patiente : « J'ai déjà eu l'occasion de voir un audiogramme et j'aime bien en discuter avec mon collègue audio qui est le spécialiste dans ce domaine. » Elle dit en opinant de la tête : « D'accord ». Je me tourne alors de façon à m'adresser à mon collègue et je lui dis : « Stéphane pourrais-tu m'expliquer les courbes de cet audiogramme pour que je comprenne bien la situation auditive de Mme N. » Mme N. se tourne alors complètement face à mon collègue, se penche en avant de façon à bien voir le graphique. Je me penche moi aussi sur le document. Voici maintenant quelques commentaires sur cet extrait de début de premier rendez-vous d'appareillage. C'est Mme N. qui propose le cadre initial de ce début de consultation. Elle pose un objet sur la table, l'audiogramme.

a. Préambule

Cet objet parle de lui-même ; il dit quelque chose de l'audition actuelle de la patiente.

Cet objet n'est pas l'audition de la patiente, mais il la représente (les courbes audiologiques représentent, illustrent l'état de son

audition) ; cet objet prend place entre nous trois, et il nous réunit parce qu'on parle de lui et qu'il nous concerne ; cet objet, l'audiogramme, est sûrement moins menaçant qu'un discours sur un état physiologique ou un ressenti. Du point de vue théorique, dans la théorie de Winnicott, nous nommons un objet de ce type : « Objet transitionnel ».

Et en même temps, la patiente accompagne son geste d'une parole et dit : « Voilà ».

Dans ce seul mot la patiente nous fait part de ce qu'elle vit en ce moment : « J'aimerais exprimer ce que je ressens profondément dans mon corps, j'aimerais que vous compreniez ma souffrance, j'ai peur de devenir sourde, je suis très anxieuse mais je n'ose pas le dire, j'ai besoin d'aide, j'ai besoin qu'on me prenne au sérieux. Dans ces propos nous avons un exemple de ce qu'est la résonance intérieure (processus inconscient).

b. La résonance intérieure

En voici une illustration. Le graphique de l'audiogramme émeut cette patiente. Nous savons bien qu'il est plus aisé de parler d'une chose extérieure à soi (l'audiogramme) et en même temps qui nous concerne.

Une forme de distance affective peut être préservée alors : elle se traduit ici par une attitude ferme, presque autoritaire. Et en même temps la patiente est très touchée. Que se passe-t-il ? Elle investit l'aspect physiologique de sa problématique (en posant l'audiogramme sur la table) et au même moment ressent un grand trouble.

Ce qu'elle dit et fait à la fois a un impact émotionnel en elle, en profondeur, dont la patiente n'a pas encore conscience. A cet instant, il s'agit d'un moment de la rencontre à trois qui met en route une dynamique intérieure différente. En d'autres termes, de part cette situation, il se passe quelque chose en elle, qui est un outil et qui la concerne.

Je relève maintenant un autre point de cet extrait de l'entretien. Tout en m'intéressant au domaine professionnel de mon collègue, je montre à Mme N. que j'ai besoin

d'explications et que tous, nous sommes en droit de ne pas tout connaître. Je demande à Stéphane de m'expliquer quelque chose de ce graphique. En m'adressant à mon collègue audio, le va et vient entre les différents aspects physiologiques, techniques et affectifs que recouvrent la malentendance se mettent en route, et, les identités professionnelles de chacun sont à nouveau clarifiées.

Je poursuis maintenant l'extrait de ce premier entretien. Stéphane explique alors le sens à donner à ce test auditif, ce qui soulève des questions de la part de la patiente et de moi-même. J'en donne un extrait. Je dis : « Ces explications me permettent de clarifier certains points, et je me demande encore où est représentée la compréhension de la parole sur ce graphique ». La patiente enchaîne alors tout de suite : « Est-ce qu'un appareil pourra m'aider ? Je ne crois pas que j'en aie vraiment besoin, pour ce que j'ai à faire, j'entend bien assez ». Je dis en m'adressant à elle :

« Vous vous demandez aujourd'hui si vous en avez vraiment besoin et comment il vous sera utile cet appareil ». Elle dit alors, en me faisant face : « Vous savez, je vis seule, je n'ai plus qu'une amie qui ne va pas très bien. Tous mes proches sont morts... » Bref silence, les larmes perlent aux paupières. Je dis : « Ce que vous nous confiez de votre vie me touche beaucoup, et je comprend aussi que venir nous voir aujourd'hui n'a pas dû être facile pour vous ». Elle dit, visiblement touchée par mon intervention : « Il y a quelques années, mon oreille gauche a été opérée. Il y a peu de temps je suis devenue sourde d'une oreille. J'ai eu tellement peur. J'entend de nouveau, mais moins ». La patiente est très émue, elle se tord les mains et contient ses pleurs. Je dis : « Ce fut une expérience douloureuse pour vous ». Elle dit : « Il faudrait que je me fasse réopérer mais je ne veux pas, je ne sais pas comment ce sera après ». Je dis : « J'entends bien ce que vous dites et je me demande si vous vous posez le même genre de questions concernant l'appareil auditif ; comment ce sera après avec un appareil et si vous prenez des risques ».

Elle dit : « Aujourd'hui ça va... demain je ne sais pas... » Je dis : « Vous ne savez pas... » Elle poursuit : « ... Si je serai capable de m'habituer » Je dis : « Oui, comment vous habituer... ». Je laisse un temps pour donner la possibilité à la patiente de poursuivre. A ce moment elle s'est déjà tournée vers mon collègue et attend. Je propose alors à mon collègue de nous parler des appareils, de nous montrer quelques modèles ; le but poursuivi est de matérialiser l'objet dont nous parlons et de permettre à la patiente de se familiariser avec lui.

Voici quelques commentaires sur la suite de cet extrait de l'entretien. Les explications audiologiques et techniques qui sont données permettent de mettre à jour les idées a priori de la patiente et de créer une base de connaissances communes à nous trois. Cette situation nous montre aussi comment le questionnement portant sur un objet extérieur à soi, mais parlant de soi peut faire résonner un vécu intérieur. Autrement dit : en se questionnant sur l'utilité de l'appareillage Mme N. peut parler d'une souffrance qui se situe à un autre niveau que celle qui la préoccupe lorsqu'elle franchit le seuil du magasin ; il s'agit de l'histoire de sa solitude et de sa fin de vie. Voici une autre façon de dire : la clarification et l'élargissement de l'aspect technique permet (est suivi par) un élargissement de son histoire auditive et de la dimension affective qui l'accompagne. Nous sommes là engagés sur la voie vers une acceptation nouvelle d'une situation personnelle (c'est-à-dire, l'acceptation de la malentendance et le cheminement intérieur qui l'accompagne).

A la fin de cet extrait je passe sciemment le relais à mon collègue audio. Aller plus loin dans le domaine affectif à ce moment-là pourrait mener la patiente vers un désinvestissement de la sphère émotionnelle. Trop dire, trop donner d'un seul coup peut être suivi par une sorte de retrait de l'ordre d'une défense contre un vécu trop douloureux. Il ne s'agit pas de déstabiliser la patiente, ni même de la fragiliser, mais, au contraire de l'accompagner dans un travail intérieur, qui peut être éprouvant.

Et tout se passe à son propre rythme

L'extrait cité montre aussi ce qu'est le recueil de données anamnestiques pour une psychologue.

c. L'anamnèse psychologique

Ce n'est pas un interrogatoire ; ce n'est pas une investigation psychologique, ni même un test ; c'est le recueil et la mise à jour de la part affective qui colore le discours de la personne ; c'est considérer la plainte initiale dans un contexte personnel plus large.

L'anamnèse psychologique consiste à :

Ecouter, comment, une demande psychologique, s'exprime, prend forme, et se traduit.

Et comme l'extrait l'a illustré, un point essentiel, pour nous, les psychologues, consiste à rendre au patient ce qu'il vient de nous donner :

J'ai formulé ce que j'ai ressenti de ce qu'il ressentait.

Exemple clinique :

Voici un extrait du deuxième rendez-vous d'appareillage. Une fois installés, je dis à Mme N. « Nous avons eu une discussion importante tous les trois lors de votre premier rendez-vous. Je me souviens que nous avons parlé de votre audiogramme, nous avons vus différents appareils ; vous nous avez fait la confiance de nous livrer des éléments de votre histoire auditive et personnelle. Plusieurs jours se sont écoulés depuis ce rendez-vous et peut-être avez-vous eu l'occasion de repenser à tout cela, et peut-être pas... ». La patiente dit : « Jusqu'à ce que j'arrive chez vous ça allait bien. En fait je ne sais pas si j'ai besoin d'un appareil ». Je dis : « C'est quelque chose de nouveau dans votre vie et je comprend bien que vous vous posiez beaucoup de questions ». Mme N. questionne alors mon collègue sur des aspects techniques : Comment l'appareil va-t-il tenir dans l'oreille, quelles sont les restrictions dans le fait de le porter, peut-il tomber en panne, est-ce que ce sera douloureux, comment fonctionne-t-il... Toutes les questions que les audios connaissent bien ! Tout en répon-

dant à ces questions, mon collègue montre ses appareils à la patiente.

Sur notre encouragement à les toucher, elle dit : « Ils sont si petits... je m'attendais à quelque chose de différent... dans le fond ce n'est qu'un détail par rapport aux trois opérations de la hanche que j'ai dû subir. J'ai été totalement immobilisée, et toute cette souffrance... et je marche à nouveau... » Je dis : « Vous avez beaucoup souffert, et vous avez beaucoup de courage et de volonté. » Elle dit : « Oui, je veux que ça marche et je ferai tout pour cela... » Elle porte alors les appareils à ses oreilles et les met sans aucune difficulté. Elle se tourne vers mon collègue, lui présente ses oreilles appareillées et lui demande : « Comme ça ? C'est juste ? ». Stéphane acquiesce et la félicite. Il lui propose de faire les réglages... Mme N. est alors très surprise par sa nouvelle audition. Elle met puis enlève les appareils à plusieurs reprises. Elle n'en revient pas de son audition différente avec et sans appareil. La patiente dit : « Oui... c'est vraiment un détail... Et la différence est incroyable... c'est donc bien vrai que j'entend mal... l'audition normale, pour moi, c'est avec les appareils ? » Voici quelques commentaires théoriques sur cet extrait.

L'ordre des éléments dans l'anamnèse faite par le patient, nous donne beaucoup plus de matière que si nous avions proposé notre chronologie. A nous de mettre du sens, de l'ordre dans tout ce qu'il dit. Son ordre intérieur est précieux. C'est le chemin thérapeutique.

La première intervention permet de resituer le cadre dans lequel nous avons travaillé lors du premier rendez-vous et de laisser l'autonomie du choix à Mme N. Quel aspect de sa problématique souhaitait-elle aborder en premier. Reparler du besoin ou non d'un appareil illustre une difficulté personnelle de la patiente. Est-ce une étape dans l'acceptation de la malentendance ? Est-ce une manière de demander de l'aide ? Peut-être bien !! - « Aidez-moi à accepter que j'entende moins bien ; serais-je encore acceptable avec un appareil, serais-je acceptée telle que je suis ? ».

Une fois que Mme N. a pu se remémorer ses souffrances, et en parler, elle peut alors relativiser le port de l'appareil ; « Ce n'est qu'un détail » disait-elle. Il reste un objet extérieur, sur lequel on peut agir (le mettre et l'enlever ; ce qui est différent des prothèses de hanche). C'est une fois que les appareils sont en place dans les oreilles que la patiente peut prendre conscience de « l'état actuel » de sa malentendance ; « C'est donc bien vrai que j'entend mal ». Elle se représente alors une forme de normalité auditive et son propre écart à cette norme nouvellement construite ; « L'audition normale pour moi, c'est avec les appareils ? »

3

L'ENTOURAGE

Certains patients reçus chez Audilab sont accompagnés, par un membre de la famille le plus souvent. D'autres viennent seuls. Mais cela ne veut pas dire pour autant qu'ils sont seuls. Fréquemment nous avons pu relever que l'entourage est absent physiquement parlant, mais tellement présent autrement !!

Présent dans l'imaginaire du patient ; présent dans les dires du patient (il est envoyé par sa famille) ; présent dans sa demande d'être moins seul ; présent au travers du déni de la malentendance (processus inconscient) ; présent dans les réactions parfois hostiles à l'égard de son entourage ; présent au travers de réactions quelque fois agressives à notre égard ; présent dans les motivations exprimées ou non pour effectuer une démarche d'appareillage. C'est souvent lors du premier rendez-vous d'appareillage que la place de l'entourage est définie. Sur le plan d'un discours conscient le patient nous informe que son entourage l'encourage largement à porter un appareil auditif. Sur le plan inconscient nous relevons quelques motivations actives, formulées ici sous forme de discours :

« Ce sera mieux pour toi » ; « Ce sera mieux pour moi, je n'aurai plus besoin de répéter, de parler fort ».

Il s'agit ici : d'une réassurance émotionnelle, d'un besoin de conserver les liens entre le patient et son entourage, d'une tentative de préserver l'authenticité du discours.

Voici d'autres phrases encore : « Tu seras plus présent, moins en retrait » ; « Tu dois le faire sinon tu me donnes l'image d'un être vieillissant ; car je vieillis moi aussi et ça je ne peux l'accepter en te regardant. »

Parfois, certains patients énoncent d'emblée qu'ils n'ont rien à faire ici, chez Audilab.

Ils ne sont pas sourds, ils viennent sur la demande expresse de leur entourage.

Dans le déni de la malentendance (fonctionnement inconscient) nous entendons aussi : « Ce n'est pas moi qui entend mal, ce sont les autres qui parlent doucement ». La découverte de la perte d'audition met le malentendant face à une évaluation personnelle de cette nouvelle situation. La prise de conscience des difficultés liées à cet état ouvre la voie vers l'acceptation de la malentendance ou le refus de cette nouvelle réalité.

Les difficultés exprimées par les personnes malentendantes sont : l'isolement progressif, la gêne de faire répéter ce qui est dit, la peur d'être pris pour quelqu'un qui ne comprend rien, le sentiment de perdre le contrôle de certaines situations.

On peut aussi regrouper et nommer ces difficultés de la manière suivante : le sentiment d'infériorité, le sentiment d'insécurité, le sentiment de persécution.

Et comment les choses se passent-elles du point de vue de l'entourage ? La découverte de la perte de l'audition de son parent est aussi vécue comme une souffrance. Car, dans cette perte-là, il y a aussi : perte du plaisir à communiquer, perte de complicité, perte de spontanéité, perte de l'envie de partager.

4

CONCLUSION

Puisque tout est à redire, puisque tout est à expliquer, puisque tant d'énergie est investie dans cette façon de se parler, puisque les relations sont plus compliquées, on assiste à une forme d'épuisement de l'entourage. Ces faits nous redisent que la malentendance est un état qui concerne le malentendant et ses proches, dans des proportions diverses certes, mais cette difficulté est largement partagée. En demandant au malentendant de se faire appareiller, l'entourage nous montre que tout se passe comme si, lui, le malentendant, est le garant de la communication.

Il est en tous les cas, désigné comme tel.

En conclusion, je pense que de part l'importance de la charge affective et psychologique qui accompagne la perte physiologique de l'audition, la consultation conjointe est un mode de prise en charge qui trouve pleinement sa place dans une pratique quotidienne de démarche d'appareillage. ■

 **SENNHEISER**



La qualité et la simplicité à prix d'ami !

Le Set 55 TV comprend un casque récepteur stéthoscopique sans fil infrarouge mono et un émetteur infrarouge. Idéal pour écouter le son de la télévision n'importe où dans une même pièce dans un rayon de 12m (env. 60m²). Le récepteur est équipé d'un réglage de volume faisant également office d'interrupteur on/off et d'un réglage de balance. Livré avec 2 accumulateurs.

Ecoutez la télé en toute liberté
Sans déranger les autres !

Le RS4200 est un casque récepteur stéthoscopique stéréo sans fil HF. L'émetteur se connecte en un clin d'oeil à un téléviseur ou une chaîne hi-fi. Il assure une transmission de haute qualité dans un rayon maximal d'environ 100m. L'émetteur possède une touche compression permettant d'améliorer l'intelligibilité sur les voix et un réglage de balance.

Nombreuses Promotions, Contactez nous !

Kit Piéton Bluetooth®

- Main libre sans fil pour contour d'oreille en position T et implant cochléaire.
- Rechargeable : Autonomie 280h ou 6 h en communication
- Câble chargeur USB fourni
- Chargeur de voyage en option
- Poids 18 grammes
- Produit certifié : FCC - CE - ROHS et BQB

Beetle
Bluetooth Headset **H-1**



Travel Clock

- Reveil de voyage en 12h et 24h
- Affichage digital avec retro-éclairage
- Alarme puissante (90dB)
- Voyant lumineux de sonnerie
- Vibreur
- Pochette + 3 piles AA fournies
- Dimension : L 70mm x l 30mm x H 100mm



VEILLE TECHNOLOGIQUE

Savia Art™



SAVIA ART EXPLOITE TOUTES LES RESSOURCES DE LA TECHNOLOGIE BIO NUMÉRIQUE DE PHONAK, ET OFFRE DES PERFORMANCES INÉGALÉES ET MAXIMISE AINSI LA SATISFACTION DES UTILISATEURS. SAVIA ART EST BASÉ SUR LES INNOVATIONS TECHNOLOGIQUES DE SAVIA ET COMPLÉTÉES PAR DES NOUVELLES FONCTIONS NOVATRICES, TELLES :

- SOUNDRELAX
- LA TECHNOLOGIE ANTI-SIFFLEMENT
- LE SELF LEARNING
- AUDIOGRAM DIRECT.

SAVIA ART EST ÉGALEMENT UNE GAMME COMPLÈTE D'AIDES AUDITIVES INTRA-AURICULAIRES ET CONTOURS D'OREILLE, DONT 2 NOUVEAUTÉS MAJEURES :

- ART 411 DSZ (CONTOUR D'OREILLE PILE 13 PROPOSANT 84 DB DE GAIN)
- MICROART CRT (MICRO CONTOUR PILE 312 AVEC ÉCOUTEUR DÉPORTÉ)

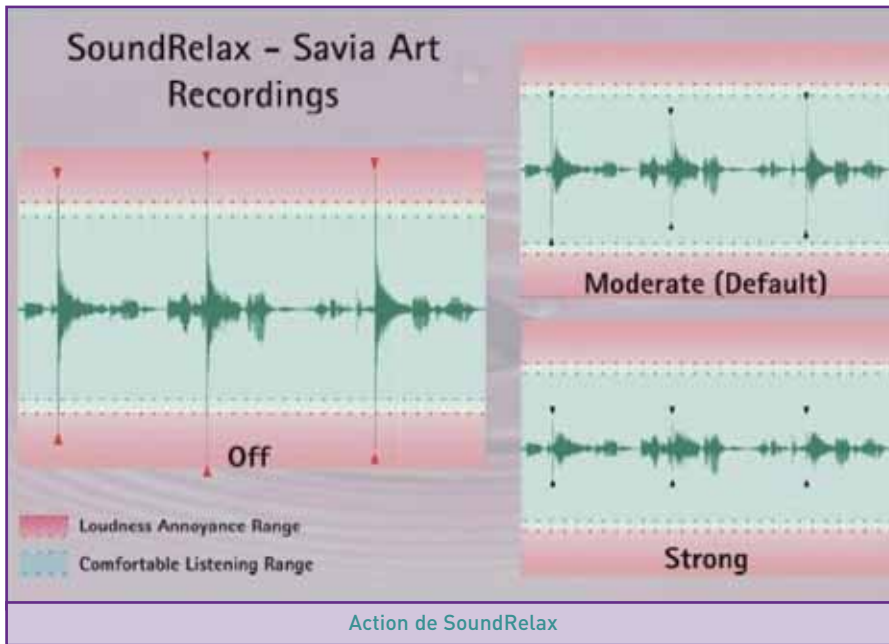
POUR GARANTIR UNE SONORITÉ AUTHENTIQUE, DEUX FONCTIONS ONT ÉTÉ ASSOCIÉES : SOUNDRELAX ET REAL EARSOUND.

SOUNDRELAX



Les sons impulsionnels ne sont pas traités par les aides auditives actuelles. Ils se révèlent néanmoins être très gênants pour le malentendant. Il s'agit de bruits tels que les heurts des assiettes, le froissement du papier... Le système SoundRelax a été conçu pour éliminer les bruits impulsionnels et transitoires sans affecter la qualité sonore.

Deux impératifs essentiels sont à respecter dans le développement de technologies efficaces contre les impulsions sonores : la rapidité d'action et l'absence d'artéfacts. Le système d'atténuation doit alors traiter le signal sans affecter ni l'authenticité des sons concernés, ni l'intelligibilité vocale. L'analyse se fait sur le taux de croissance des niveaux des signaux d'entrée. Le niveau sonore du signal d'entrée doit être supérieur à 58dB. La réduction du gain appliquée est proportionnelle aux caractéristiques initiales des crêtes du signal et est comprise entre 0 et -24 dB. SoundRelax agit instantanément en 0,2ms.



Ce qui est unique dans Savia Art, c'est que tous les programmes ont par défaut leur propre réglage de SoundRelax, le mieux approprié et que ces réglages peuvent être modifiés au besoin par le logiciel iPGF.

travaille dans les 20 canaux et calcule le rapport signal sur bruit (S/B) dans chaque canal. Le gain est réduit dans les canaux avec le plus mauvais rapport S/B et conser-

vé là où le rapport S/B est bon. La finesse des 20 canaux et la pondération basée sur l'Indice d'Articulation assurent de ne pas perdre d'information vocale importante.

Savia Art embarque la nouvelle technologie **Anti-Sifflement** qui est un anti-larsen par opposition de phase dans ses 20 canaux. Ce système, appliqué après la réduction de gain calculé grâce à la détermination du seuil de larsen statique, permet de supprimer les problèmes de larsen dans les situations dynamiques telles que le téléphone, lors de la mastication...

Il est possible d'avoir accès à un réglage fin de cet anti-larsen pour optimiser la suppression du larsen dans chaque programme de Savia Art. Par exemple, sur la position « modéré » l'anti-larsen est arrêté dans les basses fréquences, en position « léger » dans les fréquences moyennes et sur « modéré » dans la zone fréquentielle la plus sensible au larsen.

REAL EAR SOUND

RealEarSound, déjà connue avec Savia, est une fonction qui permet d'assurer aux porteurs de contours d'oreille une localisation sonore précise grâce à la directivité des microphones qui se rapproche de celle du pavillon de l'oreille c'est-à-dire une directivité dépendante de la fréquence.

A ces deux systèmes s'ajoutent cinq autres fonctions pour toujours garantir une clarté sonore parfaitement maîtrisée.

Le système **digital Surround Zoom (dSZ)** est le système microphonique le plus perfectionné du marché. Il permet d'obtenir une réduction optimale des bruits en ajustant la directivité indépendamment dans les 20 canaux de réglages.

Le **Réducteur de Bruit à Haute Résolution** est la continuité des autres Réducteurs de Bruit Phonak que l'on trouve sur Claro ou Perséo. Le Réducteur de Bruit de Savia Art

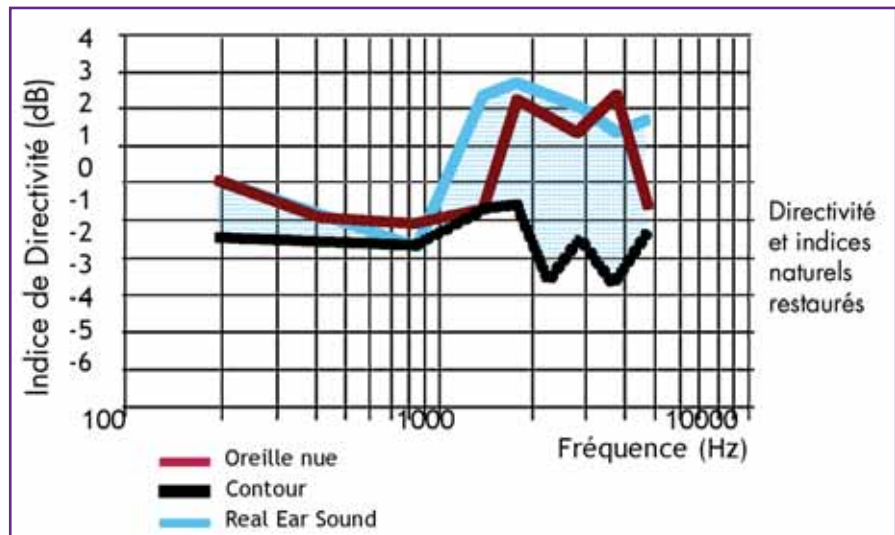


Figure 1 : directivité en fonction de la fréquence

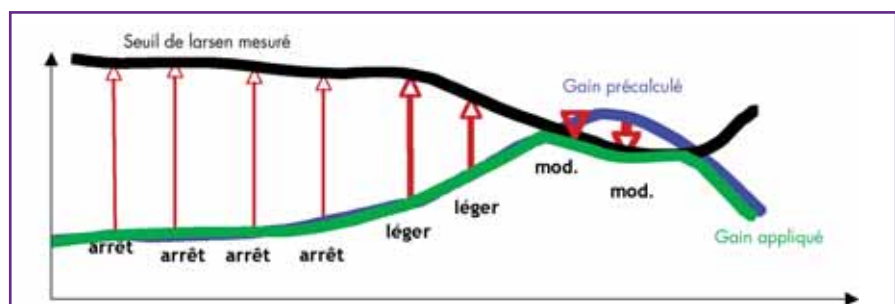


Figure 2 : courbes de gain comparées au seuil de Larsen

Ce système présente plusieurs avantages :

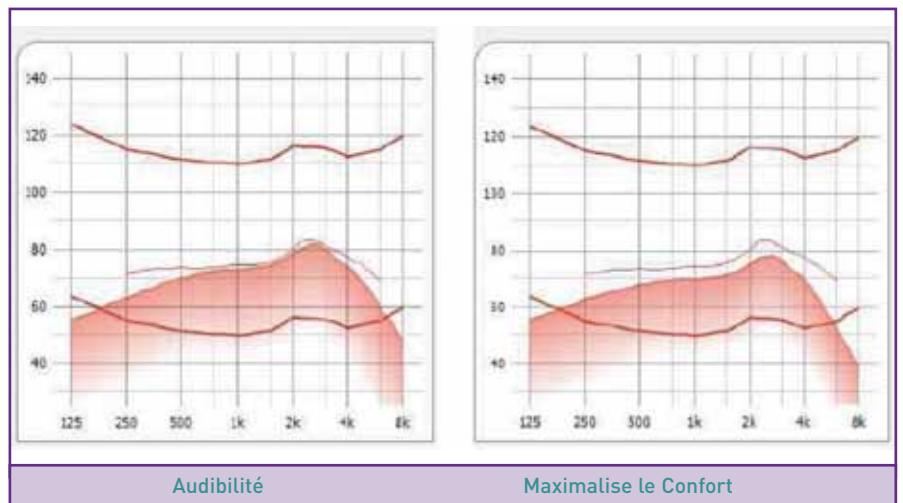
- une diminution de la consommation en raison du nombre d'analyse moindre dans les bandes de fréquences où le système anti-larsen est sur « arrêt » car la probabilité d'apparition du larsen est quasiment nulle
- une plus grande efficacité dans les bandes de fréquences plus sensibles
- une meilleure qualité sonore car il n'y a plus d'effet de brouillage dans les fréquences grave où l'anti-larsen est arrêté et car la dynamique des sons faibles, limitée par l'anti-larsen statique, pour mieux respecter la sonie des malentendants.

Mais tout ceci ne serait rien sans le système AutoPilot et la puissance des programmes de base multiples. Ainsi, chaque fonction de Savia Art est optimisée pour chaque situation auditive de l'utilisateur. En effet, AutoPilot comprend un système de classification sophistiqué et ayant fait ses preuves pour identifier les environnements sonores dans lesquels se trouve le malentendant et sélectionner l'un des six programmes automatiques dédiés.

SOUND NAVIGATION

Il s'agit d'un complexe de classification des sons et de décision. 19 points de mesure sont effectués sur le signal d'entrée pour déterminer dans quelle situation sonore se trouve le porteur d'appareils auditifs. Le temps d'analyse est de l'ordre de 10s, ce qui permet au système de s'assurer que l'environnement sélectionné est le bon. Une fois ce travail fournit, Savia Art va changer de programme parmi les quatre programmes de base.

La rapidité du changement peut être modifiée en fonction des préférences d'écoute du malentendant dans les Préférences AutoPilot que l'on trouve sur l'écran Appareillage \ Suivi Prothétique d'iPFG



(critère de Changement Automatique de Programme). Cette période peut varier entre 0,2s (transitions perceptibles) et 4s (transitions douces).

Le changement automatique de programme n'est activé que lorsque le niveau du signal d'entrée en bande large dépasse 60 dB. En-dessous de ce niveau, Savia Art reste soit sur le programme « Situations Calmes » soit sur le programme « Musique ». Ce niveau peut également être modifié via les Préférences AutoPilot (critère Sensibilité aux Changements Environnementaux). Choisir « Sensibilité Elevée » permet d'accélérer la transition entre le programme « Parole dans le Bruit » et le programme « Confort dans le Bruit ». Plus la sensibilité sera élevée et plus le changement de programme se fera à un niveau d'entrée faible. Par défaut, les seuils de changement de programme se situent entre 60 et 70 dB en fonction des programmes. Ces seuils peuvent être modifiés par pas de 4 dB c'est-à-dire -8, -4, +4 et +8 dB par rapport à la position initiale.

Le dernier paramètre des Préférences AutoPilot est « Situations de ' Bruit Seul ' ». Savia Art possède en fait deux programmes « Confort dans le Bruit » :

- « Confort dans le Bruit 'Audibilité Préservée' » et
- « Confort dans le Bruit 'Maximalise le Confort' ».

La différence entre les deux est que le programme « Confort dans le Bruit 'Maximalise le Confort' » a un gain 3-4 dB en-dessous du gain du programme « Confort dans le Bruit 'Audibilité Préservée' », avec une atténuation du gain plus marquée dans les extrêmes graves et les extrêmes aigus. La différence est visible sur les courbes suivantes.

EASYPHONEPLUS

La fonction EasyPhoneplus permet une détection automatique du téléphone et donc la commutation vers un programme spécifique dédié. Cette détection est assurée par un aimant placé sur l'écouteur du combiné. Une bobine d'induction placée dans l'appareil détecte le champ magnétique ainsi créé ce qui va permettre de commuter sur le programme Téléphone. L'aimant doit être situé à une distance de 2cm de l'appareil. Lorsque cette distance est multipliée par 1,5 ou que le champ magnétique ne crée plus de courant dans la bobine pendant plus de 6s, le programme de base est rétabli. Ce programme peut être paramétré en M, T, ou T+M. Pour augmenter la sensibilité de EasyPhoneplus il faut mettre 2 aimants l'un sur l'autre sur le combiné.

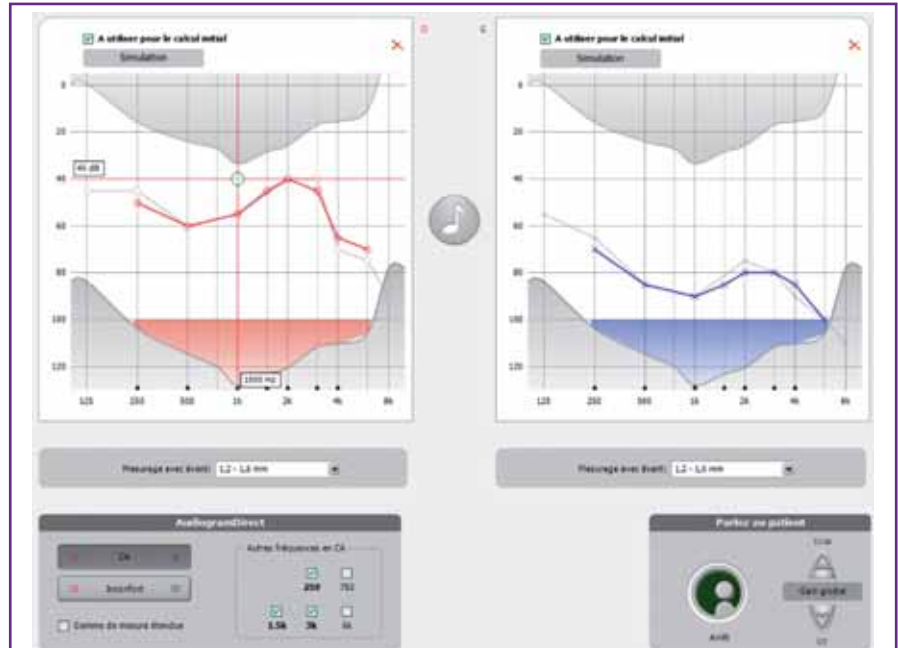
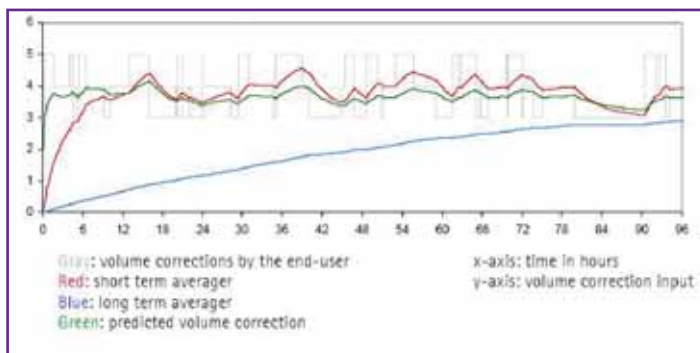
LOGGINGPLUS ET SELF LEARNING

Data Loggingplus fournit encore plus d'information telles que :

- Utilisation de l'aide auditive depuis le dernier réglage (nombre d'heures et moyenne journalière)
- Sélection automatique et manuelle des programmes (pourcentages)
- Utilisation des différents programmes manuels (pourcentages)
- Activation des différents modes microphoniques (pourcentages)
- Activation des différents dispositifs SoundCleaning (pourcentages)
- Correction moyenne du volume pour chaque programme automatique
- Le Data Loggingplus met dans une mémoire volatile toutes les 5 minutes les données de l'appareil auditif. Cette mémoire est effacée lors de l'arrêt de l'appareil auditif. Au bout de 30 minutes d'utilisation de l'aide auditive puis une fois par heure, ces données sont écrites dans une mémoire non-volatile qui ne s'efface pas lors de la mise hors tension de l'ACA.

Self Learning est un outil de correction automatique de sonie en fonction des modifications de volume apportées par l'utilisateur. Cette correction s'effectue à partir d'une moyenne pondérée des modifications de volume comme montrée sur la figure suivante : (bas de page).

Il y a ainsi une limite fixée par le système pour ne pas exposer le patient à des modifications de volumes trop importantes. La modification maximale du volume ne peut



pas excéder ± 2 dB par jour et la cumulation jour après jour ne peut excéder ± 6 dB.

Enfin, le nouvel **AudiogramDirect** optionnel vous permet de réaliser votre audiométrie au travers de l'aide auditive Savia Art. Vos appareillages seront plus rapides et plus précis, directement avec votre ordinateur fixe ou portable, idéal pour les visites à l'extérieur. La mesure s'effectue en dB SPL mais le graphique sous iPFG 1.6a est exprimé en dB HL.

Savia Art offre une gamme complète de 12 produits pour satisfaire à toutes les exigences de vos patients :

- 7 intra-auriculaires du CIC à l'intra-conque
- 5 contours d'oreille du micro au surpuissant.

Savia Art comprend la gamme la plus complète de microContours, offrant des appareillages quasi-invisibles :

- **microSavia Art CRT dSZ** qui offre les avantages acoustiques d'un écouteur externe
- **microSavia Art 100 dSZ** qui s'adapte en souplesse à l'évolution des besoins du patient, grâce aux options de tube fin ou de coude standard.

Les appareils surpuissants intra (33 FS Power) et contour (411 dSZ Power) sont dotés de l'innovant **BassBoost** qui permet de donner encore plus de puissance dans les fréquences avant 1000Hz. ■



Le nouveau chef-d'œuvre



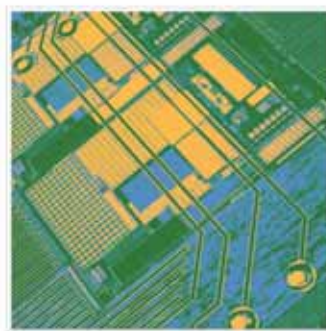
Savia Art™ - Le chef-d'œuvre des performances auditives

Les avantages de Savia Art



Une sonorité authentique

La sonorité de Savia Art, dont la remarquable qualité n'a pu être atteinte que par la combinaison unique de SoundRelax et de Real Ear Sound, est largement appréciée aussi bien par les nouveaux utilisateurs que par les malentendants expérimentés, ravis de leur nouvel univers sonore.



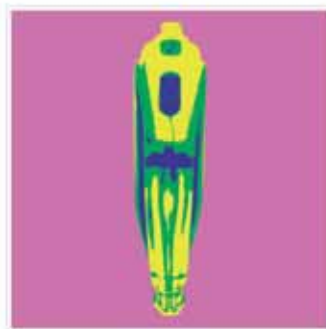
SelfLearning

Vos patients Savia Art vont vraiment apprécier la capacité intelligente de SelfLearning à détecter et appliquer leurs préférences personnelles de sonie - pour créer ainsi leur propre image sonore.



AutoPilot

Savia Art permet à ses utilisateurs d'apprécier le charme d'une audition sans souci, quelle que soit la situation.



Une vaste palette de possibilités

Avec Savia Art, c'est vous l'artiste - vos patients s'en vont avec un chef-d'œuvre personnalisé.



SoundCleaning

Savia Art combine magistralement des outils de maîtrise du bruit uniques et très efficaces, pour permettre une audition agréable et sans effort dans toutes les situations auditives.

Savia Art™



Phonak inaugure maintenant son plus beau chef-d'œuvre BioNumérique - Savia Art. Ce produit exceptionnel, à la pointe du progrès, exploite toutes les ressources de la technologie moderne pour offrir des performances inégalées et maximiser la satisfaction des utilisateurs. Savia Art est basé sur les 10 premières mondiales, toujours uniques, introduites avec Savia, et complétées par des percées technologiques novatrices telles que le SoundRelax, le SelfLearning, l'Anti-Sifflement et deux modèles micro miniatures. www.phonak.com

PHONAK
aides auditives

ENSEIGNEMENT Cycle de formation post-universitaire Année 2007

L'appareillage de l'enfant de 0 à 20 ans

Le thème de l'Enseignement
Post-Universitaire (E.P.U.),
mis en place par le Collège

National d'Audioprothèse
avec le concours des
Directeurs d'Enseignement de
l'Audioprothèse en France,
est cette année :
L'appareillage de l'enfant
de 0 à 20 ans.

Cette manifestation aura lieu
les Vendredi 7 et Samedi 8
Décembre 2007 dans les
locaux de la Cité des Sciences

et de l'Industrie au Centre
des Congrès de LA VILLETTE,
30, avenue Corentin Cariou à
PARIS (19ème) et sera
rehaussée par une exposition
des industriels fabricants
et importateurs de matériels
d'audioprothèse et
d'audiophonologie.

Pour tout renseignement,
merci de vous adresser à :

Danièle KORBA
Collège National
d'Audioprothèse
10, rue Molière
62220 CARVIN
Tél. : 03 21 77 91 24
Fax : 03 21 77 86 57
E-mail :
College.Nat.Audio@orange.fr
www.college-nat-audio.fr ■

Offres d'emplois)



Christian RENARD recherche pour
un laboratoire dans le NORD DE LA FRANCE

UN(E) AUDIOPROTHÉSISTE

POSTE A TEMPS PLEIN EN CDI

- Formation assurée
- Rémunération motivante

Contactez directement :
Christian RENARD
au 03.20.57.85.21



AUDITION CONSEIL - PIERRE LOUP

Motivé(e), rigoureux(se) et de confiance, vous recherchez
un poste d'audioprothésiste dans un Centre exclusif.

Nous vous proposons d'exercer votre activité dans un
Centre bien équipé, pour effectuer au sein d'une équipe
dynamique un travail de qualité (mesure in vivo, tests vocaux
en milieu bruyant...) auprès d'une clientèle d'adultes et d'enfants.

Vous participerez aux réunions techniques bimestrielles
avec 4 autres audioprothésistes.

Vous serez autonome dans le choix de vos appareillages
et de vos fournisseurs.

Une formation complémentairesera assurée si nécessaire.

Vous participerez à différents séminaires, EPU, congrès...
(prise en charge de vos frais par le centre).

CDI à 35h. Centre Audition Conseil de Cholet
(Maine et Loire - 30 mn sud de Nantes,
45 mn aéroport Nantes Atlantique).

Pour tout renseignement, contactez : Pierre Loup
02 41 58 12 78 - 06 11 03 67 22
Mail : p-loup@wanadoo.fr

UNE SURDITÉ TOTALE BILATÉRALE POST MÉNINGITIQUE

Un patient âgé de 44 ans est adressé pour la prise en charge d'une surdité totale bilatérale au décours d'une méningite. Il a présenté 6 mois au préalable une méningite à pneumocoque compliquée de septicémie avec atteinte valvulaire cardiaque opérée et insuffisance rénale. Aucun bénéfice n'a été obtenu lors des essais d'aides auditives, y compris avec les plus puissantes. Il a développé spontanément une lecture labiale de bonne qualité. L'examen audiométrique tonal et vocal ne retrouve aucune

réponse. Les épreuves vestibulaires retrouvent une aréflexie bilatérale. L'imagerie : scanner et IRM est normale. Une implantation cochléaire bilatérale est décidée. Les suites opératoires sont simples et dès l'activation des implants un bénéfice est noté en terme de compréhension.

A distance d'un an de l'intervention le bilan orthophonique illustre le bénéfice obtenu en terme de compréhension :

	Phrases	Mots dissyllabiques
Lecture labiale seule	50%	30%
Implants cochléaires	40%	10%
Implants cochléaires et lecture labiale	93%	60%
Compréhension dans le bruit sans lecture labiale	-	58%

Didier Bouccara, Service d'ORL du Pr Olivier Sterkers, Hôpital Beaujon, AP-HP, 92110, Clichy

Cas clinique 2)

COMMENT INTERPRÉTEZ VOUS CETTE IMAGE?

Mlle F, 8 ans se plaint d'une gêne auditive récente.

L'examen otoscopique est le suivant :

Que constatez-vous ? Que proposez vous ?



Dr. N Loundon, Service d'ORL et de chirurgie cervico-faciale, Hôpital d'Enfants Armand Trousseau, Paris, France

COMMENTAIRES

Les surdités totales bilatérales post méningitiques chez l'adulte sont relativement rares. Elles nécessitent de discuter rapidement une implantation cochléaire en raison du risque d'ossification des cochlées, risque qu'il est difficile de prévoir. De ce fait il est licite de discuter d'emblée une implantation cochléaire bilatérale sachant que d'une part le bénéfice obtenu d'un côté par rapport à l'autre n'est pas facilement prédictible et que

d'autre part le bénéfice potentiel sera supérieur à celui obtenu avec une implantation unilatérale. En cas d'ossification cochléaire bilatérale c'est la sévérité de celle-ci, évaluée à l'imagerie, et la réponse aux tests électrophysiologiques qui conduit à choisir soit une implantation cochléaire avec un modèle d'implant adapté à ces modifications anatomiques, soit un implant du tronc cérébral.

Didier Bouccara, Service d'ORL du Pr Olivier Sterkers, Hôpital Beaujon, AP-HP, 92110, Clichy.

Cas clinique 2)

C'est un tympan bulleux. Dans cette forme d'otite séreuse, la glu est fluide et contient des bulles d'air rétro tympaniques.

- Pars flacida (Schrapnell)
- Col du marteau
- Manche du marteau
- Omphalic
- Bulles rétro tympaniques

EXAMENS À ENVISAGER

Tympanométrie et audiométrie

RÉSULTATS

La tympanométrie est de type B (courbe aplatie) et l'audiométrie retrouve une surdité de transmission légère.

TRAITEMENT

La guérison peut être spontanée ou nécessiter un traitement médical. En cas de persistance de l'otite séreuse, un aérateur transtympanique peut être nécessaire.

POUR L'AUDIOPROTHÉSISTE

En cas d'enfant appareillée, la survenue d'une otite séreuse accentue le déficit auditif. Il faut obtenir une normalisation du tympan le plus rapidement possible.



Avant traitement



Après traitement

Dr. N Loundon, Service d'ORL et de chirurgie cervico-faciale, Hôpital d'Enfants Armand Trousseau, Paris, France

CENTRA™ e2e

Appréciez les sons de la vie



L'innovation au centre de l'audition

Nouvelle aide auditive numérique de 5^{ème} génération développée par les ingénieurs Siemens. Grâce à sa puissance, cette aide auditive très haut de gamme offre plus d'intelligibilité et de confort même dans les environnements bruyants. CENTRA e2e est équipé du nec plus ultra de la technologie.



Centré sur le confort avec SoundSmoothing™
Réduit les bruits impulsionnels gênants tout en maintenant la parole intacte.



Centré sur la satisfaction avec DataLearning™
Permet une acceptation accélérée de l'appareillage et ajuste automatiquement le volume préféré de l'utilisateur.



Centré sur l'équilibre avec e2e™
Assure l'écoute en relief, un équilibre binaural permanent et une meilleure localisation des sons.

Disponible chez tous les audioprothésistes.

SIEMENS

www.siemens-audiologie.fr

“Pousser un CIC
à 70 dB de gain, sans larsen, aucun.
Aujourd’hui c’est possible et
c’est phénoménal.”

Jerry Hatfield-Berrang
Audiologiste et utilisateur d'aide auditive
Caroline du Nord - USA



Active Feedback Intercept : Le meilleur de l'anti-larsen



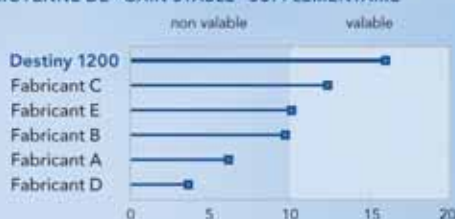
Cette remarquable innovation “apprend” les caractéristiques acoustiques spécifiques de l'utilisateur, enregistre les données de chaque environnement sonore rencontré pour éliminer le larsen avant qu'il ne se produise. Désigné au banc d'essai comme le meilleur de sa catégorie, AFI offre le niveau de “gain supplémentaire” le plus élevé de notre industrie.

Seul l'AFI* est capable de vous offrir :

- ▶ Une marge de gain supplémentaire avant larsen jusqu'à 23 dB
- ▶ Une réponse instantanée aux caractéristiques acoustiques du larsen spécifique à chaque utilisateur

Performances des annulateurs de larsen des 6 principaux fabricants d'aide auditive.

MOYENNE DE “GAIN STABLE” SUPPLEMENTAIRE

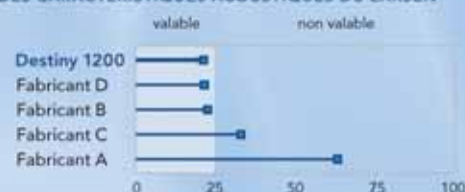


ARTEFACTS AUDIBLES*



* Les performances du fabricant E reflètent un dispositif d'annulation du larsen non adaptatif.

NIVEAU DE PUISSANCE PERCU APRES CHANGEMENT DES CARACTERISTIQUES ACOUSTIQUES DU LARSEN†



† Le fabricant E n'a pas été testé dans cette configuration car le dispositif d'annulation du larsen n'était pas adaptatif.

Pour obtenir l'article complet paru dans le numéro d'avril de “The hearing review” comparant les performances des meilleurs anti-larsen du marché, contactez-nous ou consultez www.starkey.fr, rubrique Professionnels.

*Le dispositif AFI est disponible sur Destiny 1200, 800 et 400.

Starkey France 23 rue Claude Nicolas Ledoux - Europarc 94045 CRETEIL CEDEX
N° vert 0800 06 29 53 - www.starkeyfrancepro.com - www.starkey.fr

