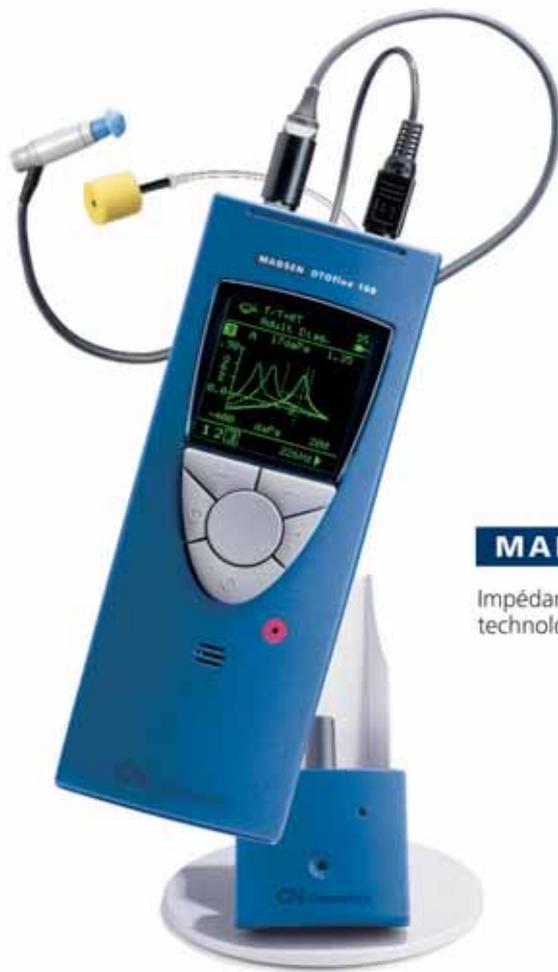


Les Cahiers de L'AUDITION

REVUE D'INFORMATIONS TECHNIQUES ET SCIENTIFIQUES - VOL. 20 - MAI/JUIN 2007 - N°3 - ISSN 0980-3482

THÈSE : 2^{ÈME} PARTIE

Stimulation magnétique
transcrânienne 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.



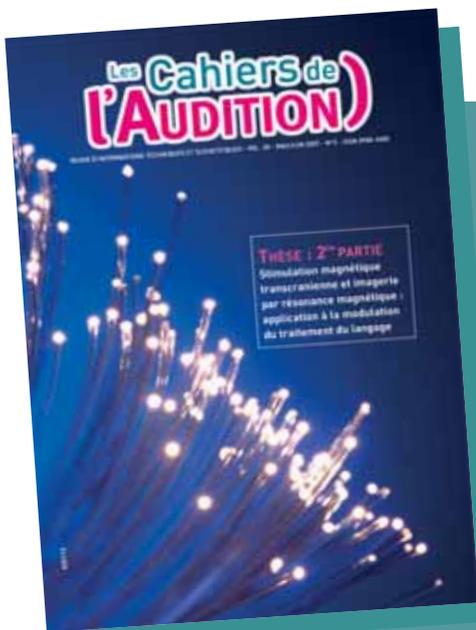
AURICAL Plus

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



MADSEN OTOflex 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
MBO**

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 Desmoulins
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

DÉPÔT LÉGAL

À DATE DE PARUTION
Mai/Juin 2007 - Vol. 20 - N°3
Imprimé par Néo-typo - Besançon

N°CPPAP 0411 T 87 860

Indexé dans : Embase / Excerpta Medica

Liste des annonceurs

ACOUREX • AUDIOMEDI •
GN RESOUND • NEWSON •
OCEP • PHONAK •
SIEMENS • STARKEY •

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

10 ACTUALITÉS

Etats Généraux de la Surdité - Afrique de l'Ouest et du Centre

13 THÈSE DE DOCTORAT 2^{ÈME} PARTIE

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

CHAPITRE 2

Modulation du processus de la perception du langage
avec la TMS répétée (rTMS) à basse fréquence

CHAPITRE 3

Les fréquences d'amorçage modulent les performances
lors d'une tâche de détection de mots

46 DOSSIER

Rôle des informations d'enveloppe temporelle et de structure temporelle fine dans l'intelligibilité de la parole chez les sujets entendants et malentendants

Desaunay, M., Fleuriot, P., Debrulle, L., Garnier, S., Garabedian, E.N., Loundon, N., Marlin, S., Denoyelle, F., Tran Ba Huy, P., de Waele, C., Gilbert, G., & Lorenzi, C.

54

Démasquage de la parole dans le bruit chez les sujets entendants, malentendants et implantés cochléaires

Meyer, B., Frachet, B., Sterkers, O., Chays, A., Poncet, C., Fugain, C., Bouccara, D., Bozorg-Grayeli, A., Letschert, P., Husson, M., Debrulle, X., Bestel, J., Labassi, S., Philibert, B., Philippon, B., Jourdes, V., Lancelin, D., Gnansia, D., & Lorenzi, C.

59 VEILLE TECHNOLOGIQUE

63 INFORMATIONS - EMPLOIS

66 QCM - EPU 2006 - RÉPONSES

71 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 :**

Francine 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

Directeur d'un Fonds de Pension
Amateur de Combats Extrêmes
Ex Petit Ami de Sienna
Utilisateur d'Audéo

Assistant Personnel de Communication Audéo

L'Assistant Personnel de Communication est une remarquable innovation pour séduire une nouvelle génération de clients – une parfaite symbiose entre technologie de pointe et design d'avant-garde. Élégant, discret et conçu en pensant tout spécialement à des clients plus jeunes, Audéo offre les performances qu'ils recherchent dans un style qu'ils salueront.

Votre business, amplifié.

www.phonak.com



PHONAK

AUDÉO
personal communication assistant



Ce numéro des Cahiers de l'Audition reste dans le domaine naguère hermétique des phénomènes intégrés de la perception, en vous présentant la suite et fin des travaux de Jamilah Andoh sur la stimulation magnétique transcrânienne combinée à l'imagerie par résonance magnétique, qu'elle applique à l'étude du traitement du langage. Ces techniques de pointe lui permettent de stimuler et localiser individuellement des régions spécifiques impliquées notamment dans la perception de la langue maternelle, chez des sujets sains. Le cas des sujets atteints d'hallucinations auditives, qu'elle a abordé, suggère que la rTMS appliquée aux aires du langage peut avoir des effets thérapeutiques, dans le cas d'hallucinations schizophréniques.

Cette étude peut paraître très en amont d'applications audioprothétiques, mais on ne peut nier que notre compréhension des fonctions des aires cérébrales associées au langage reste très incomplète en 2007. Or le rétablissement harmonieux de ces fonctions est l'objectif numéro un d'une réhabilitation précoce et volontariste, dans un projet axé sur la communication orale : c'est de telles études fondamentales que peut venir une partie non négligeable de la justification de nos activités, pour le moment trop basées sur l'empirisme et l'intuition.

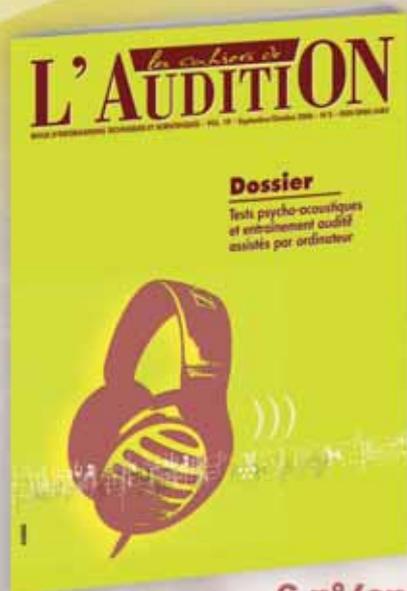
Le GRAEC GDR CNRS, animé par Christian Lorenzi et les équipes de praticiens qui travaillent avec lui, examine un aspect complémentaire, tournant aussi autour de l'intelligibilité de la parole, mais vue sous l'angle des informations minimum que la périphérie doit fournir aux centres pour leur permettre d'effectuer leur travail de décodage. Christian Lorenzi s'est fait connaître notamment par ses travaux pionniers sur le rôle de la structure temporelle fine dans la perception de la parole, et il exploite ici la technologie des vocodeurs pour dissocier expérimentalement, au sein des différentes bandes de fréquence, les informations temporelles lentes et rapides d'un signal acoustique, et disséquer leurs influences sur la perception. Ces dernières ne sont pas les plus faciles à respecter lorsqu'on programme un algorithme de traitement de la parole, dans un implant cochléaire comme dans une audioprothèse. Qu'en est-il des différents types de surdité, que nos collègues physiologistes et biologistes moléculaires parviennent à disséquer, eux aussi, de plus en plus finement ? Peut-on se permettre d'appareiller une surdité de perception rien qu'au vu de sa perte auditive moyenne, sans se préoccuper plus avant des mécanismes atteints ? cela fait plusieurs années que l'on sait que la réponse est non,

Christian Lorenzi et ses collègues nous rappellent que les mécanismes sensoriels et cognitifs impliqués dans l'écoute dans le bruit sont complexes : écoute dans les vallées du bruit, ségrégation de la parole et du bruit sur la base des disparités spectrales et de structure temporelle fine des signaux. Partant de la constatation que, grâce à leurs efforts, les effets de lésions cochléaires sur ces mécanismes sont aujourd'hui mieux compris, ils soulignent, douche froide, que les stratégies actuelles de réhabilitation (prothèses ou implants) ne sont pas en mesure de pallier ces effets spécifiques des lésions cochléaires. Le congrès de l'UNSAF 2007 et son cortège d'innovations technologiques sont à peine passés qu'il nous faut donc rouvrir des pistes pour le développement de nouvelles générations de prothèses et d'implants cochléaires. Pour arriver à des bilans pré-appareillage satisfaisants, et des appareils performants dans le bruit, il nous reste donc un long chemin à parcourir, et des millions de patients en attendent une incitation à se faire appareiller... Loin d'être décourageantes, ces constatations nous ouvrent plutôt des horizons souriants, car les outils d'exploration s'améliorent, se simplifient et ne demandent qu'à être utilisés...

Paul Avan

Abonnez-vous dès aujourd'hui !*

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



6 n°/an

A partir de
10,50 €
seulement par trimestre !

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.

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

Indexations :

EMBASE/Excerpta Medica, Scopus

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

*Les résidents européens sont assujettis à la TVA. Pour bénéficier d'un tarif réduit, 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 la 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 différent directement 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

crédit
c/c chèq
n/c compte
suivi

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

Date : Signature obligatoire :

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 revus à la hausse au terme de chaque année d'abonnement. Sauf notification de votre part, votre abonnement sera reconduit.



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

JEAN MONIER N'EST PLUS. MEMBRE DU COLLÈGE NATIONAL D'AUDIOPROTHÈSE, IL PARTICIPAIT ACTIVEMENT AU MONDE DE L'AUDIOPROTHÈSE DEPUIS PLUS DE 50 ANS



Il faisait partie de ces pionniers qui ont voulu et su donner à cette profession qu'il aimait ses lettres de noblesse.

Au centre de ses préoccupations, le patient, dont la satisfaction justifiait, avant toute autre chose, une démarche audioprothétique ou bricoprothétique selon une imagination et une inventivité extrêmement fécondes. Et ceci au mépris le plus complet de toute considération économique.

Sa prise de conscience de l'importance de l'embout dans l'appareillage en a fait un acteur majeur et incontournable. Son champ d'expérimentation était alors très large et il était assidu, perfectionniste, tenace et volontaire, son honnêteté intellectuelle lui interdisant d'ailleurs de s'arrêter en cours de route.

Il disait peu ses souffrances passées et considérait que tout ce qui lui était arrivé depuis était cadeau, était bon, et que ne l'ayant pas tué, cela l'avait rendu plus fort.

Et il mettait cette force à la disposition des autres, et c'est surtout de l'homme dont je me souviendrai. Humain, humaniste, respectueux de l'autre, doté d'une analyse psychologique hors du commun, d'un sens du contact humain exceptionnel, d'une capacité de conteur hors norme. Je garde le souvenir, Tour Olivier de Serres, d'une salle entière de congressistes riant aux éclats, en écoutant le conteur né qu'il était, lire simplement une lettre d'une de ses patientes.

Il savait comme peu animer une discussion, utilisant souvent l'humour pour faire avancer ses idées de façon consensuelle. Son dynamisme et son enthousiasme étaient, grâce à ces qualités, très communicatifs. Il n'a jamais cependant profité de ce charme et de ce charisme pour des relations dominatrices car il avait foi en l'homme.

C'est l'homme qu'il était qui a pu devenir le professionnel qu'il a été. C'est pour cela qu'il nous faut, comme lui, respecter et aimer l'homme, lui dire et lui faire savoir tant qu'on a la chance de pouvoir le voir et l'entendre. Après, il ne reste que des souvenirs et c'est déjà beaucoup.

Pour toutes celles et tous ceux qui l'ont connu ou même simplement rencontré, il restera dans le souvenir et la mémoire, et pour certains dont je fais partie dans le cœur.

Que ce témoignage, incomplet et sans doute maladroite, me soit échu, est pour moi un honneur et l'occasion de coucher par écrit toute l'affection que je lui portais et la reconnaissance que je lui dois. Toutes nos pensées doivent bien sûr aller maintenant vers sa famille, pour l'assurer que nous avons nous aussi une part de douleur qui malheureusement n'enlève rien à la leur.

Philippe Thibaut
Mai 2007

Congrès 2007)



Rayovac



Audition Conseil



GN Resound



Collège National d'Audioprothèse



L'Embout Français



Interson Protac



UNSAF



Audiomedi - Hansaton

LE CONGRÈS DES AUDIOPROTHÉSISTES S'EST DÉROULÉ À PARIS LES 24, 25 ET 26 MARS 2007 AU CNIT - PARIS, LA DÉFENSE. LES FABRICANTS ONT PRÉSENTÉ LEURS NOUVEAUTÉS ET INNOVATIONS TECHNOLOGIQUES AUX ÉTUDIANTS ET AUX PROFESSIONNELS. TOUTES LES SOCIÉTÉS REPRÉSENTATIVES DE NOTRE PROFESSION ÉTAIENT PRÉSENTES. RENDEZ-VOUS L'ANNÉE PROCHAINE...



Prodition



Newson



Iso-Sonic



Starkey



Unitron



Geemarc Telecom SA



Beltone Audiologie



Bernafon



Biotone Technologie



Elsevier - Masson



Laboratoire +Audio



Oticon



Widex - Acourex



Siemens Audiologie



Phonak

LES ÉTATS GÉNÉRAUX DE LA SURDITÉ EN AFRIQUE DE L'OUEST ET DU CENTRE DU 31 OCTOBRE 2006 AU 3 NOVEMBRE 2006



Ouverture des EGS

Première promotion
d'orthophonistes togolais

Les deuxièmes Etats Généraux de la Surdité (EGS), co-organisés par Handicap International (HI), Orthophonistes du Monde (Odm) et Ortho Bénin France (OBF), ont eu lieu début novembre 2006 à Lomé au TOGO dans le prolongement des EGS organisés en juillet 2003 à Cotonou au BENIN. 149 participants se sont réunis pendant quatre jours, venant de onze pays d'Afrique de l'Ouest et du Centre - Bénin, Burkina Faso, Burundi, Cameroun, Congo Brazaville, Côte d'Ivoire, Gabon, Guinée Conakry, Mali, Niger et Togo - et de France.

Quatre pays ont présenté un état des lieux dans leur pays ainsi que leur parcours depuis 2003 :

- le Togo a présenté trois structures qui s'occupent d'enfants sourds
- le Bénin a présenté le travail du CERES (Cercle d'Etude et de Recherche pour l'Epanouissement des Sourds) crée en 2004
- le Burkina Faso a parlé de l'uniformisation de la Langue des Signes et du travail avec les parents
- le Gabon a refait le point sur la situation avant et après les EGS 2003

Les grands thèmes abordés lors des EGS ont été :

- Dépistage et éducation précoce
- Langage et communication
- Enseignement et formation
- Insertion sociale et vie active

Les exposés, en majorité réalisés par des participants africains, étaient suivis de débats et de séances d'atelier qui ont permis de nombreux échanges : discussions passionnées, prises de parole d'un grand professionnalisme et marquant une forte détermination.

Les conclusions et les perspectives ont permis de mettre en évidence l'énergie des différentes équipes, des associations de parents et le désir de mobiliser les gouvernements de chaque Etat pour que la situation des enfants sourds et de leur famille s'améliore plus vite. Ces Etats Généraux ont été très riches. Tous les participants ont ressenti et partagé une énergie pour prendre en main la situation, avancer et progresser. Les partages d'expériences ont été stimulants pour tout le monde. Les difficultés sont encore massives mais des projets se construisent et aboutissent.

Les principales perspectives dégagées sont :

- la nécessité de la précocité du dépistage et de l'intervention auprès des enfants sourds

Intervention d'un orthophoniste
togonalis

Compte-rendu final des EGS

Brigitte AUBONNET-
CABROLI  (OBF)

Elisabeth MANTEAU (Odm)



Travail en atelier

- le développement des possibilités d'appareillage
- la mise en place et le perfectionnement des différents moyens de communication
- le rôle de l'éducation, de l'intégration et de l'insertion
- le rôle des associations
- la défense des droits de la personne sourde.

Les participants ont décidé de la mise en place de comités de suivi des EGS 2006 dans chacun des pays avec un coordonnateur par pays et ils ont recherché des moyens de mettre leurs initiatives en communication et en synergie - par exemple la diffusion des Actes dans lesquels sont retranscrites toutes les interventions et la création d'un site Web envisagée pour actualiser le suivi.

TROISIÈME MISSION SURDITÉ BÉNIN DU 4 AU 10 NOVEMBRE 2006

11



Classe de CM1/CM2

Classe de maternelle/
Classe d'initiation/CP

La troisième Mission Surdité a eu lieu, au Bénin, dans le prolongement des deuxièmes Etats Généraux de la Surdité qui se sont tenus à Lomé au Togo du 31/10/06 au 03/11/06.

Trois orthophonistes, présentes aux EGS   Lomé, Françoise Garnier-Richard, Fanny Giraud et Brigitte Aubonnet-Cabroli  sont retournées au Bénin pour travailler dans différents établissements pour enfants sourds.

Pour la première fois, ces orthophonistes se sont rendues à Parakou pour travailler avec l'équipe de ce centre dont la directrice Madame Brigitte Dossou Yovo avait participé à la formation de la mission surdité de novembre 2005 à Cotonou ainsi qu'aux EGS 2006.

Un audiologiste béninois, Ambroise Babi, qui vient de terminer sa formation en France et va ouvrir un cabinet à Cotonou, les a accompagnées pour commencer

un travail de dépistage auditif avec les enfants. Deux orthophonistes, Caroline Gentil et Marie Gout, de l'Association Calebass nad  avec qui OBF est en contact régulier, sont venues aussi pour travailler avec les enfants de Parakou.

La mairie de Parakou a donné le terrain sur lequel est construite l' cole qui comprend trois classes. Pour l'instant, il n'y a pas d'électricité par manque de moyens pour effectuer le raccord (environ 800 euros).



Classe de CE1/CE2

**Brigitte AUBONNET-
CABROLI  (OBF)**
ortho.benin.france@gmail.com



classe de CP (EBS)



classe de CE1 (EBS)

Les enfants sont internes et ceux qui habitent Parakou repartent chez eux durant le week-end. Les enseignants ont en charge plusieurs niveaux pour assurer la scolarité de la grande section maternelle au CM2. La directrice organise régulièrement des réunions avec les enseignants pour adapter au mieux leur pédagogie en fonction des nouveaux programmes qui sont très denses.

Une rencontre avec l'équipe de l'École Béninoise des Sourds a permis de prévoir une réunion avec les parents d'élèves lors de la Mission 2007 ainsi qu'une rencontre avec les autorités du Ministère de Tutelle à la demande des enseignants et du directeur. Deux orthophonistes ont assisté à des séances de travail en classe et pris des groupes en charge avec les enseignants. Elles ont pu pratiquer avec les enseignants un repérage en audiométrie comportementale pour travailler ensuite avec les enfants qui avaient des restes auditifs.

Un des enseignants souhaiterait présenter sa candidature pour suivre la formation en orthophonie proposée à Lomé à partir de septembre 2007. OBF est aussi en relation avec l'association Respaix qui soutient le travail d'EBS.

Une visite dans le centre d'enfants sourds de Sénadé, où interviennent pendant un an de septembre 2006 à septembre 2007, Caroline Gentil et Marie Gout, a permis de réunir tous les enseignants et le directeur pour parler des EGS de Lomé auxquels avait participé une partie de l'équipe. Un enseignant a insisté sur l'importance de la conférence de Madame Komlan, togolaise, mère d'un enfant sourd et présidente d'une association de parents, qui a bien montré le rôle essentiel des parents dans l'évolution d'un enfant sourd.

Les conditions de vie des écoles d'enfants sourds au Bénin sont toujours très difficiles. Chaque enseignant a souvent en charge deux niveaux de classes, parfois trois. Les équipes se mobilisent pour organiser des rencontres entre les enseignants sur les projets pédagogiques et pour sensibiliser les parents à la passation des audiogrammes, à l'appareillage et au suivi des enfants.

Les rencontres lors des EGS ont stimulé les équipes qui vont continuer à se retrouver en réunion pour poursuivre le travail du CERES (Cercle d'Etude et de Recherche pour l'Epanouissement des Sourds, créé en novembre 2004) qui a mis en place une coordination de la prise en charge des enfants sourds et malentendants. Un médecin ORL s'est déjà rendu dans les écoles de Parakou et de Sénadé pour y faire des consultations et réaliser des audiogrammes. Il produira un rapport qui permettra d'identifier les enfants pouvant être appareillés.

Dans la mise en œuvre des résolutions des EGS, la Ministre de la Famille, de la Femme et de l'Enfant s'est déjà rendue dans les écoles de Parakou (fin novembre 2006) et de Sénadé (12 décembre 2006).

Un Comité de suivi des EGS s'organise aussi au Bénin pour déterminer les actions à mener. Une réunion a eu lieu en décembre 2006 où Madame Vignon, présente aux EGS 2006, (Directrice de la Réadaptation et de l'Intégration des Personnes Handicapées au Ministère de la Famille) a fait le point sur les activités de son Ministère et a présenté des propositions. Depuis que sa Direction a été créée

voici un an, il y a un programme d'activités et de visites en vue d'évaluer les besoins de toutes les structures qui accueillent les personnes vulnérables et d'étudier les projets. C'est dans ce cadre que se font les visites dans les écoles d'enfants sourds. Grâce au processus mis en place depuis les EGS, les différentes préoccupations ont plus de chances d'être prises en compte et l'information pourra mieux circuler.

Grâce aux rapports produits sur les EGS par Ortho-Bénin et son Ministère, Mme Vignon souhaite qu'un petit comité rédige une communication qui sera présentée au Conseil des Ministres pour donner suite aux décisions prises lors des EGS.

Ortho-Bénin France intervient au Bénin avec Ortho Bénin et les associations Respaix et Calebassénadé. Les liens entre les différentes associations sont essentielles pour assembler nos forces. Pour que des actions continuent à long terme, une aide financière aux différentes écoles d'enfants sourds est toujours très importante en complément des échanges et du soutien orthophonique et pédagogique que nous continuons à apporter d'année en année. Les parrainages constituent une aide précieuse pour les écoles.

Ortho-Bénin France organise des ventes d'objets artisanaux du Bénin pour soutenir les écoles et envoyer de la documentation.

Pour recevoir des informations sur Ortho Bénin France, sur les conditions d'adhésion et sur les parrainages vous pouvez contacter Fanny Giraud Rond-Point des écoles, Avenue Maurel Agricole 13120 Gardanne

Françoise Garnier - Richard
Brigitte Aubonnet - Cabrolié



Ecole Béninoise des Sourds de Cotonou

CHAPITRE 2

MODULATION DU PROCESSUS DE LA PERCEPTION DU LANGAGE AVEC LA TMS RÉPÉTÉE (rTMS) À BASSE FRÉQUENCE

1

OBJECTIF ET HYPOTHÈSE

L'objectif de cette étude était de montrer que la TMS répétée pouvait moduler l'activité de régions cérébrales impliquées dans le traitement du langage. Les régions ciblées étaient l'aire temporo-pariétale de Wernicke et l'aire de Broca (partie operculaire) localisées grâce à d'une tâche de langage en IRM fonctionnelle.

Nous avons testé l'hypothèse que la rTMS à basse fréquence sur l'aire de Wernicke pouvait modifier les performances lors d'une tâche de perception sémantique de phrases comparé à une stimulation placebo. Aucun effet de la rTMS n'était attendu sur l'aire de Broca car la tâche ciblait principalement le traitement sémantique, n'impliquant pas ou peu l'aire de Broca.

protocole qui a obtenu les accords administratifs des institutions (CCPPRB, INSERM). Les expériences de TMS réalisées respectaient les précautions d'utilisation répertoriées dans les guides (Wassermann et coll., 1996 ; Chen et coll., 1997).

Les sujets étaient de langue maternelle française, non familiers avec la langue polonaise, ou coréenne et une préférence manuelle à droite. La latéralité 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. Le score moyen de latéralité était de 97,3 % (écart-type : 1,0).

2.2. Acquisition d'images anatomiques

Les images anatomiques ont été acquises avec un imageur GE 1,5T (General Electric Medical Systems, Milwaukee, WI, USA). Les caractéristiques des images étaient : 124 coupes axiales de 1.3 mm d'épaisseur (champ de vue 24 cm, matrice 256 x 256 x 128 voxels, dimension de voxels : 0,94 x 0,94 x 1,3 mm).

2.3. Tâche linguistique

Pour les expériences d'IRMf et de rTMS, nous avons utilisé une tâche linguistique modifiée de Pallier et coll., (2003) ; (cf. **Figure 29**). La tâche était composée de stimuli auditifs correspondant à des phrases en Français ou des phrases en

2

MÉTHODES

2.1. Sujets

L'étude a porté sur un groupe de 12 sujets masculins, de niveau universitaire. La moyenne d'âge était de 22 ans (les extrêmes allant de 20 à 26 ans). Les sujets n'avaient pas de contre-indications à l'IRM ou à la TMS. Les sujets ont signé un consentement éclairé pour l'ensemble du

ANDOH J.
ARTIGES E.
PALLIER C.
RIVIÈRE D.
MANGIN J. F.,
CACHIA A.
PLAZE M.
PAILLÈRE-MARTINOT M. L.
MARTINOT J. L.

2006

A Modulation of language areas with functional MR image-guided magnetic stimulation

Neuroimage 29(2):619-27

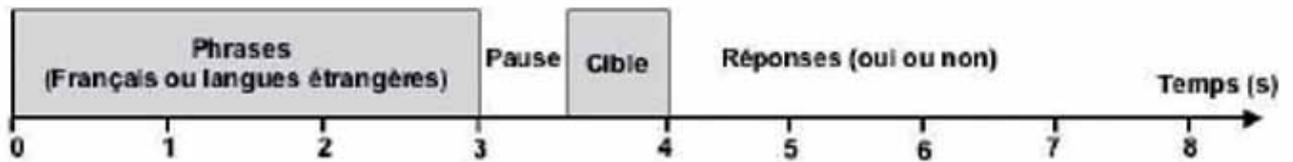


Figure 29 : Schéma de la tâche linguistique utilisée en IRMf. La tâche était composée de 3 stimuli auditifs différents : phrases en français, phrases en langues étrangères (non compréhensibles par les sujets), et des périodes de silence de même durée que les phrases (3 s). Chaque phrase était suivie d'une pause (0,5 s), et ensuite une cible de 0,5 s correspondant à deux syllabes extraites ou non d'un mot de la phrase précédente. Après la cible, le sujet devait indiquer si cet extrait était apparu dans la phrase ou non. Les instructions consistaient à appuyer à droite si l'extrait était apparu dans la phrase et à gauche sinon.

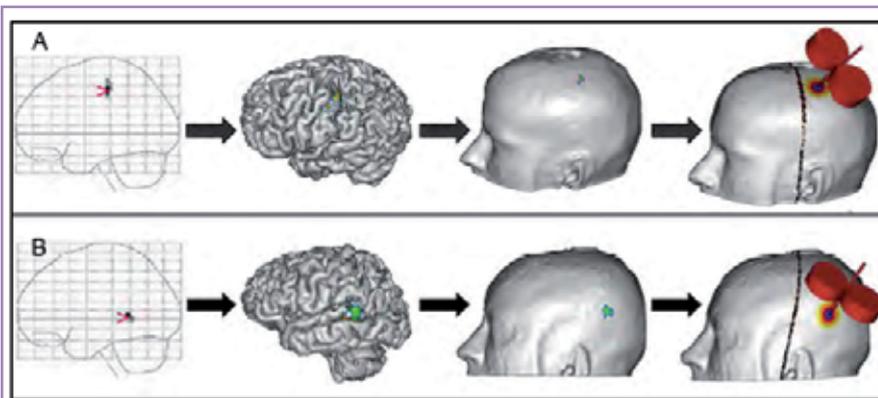


Figure 30 : Procédure de localisation de la cible du cortex moteur et de l'aire de Wernicke à partir de données d'IRM fonctionnelles individuelles. A/ De gauche à droite : carte paramétrique statistique avec SPM99 du contraste « réponses motrices droites versus réponses motrices gauches » [seuil p corrigé < 0,01 ; k = 10]. Le cluster d'activité maximale était clairement visible et correspond à l'aire motrice du pouce droit. Ensuite, Brainvisa permet de projeter ce cluster sur le cerveau et sur le cuir chevelu en 3D du sujet. Enfin, la détermination de la cible motrice permet de positionner la bobine de TMS. B/ De gauche à droite : carte paramétrique statistique du contraste Français versus langues étrangères (seuil p corrigé < 0,0001 ; k = 10). Le cluster d'activité maximale était clairement visible et correspond à l'aire de Wernicke dans l'atlas de Talairach et Tournoux (1988). Brainvisa permet de reporter le cluster d'activité maximale sur le rendu 3D non normalisé du cerveau et de la tête du sujet et de positionner la bobine de TMS sur l'aire de Wernicke.

langues étrangères (Coréen, Polonais) non compréhensibles par les sujets. Chaque essai commençait par la présentation aléatoire d'une phrase en Français, Coréen ou Polonais ou une période de silence (de même durée que les phrases). La présentation de la phrase était suivie d'une période de silence (500 ms), et ensuite un indice de 500 ms (cible) correspondant à deux syllabes extraites ou non d'un mot de la phrase précédente. Après l'indice, le sujet devait indiquer, en appuyant sur l'un des deux boutons de réponse, si cet extrait était apparu dans la phrase ou non. L'essai suivant commençait 8 s après, par une autre période aléatoire de présentation d'une phrase ou de silence. Les stimuli

étaient répartis dans deux « blocs » de 14 minutes. Un logiciel E-Prime (Psychology Software Tools Inc., Pittsburgh, Etats-Unis) permettait de randomiser l'ordre de présentation des phrases et d'enregistrer les réponses.

2.4. Acquisition d'images fonctionnelles

Le début de chaque acquisition fonctionnelle était synchronisé avec le début de chaque stimuli auditif, grâce à l'utilisation d'un système TTL installé sur l'imager et au logiciel Eprime. Pour chaque sujet, deux séries de 420 images fonctionnelles

chacune ont été acquises avec une séquence en écho de gradient EPI (imagerie écho-planaire).

Pour chaque image, 18 coupes étaient acquises en mode entrelacé (i.e. coupes impaires d'abord et coupes paires ensuite, du bas vers le haut). Les paramètres d'acquisition étaient : TR/TE = 2000/60 ms, matrice = 64 x 64, taille des voxels = 3,75 x 3,75 x 6 mm.

Avant le début de l'acquisition, les sujets s'entraînaient sur un bloc de 10 essais pour permettre de stabiliser les temps de réponse. Ensuite, l'acquisition consistait en la présentation de deux blocs de 14 minutes, chacun contenant 96 essais (32 en Français, 32 en langues étrangères et 32 de périodes de silence). Ainsi, 2 blocs de 420 images fonctionnelles (= 840) étaient acquis pour chaque sujet. Les 4 premières images étaient exclues des analyses car leur niveau de signal est plus artéfacté que les images acquises par la suite.

2.5. Prétraitement des images fonctionnelles

Les données d'IRM anatomo-fonctionnelles ont été prétraitées avec le logiciel de traitement SPM99 (Wellcome Department of cognitive Neurology, London ; <http://fil.ion.ucl.ac.uk/spm>), et MATLAB® 6.1 (<http://www.mathworks.com/products/matlab>).

Le prétraitement des images a été effectué en plusieurs étapes. Tout d'abord, la correction du décalage temporel entre les

coupes. Les images ont ensuite été réalignées sur le premier volume de la série, puis normalisées en référence à un modèle de cerveau standard (template T1 ; image de référence locale présentant les mêmes caractéristiques que les images acquises, proposée par l'Institut Neurologique de Montréal). Les données fonctionnelles ont ensuite été lissées spatialement au moyen d'un filtre gaussien de largeur à mi-hauteur égale à 5 mm.

2.6. Analyse des images fonctionnelles

La réponse hémodynamique à chaque stimulus a été modélisée au moyen de la fonction de réponse hémodynamique (FRH), disponible dans SPM. La comparaison entre les conditions expérimentales et de contrôle a donné lieu à la construction de deux modèles.

Un premier modèle linéaire a été défini par les conditions : réponses motrices droites et gauches. La carte paramétrique statistique (SPM) du contraste entre les réponses motrices droites et gauches a permis de détecter l'activation du pouce droit dans le cortex moteur pour chaque sujet. L'aire activée dans l'hémisphère gauche correspond à l'aire individuelle ciblée pour la TMS et utilisée pour la détermination du seuil moteur (cf. III.8.2).

Un second modèle a été réalisé, et défini par les conditions : phrases en français et phrases en langues étrangères. Les phrases en langues étrangères ont été choisies comme une condition contrôle « neutre » pour tous les sujets. Les régions les plus activées par les stimuli en Français par rapport aux stimuli en langues étrangères ont été associées au traitement sémantique du langage car le traitement phonologique était supposé identique pour les deux types de stimuli.

Des cartes d'activation individuelle définies comme des clusters d'activité étaient identifiées pour chaque sujet. Afin d'effectuer une comparaison des activations fonctionnelles entre les sujets, les coordon-

nées du voxel d'activité maximale étaient obtenues dans le repère du MNI en utilisant le logiciel SPM99. Nous avons utilisé un algorithme (<http://www.mrcceb.cam.ac.uk/Imaging/mnispace.html>) pour convertir ces coordonnées dans l'atlas de Talairach et Tournoux (1988).

2.7. Localisation des cibles pour la stimulation

Les voxels d'activité maximale dans les cartes d'activation fonctionnelle ont permis de déterminer les cibles pour la stimulation.

2.7.1. Localisation de l'aire motrice du pouce droit et de l'aire de Wernicke à partir de données d'IRM fonctionnelle

La localisation de l'aire motrice du pouce droit et de l'aire de Wernicke était effectuée à partir de repères fonctionnels, issus des cartes d'activation (cf. **Figure 30A, 30B**). Les cartes d'activation des régions motrices et linguistiques définies dans l'espace de Talairach ont été transformées dans l'espace IRM du sujet en utilisant l'inverse de la matrice de transformation calculée avec SPM99. Ensuite, le logiciel Brainvisa permettait de projeter perpendiculairement le voxel maximum correspondant au cluster d'activation détecté en IRMf (aire moteur du pouce droit ou aire de Wernicke) sur le cerveau 3D du sujet (cf. **Figure 30A, 30B**).

Ensuite, pour un voxel maximal localisé dans le cortex, Brainvisa permettait de déterminer automatiquement la projection de ce voxel sur le cuir chevelu pour positionner la bobine de TMS (cf. **Figure 30A, 30B**).

2.7.2. Localisation de la cible de l'aire de Broca à partir d'IRM anatomique

La localisation de l'aire de Broca a été déterminée à partir de repères d'IRM anatomique, car la tâche linguistique

utilisée permettait principalement de détecter les activations liées au traitement sémantique du langage n'impliquant pas nécessairement l'aire de Broca. Par ailleurs, l'aire de Broca pouvait aisément être identifiée à partir de repères issus d'IRM anatomique.

La localisation de la partie operculaire de l'aire de Broca (F3Op) a été définie à partir de l'anatomie de chaque sujet (Stewart et coll., 2001 ; Devlin et coll., 2003 ; Nixon et coll., 2004).

L'identification des sillons et des gyri a été réalisée en référence à un atlas anatomique du cerveau (Duvernoy, 1999). La partie F3Op a été délimitée rostralement par la branche ascendante de la scissure de Sylvius (AR) ; dorsalement par le sillon frontal inférieur (IFS) ; et ventralement par la scissure de Sylvius (SF). L'identification des champs corticaux (IFS, SF, AR) a été obtenue à partir de coupes IRM coronales et sagittales et un rendu 3D du cortex cérébral (cf. **Figure 31**).

2.8. Procédure de TMS

Après l'examen d'IRMf, les mêmes sujets ont ensuite participé à l'examen de TMS qui a eu lieu quelques jours plus tard. Nous avons utilisé le système de guidage stéréotaxique Brainsight combiné avec le logiciel Brainvisa pour guider le positionnement de la bobine de TMS vers la cible déterminée pour chaque sujet.

2.8.1. Installation du sujet pour la stimulation

Les sujets étaient installés dans le mécanisme de positionnement, la tête maintenue immobile par un système de fixation. Les images d'IRM étaient chargées dans le logiciel Brainsight. Ensuite, nous avons effectué une procédure de recalage pour mettre en correspondance le repère des images IRM avec le repère du sujet. Pour cela, nous mettions en correspondance 4 repères anatomiques sur l'IRM avec les mêmes points sur la tête du sujet. En pratique, les points de repère étaient : le bout du nez, le

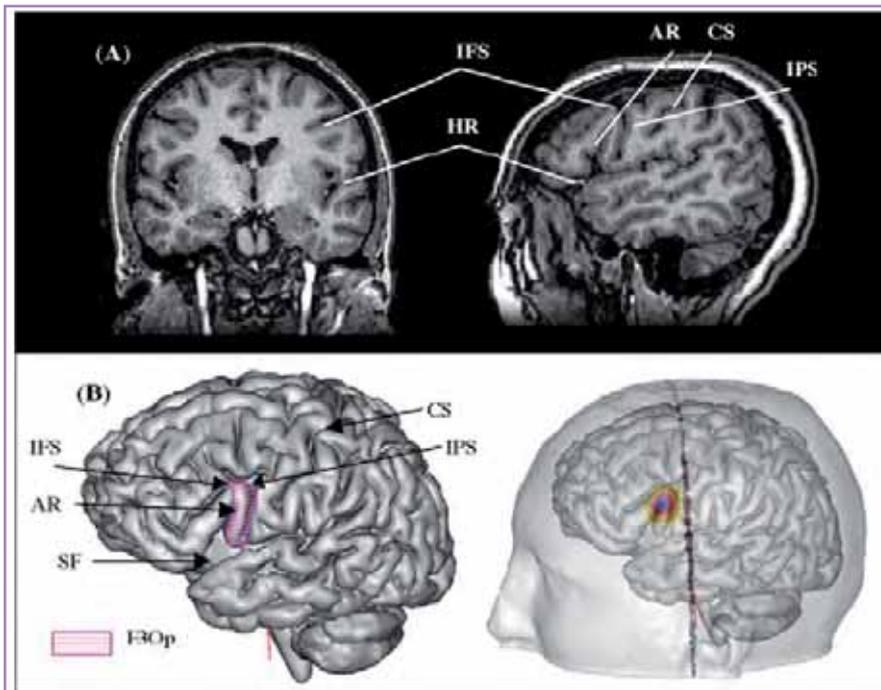


Figure 31 : Définition de la partie operculaire de l'aire de Broca (F30p) à partir de données d'IRM anatomique. A/ Vues coronales (à gauche) et sagittales (à droite) de l'hémisphère gauche sur une IRM anatomique non normalisée. B/ Rendu 3D du cerveau (à gauche) et de la tête (à droite). AR/HR : branches ascendantes et horizontales de la scissure de Sylvius ; CS: sillon central ; IFS: sillon frontal inférieur ; IPS : branche inférieure du sillon précentral (extrait de Andoh et coll., 2006b).

16

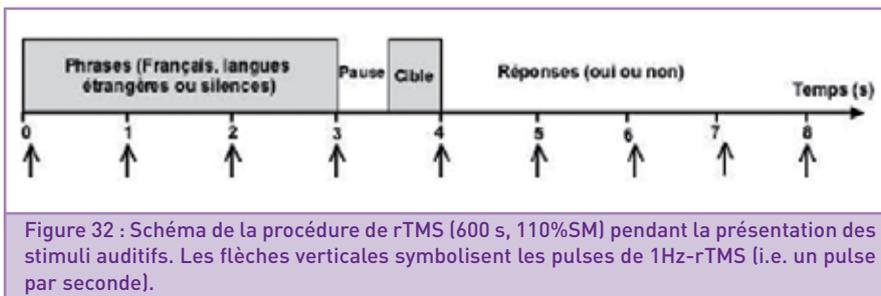


Figure 32 : Schéma de la procédure de rTMS (600 s, 110%SM) pendant la présentation des stimuli auditifs. Les flèches verticales symbolisent les pulses de 1Hz-rTMS (i.e. un pulse par seconde).

nasion et les méats auriculaires. Le recalage permettait de localiser la position de la cible (définie à partir des images IRM) sur la surface de la tête du sujet.

Pour obtenir un affichage en 3D des IRM du cerveau et de la tête du sujet, nous avons utilisé le logiciel Brainvisa. Ce logiciel inclut une procédure de guidage de la TMS permettant de visualiser en temps réel la position de la bobine selon des données anatomiques et fonctionnelles. Les cibles étaient donc individuellement localisées et stimulées.

La TMS a été appliquée avec un stimulateur MagPro R30 (Medtronic - Dantec,

Skovlunde, Denmark ; <http://www.medtronic.com>) avec une bobine en forme de huit. La bobine était placée tangentielle-ment à la tête et maintenue de telle manière que le manche de la bobine fût orienté d'approximativement 45° vers l'arrière par rapport au plan coronal (Maeda et coll., 2002 ; Hoffman et coll., 2003 ; Rizzo et coll., 2004).

Une bobine placebo a aussi été utilisée pour reproduire le même bruit qu'une stimulation active mais sans les effets associés à la TMS. Les sujets ignoraient le type de stimulation reçu (i.e. actif ou placebo).

2.8.2. Détermination du seuil moteur

Le seuil moteur (SM) au repos a été défini pour chaque sujet comme l'intensité minimale de la puissance du stimulateur capable d'induire des Potentiels évoqués moteurs, PEM > 50 μ V d'amplitude crête-à-crête dans au moins 6 essais consécutifs sur 10 (Mottaghy et coll., 1999 ; Grosbras et Paus 2002). Le SM a été mesuré avec un électromyogramme. Des électrodes de surface étaient placées sur le court abducteur du pouce droit (abductor pollicis brevis, APB) et une électrode liée à la masse était placée sur le poignet.

La bobine de TMS a été positionnée sur la cible de l'aire motrice obtenue à partir des images issues d'IRMf et les potentiels évoqués moteurs (PEM) ont été mesurés. Les seuils moteurs obtenus allaient de 40 à 70 % de la puissance du stimulateur (moyenne 59 ± 10 %).

2.8.3. Procédure de stimulation pendant la présentation de stimuli auditifs

Un logiciel E-Prime installé sur un ordinateur était connecté au système de TMS et permettait de déclencher et de contrôler les trains de stimulations. L'expérience consistait en la présentation via des écouteurs de stimuli auditifs synchronisés avec les trains de rTMS (cf. Figure 32). Les stimuli étaient identiques à ceux utilisés en IRMf (i.e. phrases en Français et en langues étrangères) ; seuls les périodes de silences étaient supprimées car inintéressantes pour l'expérience de TMS. Avant l'application de la TMS, les sujets effectuaient des essais sans stimulation pour stabiliser les temps de réponse. Ensuite, les sujets recevaient des sessions de 10 minutes de rTMS active ou placebo (1 Hz pendant 600 s à 10 % au-dessus du seuil moteur), appliquées sur l'une des deux régions (i.e. Wernicke ou Broca) pendant qu'ils effectuaient la tâche de langage. Pour chaque session de TMS, 64 essais étaient présentés aux sujets (32 en Français et 32 en langues étrangères).

Le choix de l'ordre des régions et du mode de stimulation (i.e. actif ou placebo) était pseudorandomisé : chaque stimulation active était suivie d'une stimulation placebo, pour éviter le réchauffement de la bobine active. Au total, les sujets recevaient 4 blocs de stimulation de 10 minutes chacun (cf **Table 2**) ; chaque bloc était suivi d'une période de repos de 15 min pour éviter les effets d'interférence d'une stimulation sur l'autre (Rossi et coll., 2000 ; Knecht et coll., 2003).

2.9. Analyse des données comportementales de TMS

Les analyses statistiques étaient effectuées avec le logiciel StatView 5.0 (SAS Institute, USA). Les temps de réponse (RT) et les

taux d'erreurs étaient choisis comme variables dépendantes pour l'analyse des effets de la TMS sur les performances à la tâche (Devlin et coll., 2003 ; Nixon et coll., 2004). Les temps de réponse supérieurs à 3s n'étaient pas pris en compte dans les analyses.

Pour tous les sujets, nous avons calculé le pourcentage de réponses correctes et le temps de réponse moyen pour chaque condition. Les TR et les taux d'erreurs ont été analysés avec une analyse de type ANOVA à mesures répétées avec trois facteurs intrasujets : région (Wernicke, Broca), langues (Français, étranger) et mode de stimulation (actif, placebo). Ensuite, nous avons effectué 2 autres analyses ANOVA pour rechercher l'effet de la TMS spécifique à chaque région Wernicke et Broca. Pour les analyses post-hoc, nous avons utilisé des tests t de Student appariés.

Sujets	Wernicke		Broca	
	Active	Placebo	Active	Placebo
S1, S5, S9	1	2	3	4
S2, S6, S10	2	1	4	3
S3, S7, S11	3	4	1	2
S4, S8, S12	4	3	2	1

Table 2 : Procédure de randomisation des stimulations actives et placebo pour les aires de Wernicke et de Broca. Les chiffres 1 à 4 indiquent l'ordre dans lequel les stimulations ont été effectuées pour les sujets de S1 à S12.

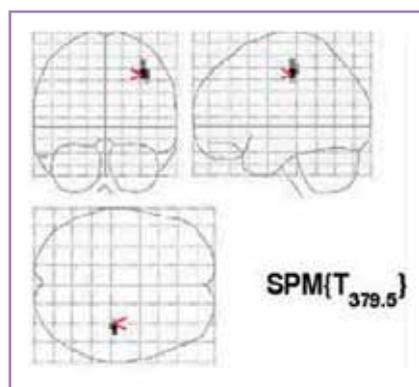


Figure 33 : Carte statistique paramétrique du contraste « réponses motrices droites versus réponses motrices gauches » pour un sujet (seuil $p < 0,001$; $k = 10$).

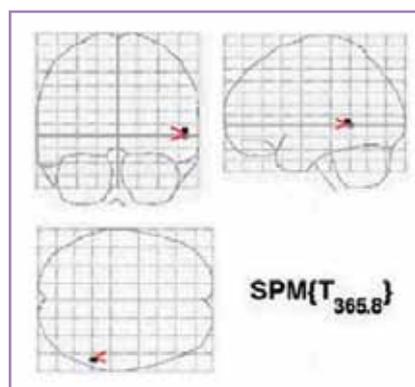


Figure 34 : Carte paramétrique statistique du contraste « Français versus langues étrangères » pour un sujet (seuil p corrigé $< 0,0001$; $k = 10$).

3

RÉSULTATS

3.1. Résultats de l'IRMf pour la localisation du cortex moteur

La carte statistique paramétrique (SPM) représentant le mouvement du pouce droit a permis de détecter une nette activation dans le cortex moteur gauche (aire de Brodmann 4) pour chaque sujet (cf. **Figure 33**).

3.2. Résultats de l'IRMf pour la localisation des aires du langage

Les clusters temporo-postérieurs résultant du contraste Français versus langues étrangères ont été localisés chez chaque sujet (cf. **Figure 34**).

De plus, nous avons cherché à quantifier la variabilité interindividuelle dans le groupe de sujets, les activations moyennes d'IRMf ont été déterminées dans l'espace de Talairach (cf. **Table 3**). Une activation significative a été détectée dans le gyrus temporal supérieur gauche chez 6 sujets (moyenne \pm STD du voxel maximum exprimé dans les coordonnées x, y, z de Talairach en mm : $-49 \pm 7, -44 \pm 7, -14 \pm 4$; $Z > 6,2$; étendue : 976 ± 1696 voxels), dans le gyrus temporal moyen chez 9 sujets (voxel maximum : $-53 \pm 4, -41 \pm 9, -0.7 \pm 4$; $Z > 5,85$; étendue : 3216 ± 4829 voxels). Les coordonnées x, y, z de Talairach du voxel maximum activé dans l'aire de Wernicke étaient $(-51 \pm 5, -45 \pm 8, 9 \pm 8$; $Z > 5,85$; étendue 3701 ± 4679 voxels). Les différences maximales inter-sujets de la région temporo-pariétale pour les axes x, y, z de Talairach atteignaient 17, 24 et 18 mm respectivement.

De plus, le cingulaire antérieur était aussi activé chez 9 sujets (voxel maximum à $-2 \pm 4, 3 \pm 6, 48 \pm 6$; $Z > 6,18$; étendue : 2682 ± 3546 voxels). Des activations ont aussi été observées dans le gyrus frontal

Sujets	Coordonnées de Talairach (mm)			BA	Région Z score	Étendue des cluster (mm ³)
	x	y	z			
S1	- 046	- 42	18	22	Z > 8	16256
S2	- 50	- 42	- 2	21	Z > 8	7424
S3	- 50	- 46	18	22	Z > 8	2432
S4	- 60	- 34	- 6	22	5,85	64
S5	- 46	- 54	18	21	Z > 8	1920
S6	- 50	- 58	4	21	7,29	2688
S7	- 60	- 38	12	22	Z > 8	1280
S8	- 50	- 46	1	21	6,44	320
S9	- 43	- 49	11	22	Z > 8	5632
S10	- 53	- 38	4	22	6,51	384
S11	- 57	- 57	18	22	7,28	5952
S12	- 50	- 38	12	22	6,20	64

Table 3: Coordonnées individuelles de l'aire temporo-pariétale détectée pour le contraste « phrases en Français » versus « phrases en langues étrangères » (seuil corrigé $p < 0,0001$). BA : aires de Brodmann, L. STG= partie postérieure du gyrus temporal supérieur gauche, L. MTG= partie postérieure du gyrus temporal moyen gauche.

inférieur gauche (ou aire de Broca) chez 8 sujets, incluant la partie operculaire F3Op chez 5 sujets (voxel maximum : $-50 \pm 3, 12 \pm 3, 17 \pm 8$; $Z > 6,1$; étendue : 1930 ± 4065 voxels), et la partie triangulaire F3Tr chez 3 sujets (voxel maximum : $-44 \pm 4, 20 \pm 8, 18 \pm 9$; $Z > 6,4$; étendue 512 ± 1615 voxels). Le gyrus temporal moyen droit a aussi été activé chez 4 sujets (voxel maximum : $48 \pm 5, -21 \pm 17, -6 \pm 9$; $Z > 5,9$; étendue : 640 ± 1224 voxels).

3.3. Résultats de la rTMS sur les aires de Wernicke et de Broca

3.3.1. Résultats généraux

Dans les effets généraux, nous avons obtenu un effet significatif du langage pour les temps de réponse, TR ($F(1,10) = 120,35$; $p < 0,0001$) et pour les taux de réponses

correctes ($F(1,10) = 49,19$; $p < 0,0001$), indiquant que les performances étaient meilleures pour les phrases en Français que pour les phrases en langues étrangères. Nous avons aussi détecté un effet principal du mode de stimulation sur les TR ($F(1,10) = 10,85$; $p < 0,008$) ; ce qui montre que les TR pour la stimulation active étaient plus rapides (1229 ± 46 ms) que pour la stimulation placebo (1339 ± 46 ms). Nous avons aussi observé une interaction entre le mode de stimulation et le langage ($F(1,10) = 7,61$; $p < 0,02$), et cette analyse a montré que la triple interaction entre les régions, le mode de stimulation et le langage tendait vers la significativité ($F(1,10) = 4,23$; $p = 0,06$).

Les taux d'erreurs n'étaient pas modifiés de manière significative par la rTMS, que ce soit par rapport au mode de stimulation ($F(1,10) = 0,35$; $p = 0,56$; ns) ou par rapport à la région stimulée ($F(1,10) = 0,03$; $p = 0,87$; ns). Les analyses post-hoc ont

montré que les conditions contrôles (i.e. les stimulations placebo sur les 2 régions) n'étaient pas différentes (t-test appariés : $t > 1,005$; $p = 0,33$).

3.3.2. Résultats individuels

Dans le groupe des 12 participants, un sujet a été exclu des analyses de rTMS car il n'a pas pu tolérer la stimulation active et a eu une attaque de panique. Deux sujets ont rapporté des sensations désagréables causées par la stimulation active sur l'aire de Broca (e.g. clignement des yeux, claquement des dents). Cependant, leurs temps de réponse (TR) moyens pour cette région [(1080 et 1322 ms) pour le Français et (1203 et 1834 ms) pour les langues étrangères] était dans la gamme de TR des autres sujets [(794 à 1449 ms) pour le Français (1098 à 1904 ms) pour les langues étrangères].

Lors de la stimulation de l'aire de Wernicke, tous les sujets ont montré une diminution des TR pour les phrases en Français, et seulement 8 sujets ont montré une diminution des TR pour les phrases en langues étrangères (cf. Table 4).

Lors de la stimulation de l'aire de Broca, 9 sujets ont montré une diminution des TR pour les phrases en Français et 6 sujets ont montré une diminution des TR pour les phrases en langues étrangères.

3.3.3. Effets spécifiques de la rTMS sur chaque région : Wernicke et Broca

Les analyses de type ANOVA ont ensuite été faites séparément sur chacune des deux régions Wernicke et Broca. Par rapport à une stimulation placebo, la TMS active sur l'aire de Wernicke a induit une diminution significative des TR ($F(1,10) = 19,04$; $p = 0,001$) avec une diminution moyenne de 215 ± 39 ms pour les stimuli en Français et de 111 ± 44 ms pour les stimuli en langues étrangères. De plus, une interaction significative a été obtenue entre le mode de stimulation et le langage ($F(1,10) = 7,88$; $p = 0,01$) indiquant que la

Sujets	Aire de Wernicke		Aire de Broca	
	Français	Étranger	Français	Étranger
S1	- 53	- 58	262	260
S2	- 169	- 145	- 484	- 482
S3	- 279	- 277	- 3	- 120
S4	- 256	54	136	72
S5	- 182	- 155	- 150	2
S7	- 162	- 237	- 111	- 88
S8	- 118	110	- 82	- 167
S9	- 307	- 60	- 72	- 68
S11	- 103	31	- 13	- 155
S12	- 208	- 122	- 42	11
S14	- 531	- 371	- 37	112

Table 4 : Différence des temps de réponse moyens entre les stimulations actives et placebo pour les aires de Wernicke et de Broca. Les valeurs négatives indiquent que les temps de réponse étaient plus petits (donc plus rapides) pour une stimulation active par rapport à une stimulation placebo.

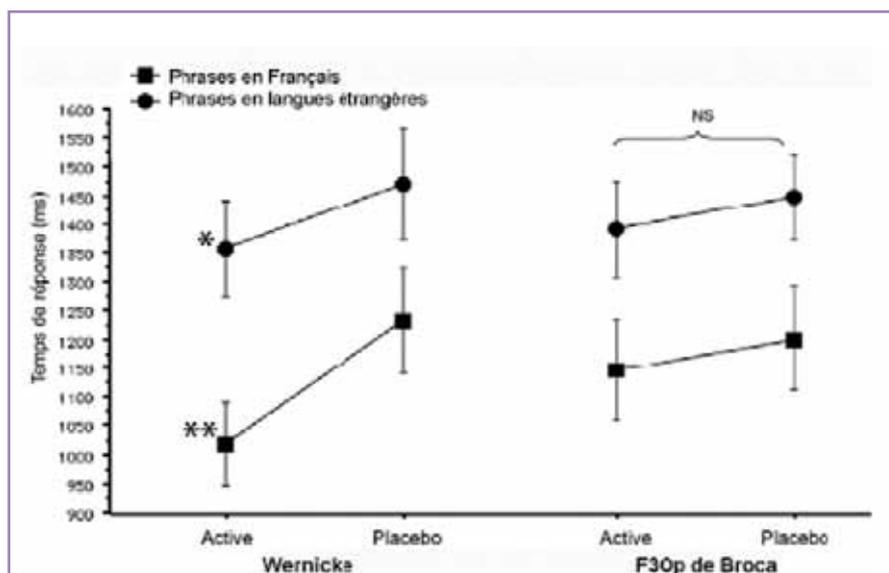


Figure 35 : Représentation des temps de réponse moyens (TR) chez les 11 sujets. À gauche, diminution significative des TR pour la stimulation active de l'aire de Wernicke par rapport à une stimulation placebo (*F(1,10) = 6,39 ; p = 0,03). Diminution plus grande pour les phrases en Français (**F(1,10) = 30,281 ; p = 0,0003) que pour les phrases en langues étrangères (*F(1,10) = 6,39 ; p = 0,03). NS : les autres conditions ne sont pas significatives (extrait de Andoh et coll., 2006b).

stimulation active de l'aire de Wernicke entraînait des TR plus courts pour les stimuli en Français que pour les stimuli en langues étrangères (cf. Figure 35).

En ce qui concerne la TMS sur l'aire F3Op de Broca, aucun effet du mode de stimulation n'a été observé ($F(1,10) = 1,04$; $p = 0,33$; ns) avec une diminution moyenne des TR de 55 ± 38 ms. Aucune interaction n'a été observée entre le mode de stimulation et le langage ($F(1,10) = 0,007$; $p = 0,94$; ns) avec une diminution moyenne de 54 ± 55 ms pour les stimuli en Français et 56 ± 57 pour les stimuli en langues étrangères.

4

DISCUSSION

4.1. Discussion des résultats de l'IRMf et de la rTMS dans l'aire F3Op de Broca

La rTMS n'a pas modifié les taux d'erreurs, ce résultat était prévisible car la rTMS n'induit pas une interruption complète du processus de traitement du langage, mais module seulement l'activité de celui-ci (Devlin et coll., 2003).

4.1.1. IRMf dans la partie F3Op de l'aire de Broca

L'IRMf pendant la tâche de perception du langage a permis de détecter des activations de l'aire de Broca chez seulement huit sujets incluant les parties operculaire et triangulaire. Cette faible détection pourrait être liée à la co-occurrence de stimuli phonologiques et sémantiques. En effet, la tâche utilisée en IRMf permettait d'isoler les régions impliquées dans le traitement sémantique en soustrayant les activations induites lors des phrases en langue maternelle par les phrases en langues étrangères. Une conséquence logique de cette soustraction est que certaines aires particulièrement impliquées dans les processus phonologiques pourraient être soustraites à

cause de leur commune activation dans les phrases en Français et dans les phrases en langues étrangères (Pallier et coll., 2003). Cette difficulté à détecter les activations dans les aires frontales antérieures du langage justifie la localisation de ces régions en utilisant des critères individuels uniquement anatomiques. En effet, les frontières de F3Op étaient clairement visibles sur l'anatomie de chaque sujet et sur le rendu 3D du cerveau.

4.1.2. Effets de la rTMS sur la partie F3Op de l'aire de Broca

L'absence d'effet de la rTMS sur l'aire F3Op de Broca a été précédemment rapportée par d'autres études (Mottaghy et coll., 1999 ; Sparing et coll., 2001) et pourrait être lié à la tâche linguistique utilisée. En effet, l'aire F3Op de Broca est plutôt impliquée dans les processus phonologiques ou dans la composante motrice du langage (e.g. Zatorre et coll., 1996 ; Price 2000) plutôt qu'à l'identification du langage comme dans la tâche que nous avons utilisée.

Afin d'examiner si l'absence d'effet observée en rTMS était liée au fait que l'aire de Broca n'était pas impliquée de manière directe dans la tâche, nous avons effectué un t test entre les données d'activation issues d'IRMf et les changements des temps de réponse des sujets lors de la stimulation de l'aire F3Op de Broca. Aucune corrélation n'a été obtenue entre les données d'IRMf et les variations de TR ($t = 0,34$), indiquant qu'aucune relation simple ne peut être établie entre les deux.

4.2. Discussion des résultats de l'IRMf et de la rTMS dans l'aire de Wernicke

4.2.1. IRMf dans l'aire de Wernicke

L'analyse individuelle des cartes d'activation montre l'implication des régions temporopostérieures (aires de Brodmann 21 et 22) dans la tâche linguistique avec une probabilité de détection de 100 %. Bien que cette tâche sollicite différents processus linguistiques, elle a l'avantage de détecter des activations liées uniquement

au processus sémantique avec un rapport signal sur bruit suffisant pour localiser des activations individuelles en IRMf.

Les variabilités interindividuelles trouvées dans cette étude sont comparables à celles qui sont reportées dans d'autres études (Xiong et coll., 2000 ; Burton et coll., 2001 ; Seghier et coll., 2004). Ces auteurs ont quantifié les variabilités interindividuelles par la mesure des fréquences d'occurrence (i.e. calcul du pourcentage de sujets chez qui les mêmes régions ont été activées pendant une même tâche) et l'intensité d'activation pendant une tâche de langage (cf. **Table 5**).

4.2.2. Effet de la rTMS dans l'aire de Wernicke

La rTMS à basse fréquence sur l'aire de Wernicke a entraîné une diminution des temps de réponse (TR) pendant la tâche de détection de syllabes par rapport à une stimulation placebo. Une diminution des TR a précédemment été associée à un effet facilitateur (Töpper et coll., 1998 ; Mottaghy et coll., 1999).

Auteurs	Tâches linguistiques	Nombre de sujets	Déviations standard (SD) en mm par rapport à la distance euclidienne moyenne	Fréquence d'activation
Andoh et coll., 2006b	Détection de syllabes	12	SD(Broca)= 11 SD(GTS)= 10 SD(GTM)= 9	Broca= 80%, GTS=60% et GTM=90%
Burton et coll., 2001	Répétition de mots	10	SD(GTS)= 12	Broca=50% et GTS= 80%
Seghier et coll., 2004	Sémantiques et phonologiques	30	SD(Broca)= 14 SD(GTS)= 16 SD(GTM)= 15	Broca= 77%, GTS=50% et GTM=23%
Xiong et coll., 2000	Génération de verbes	20	SD(Broca)= 11,5 SD(GTS)= 11,7	Broca= 80% GTS=95%

Table 5: Variabilité interindividuelle de localisation des régions impliquées dans le langage lors d'expériences réalisées en IRMf. STG : Gyrus temporal supérieur, STM : Gyrus temporal moyen

Cette diminution était approximativement trois fois plus grande que celle reportée par d'autres études n'ayant pas utilisé de localisation anatomo-fonctionnelle individuelle de l'aire de Wernicke (Topper et coll., 1998 ; Mottaghy et coll., 1999). De plus, nos résultats ont montré que la rTMS sur l'aire de Wernicke diminuait davantage les TR pour les stimuli en Français que pour les stimuli en langues étrangères.

Cet effet facilitateur pour la langue maternelle est spécifique de la rTMS sur l'aire de Wernicke car un tel effet n'a pas été observé sur la partie F3Op de l'aire de Broca. Ce résultat témoigne de l'implication de l'aire de Wernicke dans les processus sémantiques comme l'ont montré les études en IRMf (Malogiannis et coll., 2003), mais démontre aussi un lien direct entre cette région et les performances liées au traitement sémantique observées pendant l'exécution de la tâche.

Les facteurs de la rTMS sous-tendant des effets facilitateurs sont peu connus et ont été plutôt rapportés par des études utilisant la rTMS à haute fréquence sur les aires du langage, plutôt qu'à basse fréquence comme dans notre étude.

4.3. Interprétations des résultats observés

Dans ce paragraphe, nous proposons plusieurs hypothèses basées sur des changements de l'excitabilité corticale pour interpréter les effets facilitateurs obtenus lors de la rTMS à basse fréquence sur l'aire de Wernicke. Les mécanismes de la rTMS responsables des changements de l'excitabilité corticale sont encore peu compris et cette étude n'était pas conçue pour y répondre, il est donc important de préciser que les hypothèses proposées ne sont que des spéculations.

La première hypothèse est basée sur 1/ les effets inhibiteurs connus de la rTMS à basse fréquence sur le cortex moteur et 2/ les mécanismes de propagation de la rTMS sur l'excitabilité corticale pour proposer que les effets facilitateurs observés

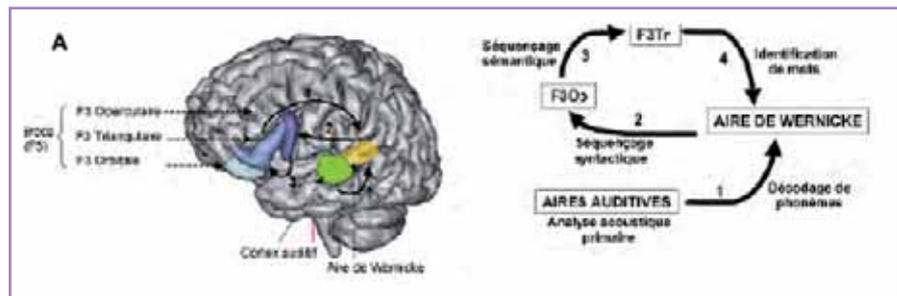


Figure 36A : Schéma simplifié du processus de perception du langage : une analyse acoustique dans le cortex auditif primaire, puis décodage des phonèmes dans les régions temporales (aire de Wernicke), séquençage des phonèmes en informations syntaxiques et sémantiques dans l'aire de Broca (F3Op et F3Tr), et identification de mots dans l'aire de Wernicke.

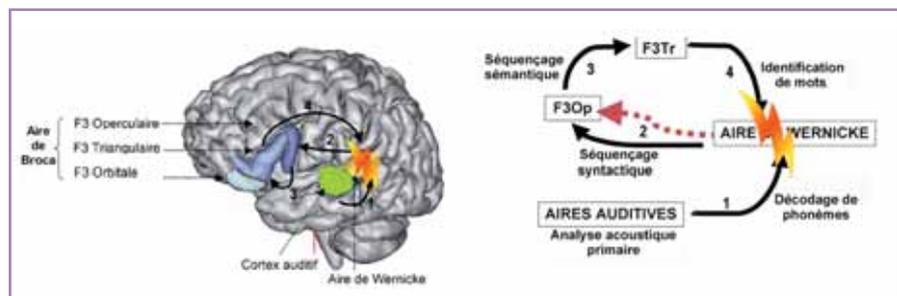


Figure 36B : À gauche, représentation de la rTMS sur l'aire de Wernicke. À droite, effets de la rTMS dans le processus du langage : la rTMS sur l'aire de Wernicke aurait inhibé le traitement sémantique et entraîné le traitement uniquement dans l'aire de Broca, accélérant ainsi le temps de traitement du processus du langage.

seraient dus à une inhibition de l'aire de Wernicke et au recrutement d'aires interconnectées à l'aire de Wernicke.

Une deuxième hypothèse propose que l'impact de la fréquence de stimulation sur les aires du langage serait différent de celui rapporté par les études sur les régions motrices et que l'effet facilitateur observé serait lié à un effet excitateur local de l'aire de Wernicke.

4.3.1. Hypothèse 1 : effet inhibiteur local et propagation de l'excitabilité corticale

4.3.1.1. Réorganisation fonctionnelle des régions impliquées dans le langage

Nous proposons l'hypothèse que la rTMS à basse fréquence sur l'aire de Wernicke induit un effet local inhibiteur et que l'amélioration des performances serait liée à des changements d'excitabilité dans d'autres régions fonctionnellement interconnectées avec l'aire

de Wernicke (e.g. aire de Broca). Par exemple, la rTMS sur l'aire de Wernicke pourrait avoir inhibé sa fonction, accélérant le temps de traitement du langage qui n'aurait ainsi plus besoin de passer par l'aire de Wernicke.

Cette hypothèse est en accord avec le modèle de Mesulam (1998), dans lequel les aires de Wernicke et de Broca sont considérées comme deux épices du traitement sémantique du langage, hiérarchiquement organisées et fonctionnellement spécialisées (Felleman et Van Essen 1991 ; Sakai et coll., 2001 ; 2002 ; (cf. Figure 36A). De plus, ces aires interagissent les unes avec les autres, et l'inhibition d'une des deux régions (e.g. aire de Wernicke) pourrait entraîner le traitement de l'information dans l'autre région (e.g. aire de Broca).

Dans notre étude, l'inhibition de l'aire de Wernicke par la rTMS, pourrait impliquer l'exécution du traitement sémantique dans l'aire de Broca qui lui est fortement interconnectée (Matsumoto et coll., 2004 ; Just et coll., 2004 ; Catani et coll., 2005) ; (cf. Figure 36B). Le traitement de la tâche lin-

guistique s'établirait uniquement dans l'aire de Broca, ce qui accélérerait le traitement des informations et entraînerait des temps de réponse plus rapides.

Les phrases en langues étrangères ont été peu affectées par la rTMS sur l'aire de Wernicke par rapport aux phrases en Français. Ceci n'est pas étonnant car le traitement des langues étrangères ne requiert pas de processus sémantique impliquant donc pas ou peu l'aire de Wernicke. L'inhibition de l'aire de Wernicke n'influe donc pas sur le traitement des phrases en langues étrangères.

L'hypothèse que l'amélioration des performances observée pourrait être liée à une inhibition de l'aire de Wernicke et à une réorganisation fonctionnelle des aires interconnectées suggère un mécanisme de compensation. En effet, l'idée que le dysfonctionnement de l'aire de Wernicke pourrait avoir été compensé par d'autres aires qui lui sont interconnectées n'est pas nouvelle et a déjà été mise en évidence dans les études sur les lésions cérébrales.

4.3.1.2. Comparaison des effets de la TMS avec les lésions cérébrales

Pour étayer l'hypothèse de la compensation du dysfonctionnement d'une région par une autre, nous nous sommes référés à des études sur les lésions cérébrales, montrant une réorganisation fonctionnelle pouvant conduire à une amélioration des performances notamment motrices, sémantiques, de mémoire ou linguistiques (Warrington et coll., 1978 ; Golding et coll., 1981 ; Parker et coll., 1984).

Par analogie avec les études de lésions cérébrales, l'interférence transitoire induite par la rTMS dans une région cérébrale induirait aussi des changements dans des aires distantes interconnectées, pouvant mener à une facilitation des performances. Autrement dit, les effets facilitateurs observés dans les études en rTMS sur le processus du langage pourraient être liés à une réorganisation fonctionnelle à court terme des aires cérébrales interconnectées et seraient

comparables à l'effet induit par des lésions cérébrales et à la réorganisation fonctionnelle suivant la récupération des lésions.

En accord avec cette hypothèse, des études en TEP avec des patients ayant des lésions cérébrales focales ont relié les mécanismes sous-tendant une facilitation fonctionnelle à une augmentation du débit sanguin cérébral (CBF) dans les structures distantes mais connectées au site lésé (Weiller et coll., 1992). Cette augmentation du CBF a été interprétée comme une désinhibition des structures connectées par des voies intra- ou inter-hémisphériques au site lésé.

Récemment, Thiel et coll., (2006) ont appliqué la rTMS sur le gyrus frontal inférieur gauche (IFG) et ont utilisé un examen TEP pour mesurer l'activité lors du traitement du langage chez des patients ayant des tumeurs cérébrales dans l'hémisphère gauche. Les auteurs ont observé une diminution de l'activité dans l'IFG gauche et une augmentation de l'activité dans l'IFG droit. Les résultats ont aussi montré que le déplacement de l'activité linguistique était corrélé avec la durée de la maladie et les performances linguistiques. Les auteurs ont conclu que l'hémisphère droit pouvait être intégré dans le réseau du langage et compenser la perte des fonctions du langage dans l'hémisphère gauche.

Le mode d'action de la TMS pourrait être analogue à celui des lésions neuronales. La TMS pourrait entraîner la formation de nouvelles unités d'interactions inhibitrices et excitatrices et par des mécanismes de plasticité cérébrale permettrait de compenser des anomalies d'activité (Kapur, 1996).

4.3.2. Hypothèse 2 : une excitation corticale locale

Une autre hypothèse est que la rTMS à basse fréquence sur l'aire de Wernicke pourrait avoir excité cette région et induit des effets facilitateurs. En effet, bien que les effets de la rTMS sur le cortex moteur soient inhibiteurs à basse fréquence, les effets sur les régions du langage

pourraient être plus diversifiés. Par exemple, des effets facilitateurs sur les régions du langage ont été observés à hautes et basses fréquences (Sakai et coll., 2002 ; Nixon et coll., 2004 ; Andoh et coll., 2006b), mais des effets disfacilitateurs ont aussi été mis en évidence à haute fréquence (Devlin et coll., 2003 ; Thiel et coll., 2005).

Pour appuyer l'hypothèse que la rTMS à basse fréquence pourrait induire des effets différents de ceux du cortex moteur et entraîner une excitabilité corticale locale, il est important de considérer l'excitabilité inhérente des régions stimulées, cette dernière dépend de la fréquence de stimulation, comme pour les régions motrices, mais aussi de la fonction de la région stimulée lors de l'exécution d'une tâche (Bohning et coll., 2003). En effet, les régions motrices sont généralement stimulées au repos, i.e les sujets ne participent à aucune tâche (Ilmoniemi et coll., 1997 ; Bohning et coll., 1999 ; Mottaghy et coll., 2003) alors que les régions du langage sont stimulées lorsque les sujets effectuent une tâche (Mottaghy et coll., 2002) ; les régions motrices et linguistiques sont donc, de par leur fonction, à un niveau différent d'excitabilité. De plus, la stimulation du cortex moteur interfère avec la seule fonction motrice, alors que la stimulation des régions du langage interfère avec tout un réseau implémentant les différentes fonctions du métaprocessus qu'est le langage.

4.4. Limitations de cette étude

Plusieurs limitations dans cette étude comme la tâche utilisée en IRMf ou des effets nonspécifiques à la TMS doivent cependant être considérées.

4.4.1. Différents processus linguistiques sollicités par la tâche

La tâche utilisée dans cette étude ne sollicite pas que des processus de

compréhension du langage. En effet, chaque événement est composé soit d'un stimulus en langue maternelle (impliquant le traitement sémantique), soit d'un stimulus en langues étrangères, incompréhensibles par les sujets. Les résultats d'IRMF résultant du contraste Français versus langues étrangères ont montré l'activation de régions autres que les régions temporo-pariétales : les gyri temporaux moyen et supérieur, le gyrus frontal inférieur gauche et les régions temporales supérieures droites. Ces régions ont été impliquées dans les processus phonologiques et sémantiques (Binder et coll., 1997), et dans une tâche auditive de compréhension du langage (Friederici 2002).

4.4.2. Limites des résultats de rTMS

Les analyses des temps de réponse montrent que la triple interaction entre les conditions tend seulement vers la significativité. La petite taille de l'échantillon pourrait expliquer cette tendance statistique, bien que le nombre de sujets soit comparable à celui d'autres études (e.g. Mottaghy et coll., 1999 ; Sparing et coll., 2001 ; Devlin et coll., 2003).

Nous ne pouvons exclure la possibilité d'effets non spécifiques de la TMS active (e.g. bruit de la bobine, effets sensoriels) ayant pu conduire à une facilitation des performances à la tâche. Cependant, le bruit induit par la TMS active ne peut pas être un facteur ayant pu entraîner une plus

forte concentration chez les sujets et expliquer la diminution des temps de réponse, car la stimulation placebo n'a eu aucun effet sur les temps de réponse. De plus, l'effet de la rTMS active n'était pas dû à une sensation locale non spécifique induite par la TMS car si tel était le cas, l'effet aurait été identique à celui induit sur l'aire de Broca. Or les performances ont été modifiées uniquement lors de la rTMS sur l'aire de Wernicke et non sur l'aire de Broca. Par ailleurs, de tels effets n'ont pas été rapportés par les sujets pendant la stimulation de l'aire de Wernicke.

L'incertitude au sujet de la précision du positionnement de la bobine de TMS est inhérente à la méthode. Bien que nous ayons contrôlé la localisation des aires stimulées, nous n'avons pas précisément contrôlé la variable profondeur (Mc Connell et coll., 2001 ; Nixon et coll., 2004). Néanmoins, nous avons vérifié avec le logiciel Brainvisa que les aires ciblées de Wernicke et de Broca étaient à une distance inférieure à 2 cm du cuir chevelu (Bohning et coll., 2001).

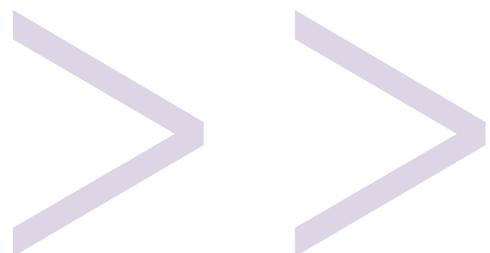
5

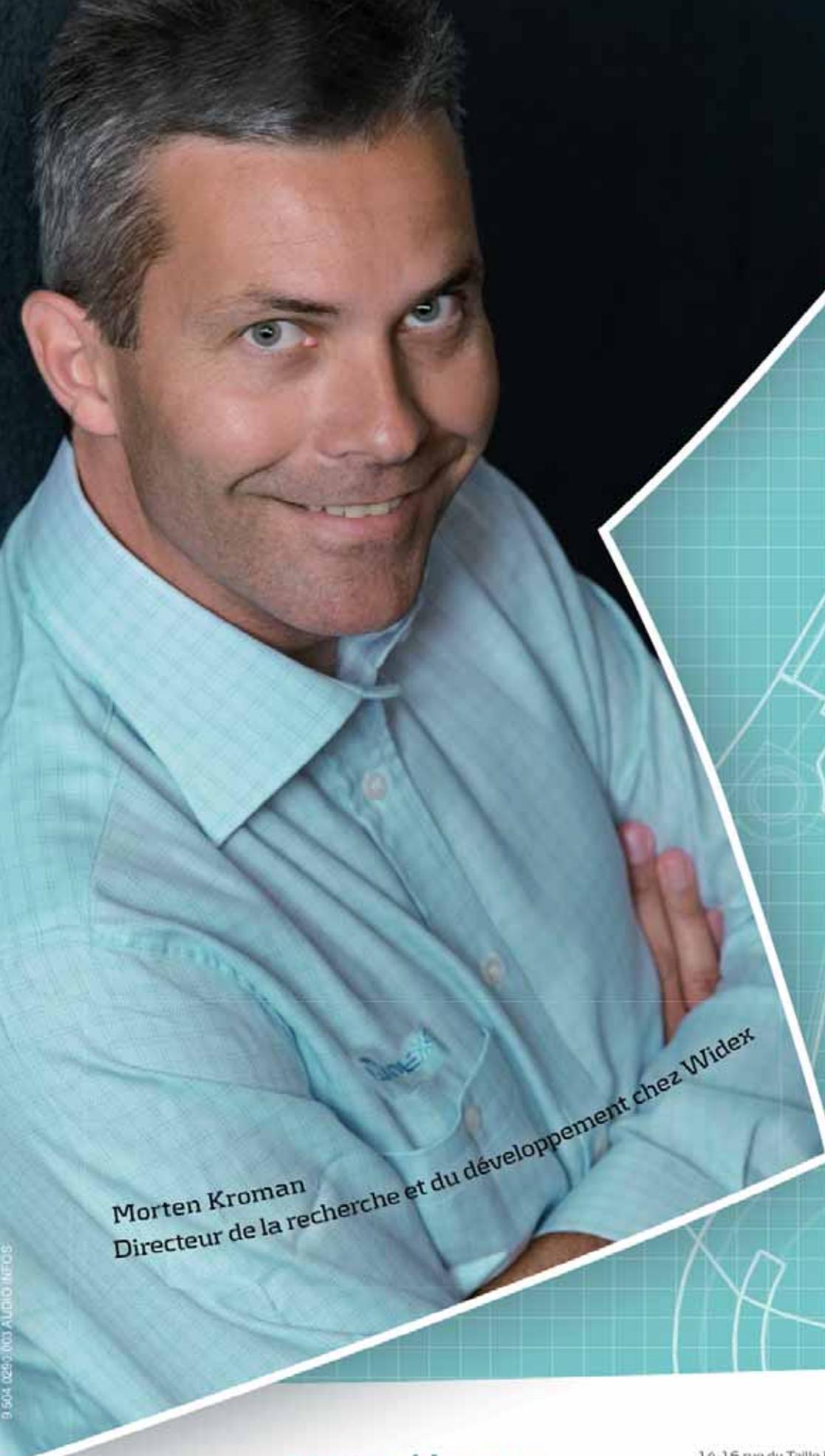
CONCLUSION

Cette étude a exploré le processus auditif de la perception du langage en utilisant une méthode combinant IRMF et rTMS pour localiser et stimuler chez chaque individu les régions spécifiques à ce processus. Les

résultats montrent que la 1Hz-rTMS sur l'aire de Wernicke accélère les temps de réponse lors d'une tâche centrée sur le processus auditif de la perception de la langue maternelle chez des sujets sains. Ces résultats montrent que que les effets facilitateurs ne seraient pas limités aux stimulations à haute fréquence.

Par ailleurs, cette étude est intéressante à considérer pour l'utilisation de la rTMS en recherche thérapeutique et particulièrement dans la schizophrénie. En effet, les résultats montrent un effet de la stimulation de l'aire de Wernicke sur la perception du langage externe, particulièrement dans le processus de la perception sémantique. Si l'on considère le mécanisme de compétition entre les hallucinations auditives et le traitement du langage externe mis en évidence dans le cortex temporal gauche chez des patients schizophrènes (David et coll., 1996), nos résultats suggèrent que la 1Hz-rTMS pourrait améliorer le processus de la perception sémantique du langage externe et permettrait aux patients de dissocier ce processus du langage interne (i.e. les hallucinations). Cette interprétation sur les effets thérapeutiques de la rTMS pose une question sur l'optimisation de ces effets, c'est à dire une augmentation de la puissance et de la durée des effets. Le chapitre suivant étudie cette question en faisant varier la fréquence de stimulation.





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 3

LES FRÉQUENCES D'AMORÇAGE MODULENT LES PERFORMANCES LORS D'UNE TÂCHE DE DÉTECTION DE MOTS

1

INTRODUCTION

1.1. Les fréquences de stimulation

Les paramètres de la TMS, notamment la fréquence de stimulation jouent un rôle important sur l'excitabilité corticale. Des études en TMS sur le cortex moteur ont montré que les basses fréquences (< 1 Hz) auraient un rôle inhibiteur sur l'excitabilité corticale (Chen et coll., 1997; Wassermann 1998), tandis que les hautes fréquences (> 1 Hz) auraient un rôle excitateur (Leone et coll., 1994 ; Berardelli et coll., 1998 ; Maeda et coll., 2000b ; Gorsler et coll., 2003).

L'impact de la fréquence de la stimulation dans les aires cérébrales impliquées dans de hautes fonctions cognitives comme le langage est cependant moins clair. En effet, le traitement du langage est complexe et requiert un ensemble d'aires cérébrales interconnectées (Poldrack et coll., 1999 ; McDermott et coll., 2003).

La rTMS à haute fréquence sur l'aire de Broca a induit des effets facilitateurs lors d'une tâche syntaxique et phonologique (Sakai et coll., 2002 ; Nixon et coll., 2004), mais altéré les performances lors d'une tâche sémantique (Devlin et coll., 2003 ; Thiel et coll., 2005). Alors que les effets facilitateurs sur les performances linguistiques ont été rapportés uniquement avec la rTMS à haute fréquence, nous avons

récemment reporté un effet similaire à basse fréquence (Andoh et coll., 2006b), ce qui démontre que la fréquence de stimulation joue un rôle dans la modulation du processus du langage. Une seule étude a examiné l'effet de la fréquence de stimulation sur les performances linguistiques en comparant la 1Hz-rTMS avec la rTMS à 20 Hz. Les résultats ont montré des effets facilitateurs à la fréquence de 20 Hz, mais aucun effet n'a été observé à 1 Hz, et de plus, les effets rapportés étaient faibles et de durée inférieure à 2 minutes (Sparing et coll., 2001).

1.2. Les fréquences d'amorçage

Huang et coll., (2005) ont utilisé une technique de stimulation appelée « theta burst stimulation » (TBS) sur le cortex moteur consistant à appliquer de courts pulses de rTMS à 50 Hz. Les résultats ont montré une augmentation de la taille des réponses motrices (potentiels évoqués moteur, PEM) pendant une durée supérieure à 20 minutes. La TBS n'a pas encore été expérimentée sur des régions cognitives, mais au vu des effets sur le cortex moteur, on peut supposer que la TBS pourrait aussi induire des effets plus puissants et plus durables sur des régions cognitives par rapport aux autres procédures de stimulation. Afin d'examiner cette hypothèse, nous avons comparé les effets de la TBS avec ceux de la 1Hz-rTMS sur l'aire de Wernicke.

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, sous presse.

Un paradigme expérimental comparant directement la TBS avec la 1Hz-rTMS pendant une tâche de langage n'aurait pas pu éviter des effets non spécifiques (e.g. effets attentionnels dus au bruit, effets sensoriels) différents entre la TBS et la 1Hz-rTMS et rendre difficile l'interprétation des résultats. De plus, si la TBS et la 1Hz-rTMS étaient appliquées pendant une tâche de langage de même durée, le nombre de pulses entre les deux fréquences aurait été différent.

Une alternative est d'appliquer les stimulations avant le début d'une tâche de langage (paradigmes « off-line » ou « priming », (cf. **Figure 14**). Le paradigme off-line (i.e. application de la rTMS avant la réalisation d'une tâche) permet de dissocier les effets non spécifiques de la rTMS avec les modifications de performances, mais est incertain concernant la durée des effets induits. Le paradigme « priming » (i.e. des stimulations à haute fréquence précédant des stimulations basses fréquences) permet les mêmes avantages du paradigme « off-line » (i.e. d'éviter les effets non-spécifiques de la stimulation) sans les inconvénients (non maîtrise des effets induits) et aurait aussi des effets potentialisateurs. En effet, Iyer et coll., (2003) ont expérimenté l'effet de stimulations d'amorçage (ou « priming » stimulations) sur le cortex moteur. Ces auteurs ont fait précéder des stimulations à haute fréquence (5 - 6 Hz) par des stimulations à basse fréquence 1 Hz (i.e. 6 Hz priming 1 Hz - rTMS) et ont montré qu'une stimulation d'amorçage à haute fréquence augmentait les effets inhibiteurs de la série consécutive de 1Hz-rTMS sur le cortex moteur.

Un avantage de cette méthode de stimulation d'amorçage est la possibilité de comparer les effets de différentes fréquences de stimulations et d'étudier leurs effets sur des stimulations consécutives de même fréquence.

Dans cette étude, nous voulions expérimenter l'effet de fréquences d'amorçages dans le processus de la perception auditive du langage, et plus particulièrement le processus de la perception sémantique.

Pour cela, nous avons remplacé les syllabes de la tâche précédente par des mots entiers pour accroître le niveau de compréhension de la tâche.

Nous n'avons pas appliqué la TMS sur l'aire de Broca pour plusieurs raisons : 1/ une fréquence de stimulation de type TBS (50 Hz) aurait été difficilement tolérée sur cette aire à cause des mouvements moteurs que celle-ci provoque (e.g. clignements des yeux, contractions motrices de la mâchoire). 2/ La durée de l'expérience aurait été trop longue avec trois conditions différentes : les stimulations d'amorçage (TBS, 1 Hz-rTMS), leurs homologues placebos et les régions (Wernicke, Broca). 3/ Le nombre de stimulations délivrées aurait été supérieur à celui conseillé par de précédentes études (Wasserman 1998 ; Peineman et coll., 2004). 4/ Aucun effet de la rTMS n'a été mis en évidence sur l'aire de Broca dans notre étude précédente, et 5/ dans cette étude, nous avons focalisé notre attention sur le traitement sémantique du langage impliquant surtout l'aire de Wernicke.

2

OBJECTIFS

L'objectif de ce chapitre était d'étudier l'effet de la fréquence de stimulation sur les aires temporo-pariétales (aire de Wernicke) impliquées dans le traitement du langage. Plus particulièrement, nous avons comparé l'effet induit par différentes fréquences de stimulation (i.e. TBS et 1Hz-rTMS) sur l'aire de Wernicke pendant une tâche linguistique.

Nous avons testé l'hypothèse que l'amorçage avec la 1Hz-rTMS sur l'aire de Wernicke devrait augmenter les effets facilitateurs que nous avons précédemment rapportés sur les performances linguistiques (Andoh et coll., 2006b). L'amorçage avec la TBS sur l'aire de Wernicke était supposé augmenter davantage les effets facilitateurs par rapport à la 1Hz-rTMS.

3

MÉTHODES

3.1. Sujets

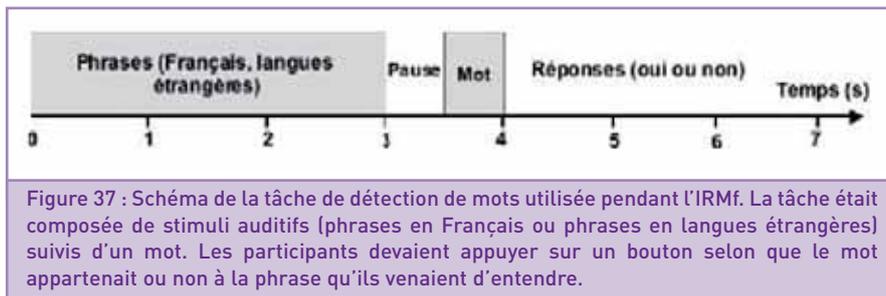
Nous avons recruté un nouveau groupe de 14 sujets masculins droitiers âgés de 19 à 33 ans (moyenne d'âge : 24 ± 4) ayant les mêmes critères d'inclusion que dans l'étude précédente (i.e. pas de contre-indications à l'IRM et à la TMS). Les participants étaient de niveau universitaire, non familiers avec la langue polonaise, coréenne ou japonaise. La latéralité a été évaluée à l'aide du questionnaire d'Annett (1967), le score moyen de latéralité était de 97,1 % (écart-type : 3,3). Les paramètres de stimulation ont été choisis en accord avec des études précédentes (Huang et coll., 2004 ; 2005) et tenaient compte des précautions de sûreté publiées par Wassermann (1998). Un amendement de notre étude pour modifier les paramètres de stimulation a reçu un avis favorable du Comité d'experts Recherches Biomédicales de l'INSERM et du CCPPRB de Paris - Pitié-Salpêtrière.

3.2. Acquisition d'images anatomiques

Une image anatomique a été acquise pour chaque participant avec une antenne à 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).

3.3. Tâche linguistique

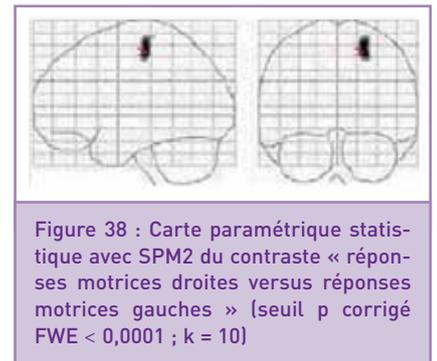
La même tâche de langage a été utilisée en IRMf et rTMS. Pour augmenter le niveau sémantique de la tâche, nous avons remplacé la tâche de détection de syllabes utilisée dans Andoh et coll., (2006b) par une tâche de détection de mots (cf. **Figure 37**). Les sujets écoutaient des phrases dans leur langue maternelle (i.e. Français) et dans une langue inconnue (en coréen, polonais



ou japonais). Chaque phrase de durée 3 s était suivie par une pause de 0,5 s et ensuite par un mot de 0,5 s. Les consignes étaient les mêmes que dans l'étude précédente, il fallait indiquer en appuyant sur un bouton si le mot appartenait ou pas à la phrase qu'ils venaient d'entendre. Les sujets devaient appuyer à droite si le mot appartenait à la phrase et à gauche sinon. Les langues et les côtés de la réponse étaient randomisés. Le logiciel E-Prime permettait de lancer les stimuli et d'enregistrer les réponses.

des séries fonctionnelles incluait la correction du décalage temporel inter-coupe, la correction des mouvements de la tête. Les images ont ensuite été normalisées dans l'espace stéréotaxique standard développé par l'Institut Neurologique de Montréal (MNI), et ensuite lissées spatialement au moyen d'un filtre gaussien de largeur à mi-hauteur égale à 5 mm

Afin d'automatiser le prétraitement des images IRM fonctionnelles, nous avons utilisé des programmes de prétraitement (ou « batch » ; <http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/>).



coordonnées du voxel d'activité maximale dans les régions activées étaient obtenues en utilisant le logiciel SPM2. Nous avons utilisé un algorithme (<http://www.mrc-cby.cam.ac.uk/Imaging/mnispac.html>) pour convertir ces coordonnées dans l'atlas de Talairach & Tournoux (1988).

3.6.1. Modélisation des réponses motrices

La carte paramétrique statistique (SPM) du contraste entre les pouces droit et gauches a permis de détecter l'activation du pouce droit dans le cortex moteur pour chaque sujet (**cf. Figure 38**). L'aire activée dans l'hémisphère gauche correspond à l'aire individuelle ciblée pour la TMS et utilisée pour la détermination du seuil moteur.

3.6.2. Modélisation des activations linguistiques

Ensuite, nous avons déterminé les régions plus activées par les phrases en Français que par les phrases en langues étrangères ($p < 10^{-9}$ corrigé FWE). Les cartes d'activation individuelles définies par des clusters d'activation étaient identifiées par les coordonnées x, y, z dans l'espace de Talairach et les repères anatomiques de Brodmann.

Dans un but exploratoire, nous avons aussi recherché les régions où les phrases en langues étrangères produisaient une plus forte activation que les phrases en Français.

3.4. Acquisition d'images fonctionnelles

Avant l'examen d'IRMf, les sujets s'entraînaient sur un bloc de 10 essais. Ensuite, une séquence en écho de gradient EPI était acquise en mode entrelacé (20 coupes ; $3,75 \times 3,75 \times 5$ mm, matrice 64×64 , TR = 2000 ms, TE = 60 ms, FOV = 24 cm). Le logiciel E-Prime permettait de synchroniser les stimuli auditifs avec les acquisitions de volumes d'IRM fonctionnelle. Les stimuli étaient administrés dans 2 blocs de 14 minutes contenant chacun 108 essais (54 phrases en Français et 54 phrases en langues étrangères). Ainsi, 2 sessions de 420 images chacune (= 840) étaient acquises pour chaque sujet. Les 4 premières images étaient exclues des analyses pour permettre la stabilisation du champ magnétique.

3.5. Prétraitement des images fonctionnelles

Les données d'IRMf étaient analysées avec SPM2 et MATLAB® 6.5. Le prétraitement

3.6. Analyse des images fonctionnelles

La réponse BOLD au début du stimulus pour chaque type d'événement était convoluée par la fonction de la réponse hémodynamique et sa dérivée temporelle pour prendre en compte les petites variations temporelles dans la réponse aux stimuli (Friston et coll., 1998). Six covariables ont également été incluses pour chaque session pour permettre de capturer les artefacts liés aux mouvements résiduels (trois translations et trois rotations déterminées à partir du prétraitement initial).

Comme dans l'étude précédente, nous avons défini deux modèles linéaires dans l'étape d'analyse statistique : un premier modèle linéaire a été défini par les conditions : réponses motrices droites et gauches et un autre modèle a été défini par les phrases en français et les phrases en langues étrangères.

Une analyse individuelle a été effectuée pour localiser pour chaque sujet les cibles de l'aire motrice du pouce et de l'aire de Wernicke pour la stimulation. Les

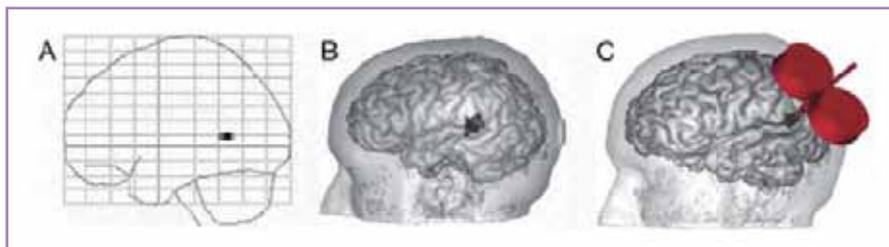


Figure 39 : Définition de l'aire de Wernicke à partir de données d'IRM anatomofonctionnelles. A/ Carte statistique paramétrique individuelle du contraste « stimuli en Français vs. stimuli en langues étrangères » avec SPM2 ($p < 10^{-9}$). Le cluster avec le pic d'activation était clairement visible chez ce sujet et correspondait à l'aire de Wernicke (voxel maximal : -53, -62, 10 ; $Z > 8$) dans l'Atlas de Talairach et Tournoux (1988). B/ Brainvisa permet de représenter le cluster d'activité maximale sur le rendu 3D nonnormalisé du sujet et C/ de guider le positionnement de la bobine sur l'aire de Wernicke (extrait de Andoh et coll., 2006c).

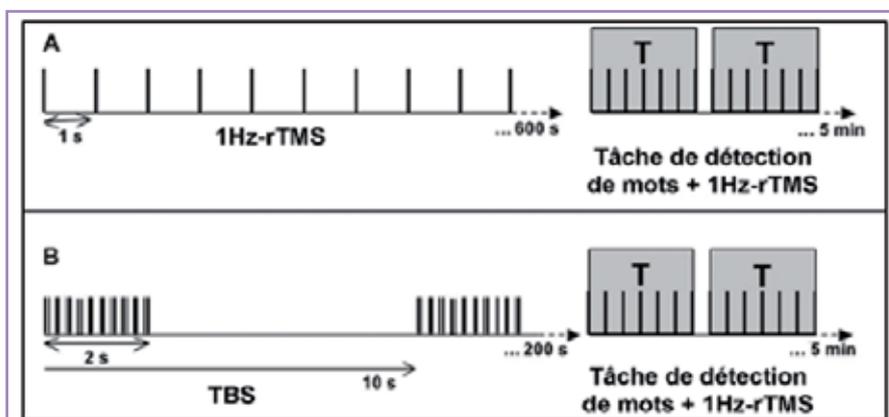


Figure 40 : Schéma des sessions de stimulation. A/ amorçage avec la 1 Hz-rTMS (110% SM, 10 minutes) suivi par 5 minutes d'une tâche de détection de mots (T) pendant une session de 1Hz-rTMS (total de 900 pulses). B/ amorçage avec la TBS : 3 pulses à 50Hz répétés toutes les 200 ms pendant 2 s (90% SM). Chaque train de 2 s de TBS était répété chaque 10 s pendant une durée totale de 200 s. Ensuite une tâche de détection de mots (T) était réalisée pendant 5 minutes simultanée avec une session de 1Hz-rTMS (total de 900 pulses).

3.7. Localisation des cibles pour la stimulation

3.7.1. Localisation des cibles motrices et de l'aire de Wernicke à partir de données d'IRM fonctionnelle

La même méthodologie que celle de la précédente étude a été utilisée. Les cartes statistiques des régions motrices et linguistiques définies dans l'espace de Talairach ont été transformées dans l'espace IRM du sujet en utilisant l'inverse de la matrice de transformation calculée avec SPM2. Ensuite, le voxel maximum correspondant au cluster d'activation détecté en IRMf (cortex moteur du pouce droit ou aire de Wernicke) a été projeté perpendiculai-

rement sur le rendu 3D du cerveau ou de la tête du sujet (cf. Figure 39).

3.8. Procédure de TMS

L'expérience de TMS a été réalisée quelques jours après l'acquisition des données d'IRM. La même méthodologie que dans l'étude précédente a été utilisée. Nous avons combiné le système de neuro-navigation stéréotaxique avec le logiciel Brainvisa pour guider en temps réel la bobine de TMS sur le scalp du sujet. Nous avons ensuite déterminé le seuil moteur (SM) pour chaque sujet. Les valeurs du SM étaient comprises entre 35 à 70 % de la puissance du stimulateur (moyenne 57 ± 8 %).

3.8.1. Procédure expérimentale des fréquences de stimulation d'amorçage

Le logiciel E-Prime a ensuite été utilisé pour synchroniser les trains de stimulations avec les stimuli auditifs. Les stimuli étaient identiques à ceux utilisés en IRMf (i.e. phrases en Français et en langues étrangères). Avant l'expérience de TMS, les sujets ont effectué des essais sans stimulation pour stabiliser les temps de réponse. Ensuite, les sujets recevaient des sessions randomisées actives ou placebos de stimulations d'amorçage rTMS et de TBS (cf. Table 6) appliquées sur l'aire de Wernicke. Au total, 4 sessions actives et placebos étaient administrées aux sujets (cf. Figure 40) :

- Deux sessions (une active et une placebo) de 1Hz-rTMS pendant 10 minutes à 110 % SM (i.e. 600 pulses).
- Deux sessions de TBS (une active et une placebo). La TBS consistait à appliquer des trains de 3 pulses à 50Hz (20 ms entre les pulses) à 90 % SM, répétés toutes les 200 ms pendant 2 s. Ces trains de TBS de 2 s étaient répétés toutes les 10 s pendant 200 s (i.e. 600 pulses).

Chaque session était ensuite suivie par la tâche de détection de mots de 5 minutes simultanée avec une session de 1Hz-rTMS. Les mêmes sessions étaient administrées avec une bobine placebo, soit au total quatre sessions : deux actives et deux placebos de rTMS et TBS. Chaque session de stimulation était suivie d'un intervalle de repos de 30 minutes pour éviter les effets d'interférence d'une session sur l'autre.

La tâche était composée de stimuli auditifs (identiques à ceux utilisés lors de l'acquisition d'IRMf) présentés via des écouteurs et synchronisés avec les trains de stimulation. Le logiciel E-Prime permettait de déclencher et de contrôler les trains de stimulation. Le taux de réponses correctes et les temps de réponse moyens étaient calculés pour chaque condition. L'ordre des stimulations d'amorçage (i.e. 1 Hz-rTMS ou TBS) et celui des modes de stimulation (i.e. active ou placebo) était randomisé pour tous les sujets.

Sujets	1 Hz		TBS	
	Actif	Placébo	Actif	Placébo
S1, S5, S9, S13	1	2	3	4
S2, S6, S10, S14	2	1	4	3
S3, S7, S11	3	4	1	2
S4, S8, S12	4	3	2	1

Table 6 : Procédure de randomisation des fréquences d'amorçage TBS et 1 Hz-rTMS. Les modalités de stimulation actives et placebos étaient réparties de façon pseudo-randomisées afin que le nombre de sujets commençant par une stimulation active soit égal au nombre de sujets commençant par une stimulation placebo ; et que deux stimulations actives ne se suivent pas pour éviter le réchauffement des bobines.

3.8.2. Analyse statistique des données comportementales

Les analyses statistiques ont été effectuées avec le logiciel StatView. Des analyses de type ANOVA ont été utilisées pour comparer les temps de réponse moyens avec 3 facteurs intrasujets : fréquence de stimulation d'amorçage (rTMS 1 Hz, TBS), mode de stimulation (actif, placebo) et langue (Français, langues étrangères).

nette activation dans le cortex moteur gauche (aire de Brodmann 4) chez chacun des 13 sujets (cf. Table 7).

Les coordonnées moyennes en mm (\pm SD) dans l'espace de Talairach du pic d'activation dans la région motrice du pouce droit étaient : -35 ± 4 , -26 ± 5 , 52 ± 4 ; $Z > 6.57$; étendue : 6176 ± 6492 mm³).

4.3. Résultats d'IRMf pour la localisation du traitement de la perception sémantique

La carte statistique paramétrique de l'activité du traitement de la perception sémantique a détecté des activations nettes dans les régions temporo-pariétales pour chaque sujet (cf. Table 8). Des activations significatives ont été détectées dans le gyrus temporal moyen chez tous les sujets (moyenne \pm SD du voxel maximum des coordonnées de Talairach x, y, z en mm : -49 ± 5 , -44 ± 14 , -1 ± 7 ; $Z > 8$; étendue : 3594 ± 3121 mm³). Des activations ont aussi été trouvées dans le gyrus temporal supérieur gauche chez 6 sujets (moyenne \pm SD du voxel maximum des coordonnées de Talairach x, y, z en mm : -52 ± 20 , -32 ± 19 , 6 ± 10 ; $Z > 8$; étendue : 3253 ± 3977 mm³). Les coordonnées moyennes de l'aire de Wernicke dans le groupe dans l'espace de Talairach étaient : -47 ± 5 , -47 ± 11 , 3 ± 10

($Z > 8$; étendue : 3633 ± 3092 mm³); et les variations inter-sujets atteignaient 10, 42, et 38 mm. Une activation a aussi été observée dans le gyrus frontal inférieur gauche (ou aire de Broca) chez 8 sujets, incluant la partie operculaire (F3Op) et/ou la partie triangulaire (F3Tr). 5 sujets ont activé la F3Op (coordonnées : -48 ± 7 , 7 ± 3 , 17 ± 9 ; $Z > 8$; étendue : 1856 ± 1072 mm³) et 3 sujets ont activé la F3Tr (coordonnées : -48 ± 4 , 16 ± 4 , -2 ± 5 ; $Z > 8$; étendue : 8128 ± 10055 mm³). Le gyrus temporal moyen a aussi été activé chez 5 sujets (43 ± 9 , -38 ± 11 , 0 ± 11 ; $Z > 5,9$; étendue : 4416 ± 4041 mm³).

Le contraste entre les phrases en langues étrangères et les phrases en Français a aussi été exploré chez chacun des 13 sujets au seuil $p < 0,001$ non corrigé et $p < 0,05$ sur l'étendue des clusters. 11 sujets ont activé le cortex latéral frontal gauche dans le gyrus frontal moyen (-29 ± 7 , 26 ± 15 , 40 ± 8 ; $Z > 3,88$; étendue : 16721 ± 29926 mm³). 7 sujets ont activé le gyrus frontal supérieur gauche (-18 ± 5 , 45 ± 9 , 28 ± 15 ; $Z > 4,01$; étendue : 23022 ± 36386 mm³). Une activation significative a aussi été obtenue dans le lobule pariétal inférieur gauche chez 10 sujets (-48 ± 8 , -54 ± 12 , 34 ± 6 ; $Z > 4,47$; étendue : 8186 ± 7267 mm³). Le cortex latéral frontal droit a aussi été activé chez 8 sujets (33 ± 7 , 29 ± 18 , 32 ± 23 ; $Z > 4,78$; étendue : 5530 ± 7751 mm³), et les régions inférieures pariétales droites chez 4 sujets (34 ± 11 , -53 ± 5 , 37 ± 2 ; $Z > 3,72$; étendue : 2144 ± 2858 mm³).

4.4. Résultats de la procédure de TMS

4.4.1. Résultats généraux

Dans les effets généraux, un effet significatif du langage a été détecté pour les temps de réponse (TR) indiquant que les TR pour les mots étrangers étaient plus longs que les TR pour les mots en Français ($F(1,12) = 28,86$; $p = 0,0002$).

L'effet principal du mode de stimulation sur les TR ($F(1,12) = 7,7$; $p = 0,01$) était

4

RÉSULTATS

4.1. Résultats d'IRMf

Les données d'IRMf d'un sujet n'ont montré aucune activation et ont été exclues des analyses.

4.2. Résultats d'IRMf pour la localisation de l'activité motrice du pouce droit

Le contraste entre les mouvements du pouce droit et du pouce gauche ont permis la détection de l'activation motrice du pouce droit (seuil $p < 0,0001$ corrigé FWE et $k = 10$ en étendue des voxels). La carte statistique paramétrique déterminant l'activité motrice du pouce a détecté une

Sujets	Coordonnées de Talairach's (mm)			Z score	Étendue des cluster (mm ³)
	x	y	z		
S1	- 32	- 25	57	6,65	1536
S2	- 40	- 15	48	> 8	9984
S3	- 40	- 30	51	> 8	12288
S4	- 36	- 23	48	> 8	21248
S5	- 32	- 27	48	6,98	2752
S6	- 36	- 30-	51	> 8	3072
S7	- 36	- 27	58	6,57	2176
S8	- 40	- 27	55	6,78	2432
S9	- 29	- 27	51	> 8	1024
S10	- 29	- 30	58	> 8	5248

Table 7 : Coordonnées individuelles de l'activation motrice du pouce droit détectée pour le contraste « pouce droit » versus « pouce gauche » [seuil corrigé $p < 0,0001$ FWE corrigé et $p < 0,00001$ en étendue des cluster de plus de 10 voxels contigus].

Sujets	Coordonnées de Talairach's (mm)			t-value	Étendue des cluster (mm ³)	BA
	x	y	z			
S1	- 47	- 42	- 6	10,3	1088	21
S2	- 46	- 46	7	14,9	7104	21
S3	- 39	- 50	22	16,7	1728	22
S4	- 50	- 46	- 2	12,3	1472	21
S5	- 57	- 42	- 2	17,5	5056	21
S6	- 53	- 65	10	12,7	2816	39
S7	- 43	- 46	- 6	15,8	3136	21
S8	- 50	- 27	- 9	8,9	640	21
S9	- 50	- 54	4	14,4	1856	21
S10	- 46	- 46	1	16,8	11456	21
S11	- 46	- 65	3	16,5	2240	37
S12	- 39	- 46	18	18,2	3520	22
S13	43	- 46	1	15,2	5952	21

Table 8 : Coordonnées individuelles de l'aire temporo-pariétale détectée pour le contraste « phrases en Français » versus « phrases en langues étrangères » [seuil corrigé $p < 10^{-9}$ FWE), $SPM(Z) > 8$, et $p < 10^{-4}$ sur l'étendue des clusters de plus de 10 voxels contigus. BA: aires de Brodmann (extrait de Andoh et coll., 2006c).

significatif, ce qui montre que les TR pour la stimulation active étaient plus rapides (1020 ± 30 ms) que les TR pour la stimulation placebo (1066 ± 31 ms). L'interaction entre les fréquences d'amorçage et le langage était aussi significative ($F(1,12) = 7,42$; $p < 0,02$). L'interaction entre les fréquences de stimulation d'amorçage, le mode de stimulation et le langage était aussi significative ($F(1,12) = 5,56$; $p = 0,03$).

4.4.2. Résultats séparés pour chaque fréquence TBS et 1Hz-rTMS

Des analyses ANOVAs ont ensuite été réalisées séparément pour chaque fréquence d'amorçage (cf. Figure 41). Pour l'amorçage avec la 1Hz-rTMS, nous avons trouvé une interaction entre le mode de stimulation et le langage ($F_{(1,12)} = 4,5$; $p = 0,05$) avec une diminution moyenne de 64 ± 33 ms pour les mots en Français et 3 ± 40 ms pour les mots en langues étrangères.

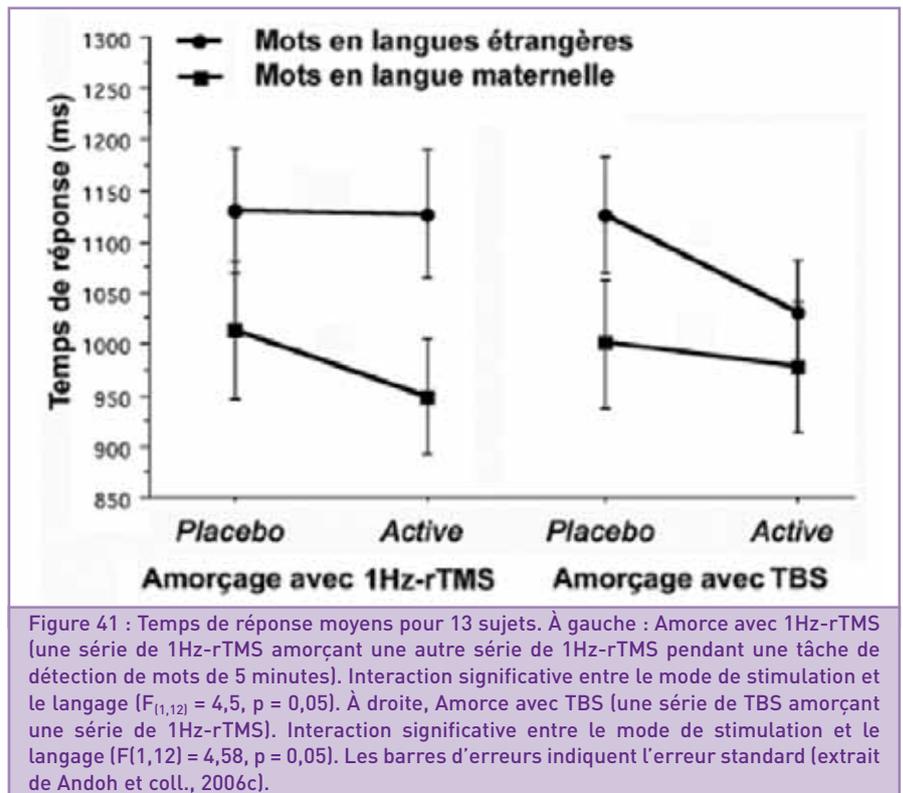
Pour l'amorçage avec la TBS, une interaction du mode de stimulation avec le langage ($F_{(1,12)} = 4,58$; $p = 0,05$) indiquait que l'amorçage avec la TBS diminuait davantage les TR pour les mots en langues étrangères que pour les mots en Français par rapport à son homologue placebo (diminution moyenne de 95 ± 27 ms pour les mots en langues étrangères et 22 ± 21 ms pour les mots en Français).

Les conditions contrôles i.e les stimulations placebos pour les deux fréquences d'amorçage (TBS et la 1Hz-rTMS) ne présentaient pas de différences significatives (t-tests appariés : $t > 0,35$; $p = 0,73$).

Les analyses post-hoc ont montré que les TR pour les mots en langues étrangères étaient plus courts pour l'amorçage TBS que pour l'amorçage 1Hz-rTMS (t-tests appariés : $t > -2,37$; $p = 0,03$), mais les TR pour les mots en Français n'étaient pas statistiquement différents entre la TBS et la 1Hz-rTMS (t-tests appariés : $t > 1,6$; $p = 0,11$).

Nous avons montré un effet significatif du langage sur les taux d'erreurs ($F_{(1,12)} = 94,5$; $p < 0,0001$) ; les participants avaient un taux d'erreurs plus élevé pour les mots en langues étrangères (25,7 %) que pour les mots en Français (3,4 %). Cependant, le taux d'erreurs n'était pas modifié, ni par le mode de stimulation ($F_{(1,12)} = 0,83$; $p = 0,38$; ns), ni par la fréquence d'amorçage utilisée ($F_{(1,12)} = 0,2$; $p = 0,63$; ns).

Remarques : La TBS était bien supportée par les sujets. Un seul volontaire a rapporté des maux de tête causés par cette fréquence, mais les TR moyens de ce sujet à cette fréquence 1269 ms pour les mots en Français et 1185 ms pour les mots en langues étrangères) étaient dans la moyenne de celle des autres sujets (535 à 1295 pour les mots en Français et 849 à 1348 ms pour les mots en langues étrangères).



5

DISCUSSION

Nous avons comparé l'effet de deux fréquences de stimulation (i.e. TBS et 1Hz-rTMS) sur l'aire de Wernicke localisée individuellement avec une tâche de détection de mots en IRMf. Les deux fréquences TBS et 1Hz-rTMS ont montré des effets différents sur les performances linguistiques lors de la tâche de détection de mots effectuée pendant une session de 1Hz-rTMS. À notre connaissance, cette étude est la première qui rapporte un rôle de la fréquence de stimulation dans la modulation du processus du langage.

L'amorçage avec la 1Hz-rTMS a montré une diminution plus forte des temps de réponse pour les mots en Français et non pour les mots en langues étrangères. Dans l'étude précédente, nous avons rapporté une diminution analogue des TR pour des stimuli en Français en utilisant la 1Hz-rTMS sur l'aire de Wernicke mais sans fréquences d'amorçage. Ces deux études confirment donc un effet facilitateur de la 1Hz-rTMS appliquée sur l'aire de Wernicke pendant le

processus auditif de la langue maternelle.

L'amorçage avec la Theta Burst Stimulation (TBS) a entraîné une diminution plus forte des TR pour les mots en langues étrangères que pour les mots en Français lors de la même tâche de détection de mots effectuée pendant une session de 1Hz-rTMS. La TBS a été précédemment utilisée, mais uniquement sur le cortex moteur (Huang et coll., 2005). Ces auteurs ont montré une augmentation significative (45%) de l'inhibition intracorticale (SICI), montrant que la TBS induisait des effets facilitateurs sur les potentiels évoqués moteurs.

Parallèlement à l'effet facilitateur rapporté par la TBS sur les régions motrices, les effets attendus sur l'aire de Wernicke étaient donc aussi une facilitation de la fonction sémantique dans la tâche de détection de mots et donc une diminution des TR pour les mots en Français et non pour les mots en langues étrangères, ce qui est l'inverse des résultats trouvés ici.

Les effets des fréquences de stimulation ont été déterminés en utilisant des variables comportementales (i.e. moyenne des temps de réponse) et mesurés dans une

étude randomisée et contrôlée avec une stimulation placebo. La magnitude de la diminution des TR observée était comparable à celle observée par d'autres études avec des fréquences de TMS usuelles pendant une tâche de langage (Sakai et coll., 2002 ; Devlin et coll., 2003 ; Nixon et coll., 2004).

Des effets non spécifiques de la rTMS, (e.g. le bruit ou les sensations sensorielles) pourraient expliquer en partie, les effets facilitateurs observés. Cependant, nous pouvons exclure un effet facilitateur dû au bruit de la TBS, étant donné que la bobine placebo qui produit le même bruit n'a eu aucun effet sur les TR. D'autres effets non spécifiques liés à une sensation tactile sur le scalp peuvent aussi être exclues, car les effets étaient différents entre les deux procédures 1Hz-rTMS et TBS.

Les différents effets obtenus entre les deux fréquences d'amorçage mettent en évidence le rôle de la fréquence de stimulation dans le circuit auditif de la détection de mots. Des effets dépendant de la fréquence de stimulation ont aussi été rapportés sur le cortex moteur primaire (Rounis et coll., 2005). Ces auteurs ont

comparé les fréquences de 1 Hz et de 5Hz et ont montré des changements qui dépendent de la fréquence utilisée dans le flux sanguin régional et dans la connectivité du cortex moteur primaire.

Nous pouvons donc émettre l'hypothèse que les deux fréquences de stimulation auraient induit des effets différents dans l'aire de Wernicke et dans la connectivité des régions interconnectées à l'aire de Wernicke. L'effet facilitateur observé sur les langues étrangères lors de la TBS sur l'aire de Wernicke pourrait être lié à des changements d'excitabilité de régions interconnectées à l'aire de Wernicke. Ces régions pourraient être celles qui ont été impliquées dans l'écoute des phrases en langues étrangères lors de la tâche de détection de mots. Les activations d'IRM fonctionnelles liées à la soustraction des mots en langues étrangères avec les mots en Français étaient localisées dans les régions bilatérales pariétales inférieures (BA 40) et dans les régions frontales supérieures et latérales gauches (BA 8/9). L'activation des régions pariétales inférieures gauches (BA 40, Jacquemot et coll., 2003; Paulesu et coll., 1993; Gelfand et Bookheimer 2003) a été précédemment liée aux processus linguistiques impliqués le traitement phonologique, la mémoire à court terme et le séquençage des phonèmes. L'activation des lobes frontaux bilatéraux a été impliquée dans la phonologie de mots (Booth et coll., 2006). Les aspects paralinguistiques du langage, incluant le décodage de l'information non-verbale émotionnelle de la voix (prosodie) ont aussi impliqué les aires frontales (Barrett et coll., 2004 ; Ethofer et coll., 2005 ; Kotz et coll., 2005).

Ainsi, un mécanisme putatif ayant pu améliorer le processus phonologique/prosodie lors de la stimulation de l'aire de Wernicke pourrait être le changement de l'activité d'aires frontale/pariétales activées lors de la tâche de détection de mots en IRMf.

Limitations :

La présente conception de ce protocole (haute fréquence amorçant une série de rTMS à basse fréquence) était basée sur une étude précédente (Iyer et coll., 2003), mais plusieurs limitations dans l'interprétation des résultats doivent être considérées.

Dans un premier temps, l'intensité de stimulation d'amorçage était différente entre la TBS et la 1Hz-rTMS. L'intensité était de 110 % SM pour la 1Hz-rTMS et 90 % SM pour la TBS, ces valeurs ont été choisies en accord avec la tolérance des sujets et les recommandations de sécurité de la TBS sur le cortex moteur (Huang et coll., 2005).

Dans un second temps, nous n'avons pas déterminé la durée des effets de la stimulation, lesquels auraient pu interférer d'une session à l'autre. Cependant, les stimulations actives et placebos étaient randomisées, et l'intervalle de repos de 30 minutes était basé sur de précédents résultats de TBS (Huang et coll., 2005).

6

CONCLUSION

Cette étude montre que la procédure TBS peut être administrée sans risque dans les régions postérieures du langage. De plus, les résultats des effets de stimulations d'amorçage sur l'aire de Wernicke chez des sujets sains suggèrent que la fréquence de stimulation joue un rôle crucial dans le circuit auditif de la détection de mots.

7

CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Le cadre de ce travail est la recherche de modulations des performances linguistiques induites par la TMS sur les aires du langage. Au début de ce travail, des modifications de performances linguistiques avaient été documentées dans la littérature sur la rTMS, mais uniquement à

haute fréquence. Les effets rapportés étaient variables en fonction des individus, des régions stimulées et des paramètres de stimulation utilisés (notamment la fréquence de stimulation). Ces études soulevaient les questions de 1/ la localisation individuelle des régions stimulées, 2/ l'implication de l'aire de Wernicke dans le traitement du langage et 3/ l'impact de la fréquence de stimulation.

Au cours de ce travail, nous avons validé une nouvelle méthode de positionnement de la bobine de TMS sur les aires ciblées permettant de prendre en compte la spécificité anatomique et fonctionnelle du cerveau de chaque sujet. Cette méthode simple et pratique permettrait une aide pour le positionnement de la bobine de TMS en l'absence de systèmes de neuro-navigation stéréotaxique de guidage, particulièrement en routine clinique.

Nous avons ensuite utilisé l'IRMf et rTMS pour rechercher un lien entre des aires cérébrales impliquées dans le processus de la perception du langage et des modifications comportementales induites lors d'une tâche linguistique. Les résultats d'IRMf ont permis de mettre en évidence et de quantifier la variabilité interindividuelle des aires cérébrales impliquées dans le traitement du langage. De plus, les résultats de TMS ont montré que l'aire de Wernicke était impliquée de manière causale dans le processus de la perception du langage. Enfin, nous avons étudié l'impact de la fréquence de stimulation dans le traitement de la perception de mots. Nous avons montré que différents processus linguistiques pouvaient être modulés en fonction de la fréquence de stimulation utilisée.

Ces études illustrent l'apport de l'association entre imagerie et TMS pour explorer les fonctions du langage in vivo chez l'homme. La combinaison de ces deux techniques est cependant limitée.

Les signaux causant le signal d'IRMf et les neurones activés par la TMS pourraient être différents (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 variations du signal IRM (Atwell et ladecola 2002).

D'autres limites de notre travail doivent être aussi être soulignées.

Les régions ciblées pour la TMS étaient limitées par la variable profondeur (Mc Connell et coll., 2001). En effet, seules les régions activées en IRMf d'une profondeur inférieure à 2 cm étaient prises en compte pour les expériences de TMS. Par ailleurs, nous n'avons pas contrôlé l'effet de l'orientation de la bobine. Bien que l'orientation de la bobine détermine la direction du courant induit, son influence demeure débattue (Dubach et coll., 2004 ; Kammer et coll., 2001 ; Niyazov 2005). Dans notre travail, la bobine était placée tangentielle-ment à la tête et maintenue de telle manière que son bras pointait à approximativement un angle de 45° par rapport à l'horizontale (Hoffman et coll., 2003 ; Maeda et coll., 2002 ; Rizzo et coll., 2004).

Cette orientation est prévue principalement pour donner des réponses motrices d'amplitude maximale, rien ne prouve

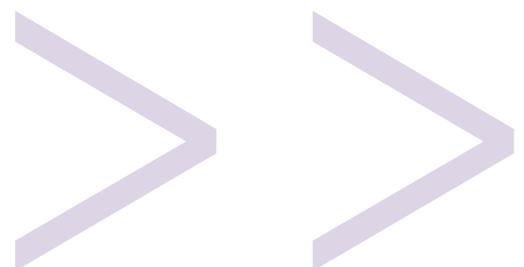
cependant, que cette orientation est la plus efficace sur les aires du langage. Nous avons utilisé cette orientation en référence à Mottaghy et al. (2003), Herwig et al. (2001), Baumer et al. (2003) et pour permettre de standardiser l'orientation de la bobine chez les sujets.

Nous avons appliqué la TMS en simultané avec une tâche de langage auditive. Les effets non spécifiques induits par la TMS comme le bruit et les sensations somatiques peuvent interférer, de manière évidente avec les performances. L'utilisation de conditions contrôles (stimulations placebo, régions contrôles et fréquences contrôles) permettent toutefois d'exclure ces effets non spécifiques.

Nos résultats portent sur une dizaine de sujets pour chaque étude. Cet effectif peu sembler insuffisant mais est comparable à celui d'autres études (Devlin et coll., 2003, Mottaghy et coll., 1999, Sparing et coll., 2001). Il serait intéressant toutefois, de confirmer ces résultats avec un effectif plus grand.

Dans une perspective complémentaire, les effets de la TMS objectivés précédemment

avec des moyennes de mesures comportementales (taux d'erreurs et temps de réponse) pourraient être comparés à des mesures neurophysiologiques ou fonctionnelles avec l'imagerie. En effet, l'utilisation de techniques d'imagerie (IRMf, spectroscopie par résonance magnétique) avant et après la rTMS pourrait permettre des mesures directes et quantitatives des changements induits par la rTMS dans le métabolisme des régions stimulées et de mesurer la connectivité fonctionnelle s'établissant au cours de processus linguistiques. Ces mesures physiologiques devraient permettre de mieux comprendre la fonction des aires cérébrales associées au langage et plus particulièrement le circuit cognitif s'établissant au cours du mécanisme de la perception du langage. Ces informations pourraient être utiles pour comprendre le dysfonctionnement du traitement de la perception sémantique mis en évidence dans la schizophrénie ou d'autres troubles ayant une composante impliquant la perception du langage, et des effets thérapeutiques potentiels de la TMS dans cette pathologie.



BIBLIOGRAPHIE

A

- **Amassian V. E., Cracco R. Q., Maccabee P. J., Cracco J. B., Rudell A., Eberle L.** 1989 Suppression of visual perception by magnetic coil stimulation of human occipital cortex. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 74, 458-462.
- **Amassian V. E., Quirk G. J., and Stewart M.** 1990 A comparison of corticospinal activation by magnetic coil and electrical stimulation of monkey motor cortex. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 77(5): 390-401.
- **Amunts K., Schleicher A., Burgel U., Mohlberg H., H.B., U., and Zilles K.** 1999 Broca's region revisited: cytoarchitecture and intersubject variability. *J Comp Neurol.* 412(2): 319-41.
- **Anand S., and Hotson J.** 2002 Transcranial magnetic stimulation: neurophysiological applications and safety. *Brain Cogn* 50 (3): 366-86.
- **Andoh J., Cachia A., Mangin J. F., Artige 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*, submitted for publication.
- **Andoh J., Artiges E., Pallier C., Rivière D., Mangin J. F., Cachia A., Plaze M., Paillère-Martinot M. L., and Martinot J. L.** 2006b Modulation of language areas with functional MR image-guided magnetic stimulation. *Neuroimage* 29(2): 619-27.
- **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*, 2006c in press.
- **Annett M.** 1967 The binomial distribution of

right, mixed and left handedness. *Q J Exp Psychol* 19(4):327-33.

- **Attwell D., Iadecola C.,** 2002. The neural basis of functional brain imaging signals. *Trends Neurosci.* 25 (12), 621-625.
- **Avery G.** 2004 The Avery-George-Holtzheimer database of rTMS depression studies. Available: www.ists.unibe.ch/TMSAvery.htm.
- **Aziz-Zadeh L., Iacoboni M., Zaidel E., Wilson S., and Mazziotta J.** 2004 Left hemisphere motor facilitation in response to manual action sounds. *Eur J Neurosci* 19(9): 2609-12.

B

- **Bailey, C. J., Karhu, J., and Ilmoniemi, R. J.** 2001 Transcranial magnetic stimulation as a tool for cognitive studies. *Scand J Psychol* 42(3): 297-305.
- **Barker, A. T., Jalinous, R., and Freeston, I. L.** 1985 Non-invasive magnetic stimulation of human motor cortex. *Lancet* 1(8437): 1106-7.
- **Barrett, J., Pike, G. B., and Paus, T.** 2004 The role of the anterior cingulate cortex in pitch variation during sad affect. *Eur J Neurosci* 19: 458-64.
- **Bartholow, R.** 1874 Experimental investigations into the functions of the human brain. *Am J Med Sci* 7: 305-313.
- **Bartres-Faz, D., Tormos, J. M., Junque, C., and Pascual-Leone, A.** 2000 [Transcranial magnetic stimulation: contribution to psychiatry and to the study of brain-behavior relationship]. *Actas Esp Psiquiatr* 28(2): 130-6.
- **Beckers, G. & Zeki, S.** 1995 The consequences of inactivating areas V1 and V5 on visual motion perception. *Brain* 118, 49-60.
- **Belin, P., Zatorre, R. J., Lafaille, P., Ahad, P., and Pike, B.** 2000 Voice-selective areas in human auditory cortex. *Nature* 403(6767): 309-12.
- **Belin, P., Zilbovicius, M., Crozier, S., Thivard, L., Fontaine, A., Masure, M. C., and Samson, Y.** 1998 Lateralization of speech and auditory temporal processing. *J Cogn Neurosci* 10(4): 536-40.
- **Berardelli, A., Inghilleri, M., Gilio, F., Romeo, S., Pedace, F., Curra, A., and Manfredi, M.** 1999 Effects of repetitive cortical stimulation on the silent period evoked by magnetic stimulation. *Exp Brain Res* 125: 82-86/.
- **Binder, J. R., Frost, J. A., Hammeke, T. A., Cox, R. W., Rao, S. M., and Prieto, T.** 1997 Human brain language areas identified by functional magnetic resonance imaging. *J Neurosci* 17(1): 353-62.
- **Bohning, D. E., Pecheny, A. P., Epstein, C. M., et al.** Mapping transcranial magnetic stimulation (TMS) fields in vivo with MRI. *Neuroreport* 1997; 8: 2535-2538
- **Bohning, D. E., Shastri, A., McConnell, K. A., Nahas, Z., Lorberbaum, J. P., Roberts, D. R., Teneback, C., Vincent, D. J., and George, M. S.** 1999 A combined TMS/fMRI study of intensity-dependent TMS over motor cortex. *Biol Psychiatry* 45(4): 385-94.
- **Bohning, D. E.** Introduction and overview of TMS physics. In: George MS, Belmaker RH, eds. *Transcranial magnetic stimulation in neuropsychiatry*. Washington, DC: American Psychiatric Press, 2000: 13-44.
- **Bohning, D. E., He, L., George, M. S., and Epstein, C. M.** 2001 Deconvolution of transcranial magnetic stimulation (TMS) maps. *J Neural Transm* 108(1): 35-52.
- **Bohning, D. E., Denslow, S., Bohning, P. A., Walker, J. A., and George, M. S.** 2003 A TMS coil positioning/holding system for MR image-guided TMS interleaved with fMRI. *Clin Neurophysiol* 114(11): 2210-9.

- **Borojerdi, B., Meister, I. G., Foltys, H., Sparing, R., Cohen, L. G., and Topper, R.** 2002 Visual and motor cortex excitability: a transcranial magnetic stimulation study. *Clin Neurophysiol* 113(9): 1501-4.
- **Brasil-Neto, J. P., de Araujo, D. P., Teixeira, W. A., Araujo, V. P., and Boechat-Barros, R.** 2004 Experimental therapy of epilepsy with transcranial magnetic stimulation: lack of additional benefit with prolonged treatment. *Arq Neuropsiquiatr* 62(1): 21-5.
- **Brasil-Neto, J. P., McShane, L.M., Fuhr P, Hallett M, Cohen LG.** 1992 Topographic mapping of the human motor cortex with magnetic stimulation : factors affecting accuracy and reproducibility. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*; 85: 9-16.
- **Brett, M., Johnsrude, I. S., and Owen, A. M.** 2002 The problem of functional localization in the human brain. *Nat Rev Neurosci* 3(3):243-9.
- **Broca, P. M.** 1861 Remarques sur le siege de la faculte du langage articule, suivies d'une observation d'aphemie (perte de la parole). *Bull. Memoires Soc. Anat. Paris* 36: 330-357.
- **Buckner, R. L., Raichle, M. E., and Petersen, S. E.** 1995 Dissociation of human prefrontal cortical areas across different speech production tasks and gender groups. *J Neurophysiol* 74(5): 2163-73.
- **Burton, M. W., Noll, D. C., and Small, S. L.** 2001 The anatomy of auditory word processing: individual variability. *Brain Lang* 77(1): 119-31.
- **Bush, G., Luu, P., and Posner, M. I.** 2000 Cognitive and emotional influences in anterior cingulate cortex. *Trends Cogn Sci* 4(6): 215-222.
- **Chen, R., Gerloff, C., Classen, J., Wassermann, E. M., Hallett, M., and Cohen, L. G.** 1997 Safety of different inter-train intervals for repetitive transcranial magnetic stimulation and recommendations for safe ranges of stimulation parameters. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 105(6): 415-21.
- **Chen, R., Lozano, A.M., Ashby, P.** Mechanism of the silent period following transcranial magnetic stimulation. Evidence from epidural recordings. 1999 *Exp Brain Res*; 128: 539-42.
- **Christie, B. R., and Abraham, W. C.** 1992 Priming of associative long-term depression in the dentate gyrus by theta frequency synaptic activity. *Neuron* 9(1): 79-84.
- **Classen, J., Witte, O.W., Schlaug, G., Seitz, R.J., Holthausen, H. and Benecke, R.** 1995 Epileptic seizures triggered directly by focal transcranial magnetic stimulation. *Electroenceph clin Neurophysiol.* 94, 19-25.
- **Claus, D., Weis, M., Treig, T., Lang, C., Eichhorn, K. F., and Sembach, O.** 1993 Influence of repetitive magnetic stimuli on verbal comprehension. *J Neurol* 240(3): 149-50.
- **Cohen, L. G. Celnik, P., Pascual-Leone, A., Corwell, B., Falz, L., Dambrosia, J., Honda, M., Sadato, N., Gerloff, C., Catala, M. D., Hallett, M.** 1997 Functional relevance of crossmodal plasticity in blind humans. *Nature* 389, 180-183.
- **Counter, S. A., Borg, E., and Olofsson, A.** 1993 Oto-traumatic effects of computer simulated magnetic coil impulse noise: analysis of mechanisms. *Acta Oto-Laryngol.* 113, 699 - 705
- **Cracco, R.Q., Amassian, V.E., Maccabee, P.J., Cracco, J.B.** Comparison of human transcallosal responses evoked by magnetic coil and electrical stimulation. 1989 *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*; 74: 417-24.
- **David, A. S.** 1999 Auditory hallucinations: phenomenology, neuropsychology and neuroimaging update. *Acta Psychiatr Scand Suppl* 395: 95-104.
- **David, A. S., and Woodruff, P. W., et al.** 1996 Auditory hallucinations inhibit exogenous activation of auditory association cortex. *NeuroReport* 7, 932-936.
- **David, A. S., and Woodruff, P. W., et al.** 1996 Auditory hallucinations inhibit exogenous activation of auditory association cortex. *Neuroreport* 754: 932-6.
- **Davidson, R. J., Abercrombie, H., Nitschke, J. B., and Putnam, K.** 1999 Regional brain function, emotion and disorders of emotion. *Curr Opin Neurobiol* 9(2): 228-34.
- **Day, B. L., Dressler, D., Maertens de Noordhout, A., Marsden, C. D., Nakashima, K., Rothwell, J. C., and Thompson, P. D.** 1989 Electric and magnetic stimulation of human motor cortex: surface EMG and single motor unit responses. *J Physiol* 412: 449-73.
- **Day, B. L., Rothwell, J. C., Thompson, P. D., Maertens de Noordhout, A., Nakashima, K., Shannon, K., Marsden, C. D.** 1989 Delay in the execution of voluntary movement by electrical or magnetic brain stimulation in intact man. *Brain* 112, 649-663.
- **Demonet, J. F., C. Price, R. Wise & R.S. Frackowiak.** 1994 Differential activation of right and left posterior sylvian regions by semantic and phonological tasks: a positronemission tomography study in normal human subjects. *Neurosci Lett* 182: 25-8.
- **Demonet, J. F., F. Chollet, S. Ramsay, D. Cardebat, J.L. Nespoulous, R. Wise, A. Rascol & R. Frackowiak.** 1992 The anatomy of phonological and semantic processing in normal subjects. *Brain* 115 (Pt 6): 1753-68.
- **Demonet, J. F., and Thierry, G.** 2001 Language and brain: what is up? What is coming up? *J Clin Exp Neuropsychol* 23(1): 49-73.
- **Devinsky, O., Morrell, M. J., and Vogt, B. A.** 1995 Contributions of anterior cingulate cortex to behaviour. *Brain* 118 (Pt 1): 279-306.
- **Devlin, J. T., Matthews, P. M., and Rushworth, M. F.** 2003 Semantic processing in the left inferior prefrontal cortex: a combined functional magnetic resonance imaging and transcranial magnetic stimulation study. *J Cogn Neurosci* 15(1): 71-84.



- **Cadwell, J.** 1991 Optimizing magnetic stimulator design. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl* 43: 238-48.
- **Catani, M., Jones, D.K., ffytche, D.H.** Perisylvian language networks of the human brain. *Ann Neurol.* 2005 Jan; 57(1): 8-16.



- **David, A. S., Woodruff, P.W., Howard, R., Mellers, J.D., Brammer, M., Bullmore, E., Wright, I., Andrew, C., Williams, S.C.,** 1996. Auditory hallucinations inhibit exogenous

- **Di Lazzaro, V., Oliviero, A., Profice, P., Insola, A., Mazzone, P., Tonali, P., and Rothwell, J. C.** 1999a Direct demonstration of interhemispheric inhibition of the human motor cortex produced by transcranial magnetic stimulation. *Exp Brain Res* 124(4):520-4.
- **Di Lazzaro, V., Oliviero, A., Profice, P., Insola, A., Mazzone, P., Tonali, P., and Rothwell, J. C.** 1999b Direct recordings of descending volleys after transcranial magnetic and electric motor cortex stimulation in conscious humans. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl* 51:120-6.
- **Drevets, W. C., Price, J. L., Simpson, J. R., Jr., Todd, R. D., Reich, T., Vannier, M., and Raichle, M. E.** 1997 Subgenual prefrontal cortex abnormalities in mood disorders. *Nature* 386(6627):824-7.
- **Dubach, P., Guggisberg, A. G., Rosler, K. M., Hess, C. W., and Mathis, J.** 2004 Significance of coil orientation for motor evoked potentials from nasalis muscle elicited by transcranial magnetic stimulation. *Clin Neurophysiol* 115(4):862-70.

E

- **Epstein, C. M., Lah, J. J., Meador, K., Weissman, J. D., Gaitan, L. E., Dihenia, B.** 1996 Optimum stimulus parameter for lateralized suppression of speech with magnetic brain stimulation. *Neurology*;47:1590–1593.
- **Epstein, C.M., Davey, K.R.,** 2002. Iron-core coils for transcranial magnetic stimulation. *J. Clin. Neurophysiol.* 19 (4), 376– 381.
- **Ethofer, T., Anders, S., Erb, M., Herbert, C., Wiethoff, S., Kissler, J., Grodd, W., and Wildgruber, D.** 2006 Cerebral pathways in processing of affective prosody: a dynamic causal modeling study. *Neuroimage* 30(2):580-7.

F

- **Faraday, M.** Experimental Researches in Electricity, vols. I. and II., **Richard and John Edward Taylor**, vols. I. and II. (1844 and 1847); vol. III. (1844); vol. III. **Richard Taylor and William Francis** (1855)
- **Fauth, C., Meyer, B.U., Prosiogel, M., Zihl, J. and Conrad, B.** 1992 Seizure induction and magnetic stimulation after stroke. *Lancet*. 339, 362.
- **Felleman, D. J., and Van Essen, D. C.** 1991 Distributed hierarchical processing in the primate cerebral cortex. *Cereb Cortex* 1(1):1-47.
- **Ferrier, D.** 1876 *The Functions of the Brain.* London.
- **Fierro, B., Ricci, R., Piazza, A., Scalia, S., Giglia, G., Vitello, G., and Brighina, F.** 2003 1 Hz rTMS enhances extrastriate cortex activity in migraine: evidence of a reduced inhibition? *Neurology* 61(10):1446-8.
- **Fiez, J. A.** 1997 Phonology, semantics, and the role of the left inferior prefrontal cortex. *Hum Brain Mapp* 5(2):79-83.
- **Fitzgerald, P. B., Brown TL, Daskalakis, Z. J., Chen R., Kulkarni, J.** Intensitydependent effects of 1 Hz rTMS on human corticospinal excitability. 2002b *Clin Neurophysiol*; 113:1136–41
- **Foundas, A. L., Eure, K. F., Luevano, L. F., and Weinberger, D. R.** 1998 MRI asymmetries of Broca's area: the pars triangularis and pars opercularis. *Brain Lang* 64(3):282-96.
- **Fregni, F., Schachter, S. C., and Pascual-Leone, A.** 2005 Transcranial magnetic stimulation treatment for epilepsy: can it also improve depression and vice versa? *Epilepsy Behav* 7(2):182-9.
- **Friederici, A. D.** 2002 Towards a neural basis of auditory sentence processing. *TRENDS in Cognitive Sciences* 6(2).
- **Friston, K. J., Holmes, A. P., Worsley, K. J., Poline, J. B., Frith, C. D., & Frackowiak, R. S. J.** 1995. Statistical parametric maps in functional imaging: a general linear approach. *Human Brain Mapping*, 2, 189-210.

- **Fritsch, G. & Hitzig, E.** 1870. Über die elektrische Erregbarkeit des Grosshirns. *Archiv für Anatomie, Physiologie, und wissenschaftliche Medicin*, 300-332

G

- **Gabrieli, J. D., Poldrack, R. A., and Desmond, J. E.** 1998 The role of left prefrontal cortex in language and memory. *Proc Natl Acad Sci U S A* 95(3):906-13.
- **Galuske, R. A., Schlote, W., Bratzke, H., and Singer, W.** 2000 Interhemispheric asymmetries of the modular structure in human temporal cortex. *Science* 289(5486):1946-9.
- **Gelfand, J. R., and Bookheimer, S. Y.** 2003 Dissociating neural mechanisms of temporal sequencing and processing phonemes. *Neuron* 38(5):831-42.
- **George, M. S., Wassermann, E. M., Williams, W. A., Callahan, A., Ketter T. A., Basser, P., Hallett, M., Post, R. M.** 1995 Daily repetitive transcranial magnetic stimulation (rTMS) improves mood in depression. *NeuroReport* 6, 1853–1856.
- **Gerloff, C., Corwell, B., Chen, R., Hallett, M. & Cohen, L. G.** 1997 Stimulation over the human supplementary motor area interferes with the organization of future elements in complex motor sequences. *Brain* 120, 1587–1602
- **Geschwind, N.** 1965 [The problem of language in relation to the phylogenetic development of the brain]. *Sist Nerv* 17(6):411-9.
- **Gilio, F., Rizzo, V., Siebner, H. R., and Rothwell, J. C.** 2003 Effects on the right motor hand area excitability produced by low-frequency rTMS over human contralateral homologous cortex. *J Physiol* 551.2:563–573.
- **Golding, E.** 1981 The effect of unilateral brain lesion on reasoning. *Cortex* 17(1):31-40.
- **Gorsler, A., Baumer, T., Weiller, C., Munchau, A., and Liepert, J.** 2003 Interhemispheric effects of high and low frequency rTMS in healthy humans. *Clin Neurophysiol* 114(10):1800-7.

- **Grisaru, N., Amir, M., Cohen, H., and Kaplan, Z.** 1998 Effect of transcranial magnetic stimulation in posttraumatic stress disorder: a preliminary study. *Biol Psychiatry* 44(1):52-5.
- **Grosbras, M. H., and Paus, T.** 2002 Transcranial magnetic stimulation of the human frontal eye field: effects on visual perception and attention. *J Cogn Neurosci* 14(7):1109-20.
- **Gugino, L. D., Romero, J. R., Aglio, L., Titone, D., Ramirez, M., Pascual-Leone, A., Grimson, E., Weisenfeld, N., Kikinis, R., and Shenton, M. E.** 2001 Transcranial magnetic stimulation coregistered with MRI: a comparison of a guided versus blind stimulation technique and its effect on evoked compound muscle action potentials. *Clin Neurophysiol* 112(10):1781-92

H

- **Hallett, M., Cohen, L. G., Pascual-Leone, A., Brasil-Neto, J., Wassermann, E. M. and Cammarota, A. N.**: Plasticity of the human motor cortex. 1993 In: *Spasticity: Mechanisms and Management*. Edited by Thilmann, A.F., Burke, D.J. and Rymer, W.Z. Springer-Verlag, Berlin, pp. 67-81.
- **Haraldsson, H. M., Ferrarelli, F., Kalin, N. H., and Tononi, G.** 2004 Transcranial Magnetic Stimulation in the investigation and treatment of schizophrenia: a review. *Schizophr Res* 71(1):1-16.
- **Herwig, U., Padberg, F., Unger, J., Spitzer, M., Schonfeldt-Lecuona, C.** 2001a : Transcranial magnetic stimulation in therapy studies: examination of the reliability of "standard" coil positioning by neuronavigation. *Biol Psychiatry* 1:50(1):58-61.
- **Herwig, U., Schonfeldt-Lecuona, C., Wunderlich, A. P., et al** 2001b : The navigation of transcranial magnetic stimulation. *Psychiatry Res*; 108:123-31.
- **Hess, G., and Donoghue, J. P.** 1996 Long-term depression of horizontal connections in rat motor cortex. *Eur J Neurosci* 8(4):658-65.

- **Hickok, G. & D. Poeppel.** 2000. Towards a functional neuroanatomy of speech perception. *Trends Cogn Sci* 4, 131-138.
- **Hoffman, R. E., Hawkins, K. A., Gueorguieva, R., Boutros, N. N., Rachid, F., Carroll, K., and Krystal, J. H.** 2003 Transcranial magnetic stimulation of left temporoparietal cortex and medication-resistant auditory hallucinations. *Arch Gen Psychiatry* 60(1):49-56.
- **Hömberg, V. and Netz, J.** 1989 Generalised seizures induced by transcranial magnetic stimulation of motor cortex. *Lancet*. 2, 1223.
- **Huang, Y. Z., Edwards, M. J., Rounis, E., Bhatia, K. P., and Rothwell, J. C.** 2005 Theta burst stimulation of the human motor cortex. *Neuron* 45(2):201-6.
- **Huang, Y. Z., and Rothwell, J. C.** 2004 The effect of short-duration bursts of high-frequency, low-intensity transcranial magnetic stimulation on the human motor cortex. *Clin Neurophysiol* 115(5):1069-75.

I

- **Ilmoniemi, R. J., Virtanen, J., Ruohonen, J., Karhu, J., Aronen, H. J., Naatanen, R., and Katila, T.** 1997 Neuronal responses to magnetic stimulation reveal cortical reactivity and connectivity. *Neuroreport* 8(16):3537-40.
- **Iriki, A., Pavlides, C., Keller, A., and Asanuma, H.** 1989 Long-term potentiation in the motor cortex. *Science* 245(4924):1385-7.
- **Iyer, M. B., Schleper, N., and Wassermann, E. M.** 2003 Priming stimulation enhances the depressant effect of low-frequency repetitive transcranial magnetic stimulation. *J Neurosci* 23(34):10867-72.

J

- **Jacquemot, C., Pallier, C., LeBihan, D., Dehaene, S., and Dupoux, E.** 2003 Phonological grammar shapes the auditory cortex: a functional magnetic resonance imaging study. *J Neurosci* 23(29):9541-6.

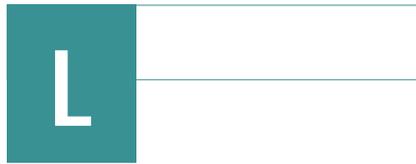
- **Josephs, O., & Henson, R.N.A.** (1999). Event-related functional magnetic resonance imaging: modelling, inference and optimization. *Philosophical Transactions of Royal Society of London B: Biological Sciences*, 354, 1215-1228
- **Just, M. A., Newman, S. D., Keller, T. A., McElaney, A., Carpenter, P. A.** 2004 Imagery in sentence comprehension: an fMRI study. *Neuroimage*.21(1):112-24.

K

- **Kammer, T., Beck, S., Erb, M., and Grodd, W.** 2001 The influence of current direction on phosphene thresholds evoked by transcranial magnetic stimulation. *Clin Neurophysiol* 112(11): 2015-21.
- **Kandler, R.** 1990 Safety of transcranial magnetic stimulation. *Lancet*. 335, 469-470.
- **Kaptsan, A., Yaroslavsky, Y., Applebaum, J., Belmaker, R. H., and Grisaru, N.** 2003 Right prefrontal TMS versus sham treatment of mania: a controlled study. *Bipolar Disord* 5(1): 36-9.
- **Kapur, N.** 1996 Paradoxical functional facilitation in brain-behaviour research. A critical review. *Brain* 119 (Pt 5): 1775-90.
- **Kew, J. J. Ridding, M. C., Rothwell, J. C., Passingham, R. E., Leigh, P. N., Sooriakumaran, S., Frackowiak, R. S., Brooks, D. J.** 1994 Reorganization of cortical blood flow and transcranial magnetic stimulation maps in human subjects after upper limb amputation. *J Neurophysiol*. 72, 2517-2524.
- **Kimbrell, T. A., Little, J. T., Dunn, R. T., et al.** 1999 Frequency dependence of antidepressant response to left prefrontal repetitive transcranial magnetic stimulation (rTMS) as a function of baseline cerebral glucose metabolism. *Biol Psychiatry*;46: 1603-1613.
- **Klein, D., Milner, B., Zatorre, R. J., Meyer, E., and Evans, A. C.** 1995 The neural substrates underlying word generation: a bilingual functional-imaging study. *Proc Natl Acad Sci U S A* 92(7):2899-903.
- **Knecht, S., Ellger, T., Breitenstein, C., Bernd Ringelstein, E., and Henningsen, H.** 2003

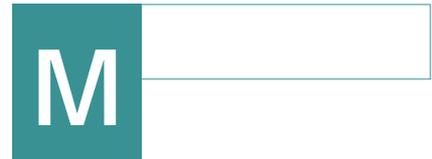
Changing cortical excitability with low-frequency transcranial magnetic stimulation can induce sustained disruption of tactile perception. *Biol Psychiatry* 53(2): 175-9.

- **Knecht, S., Floel, A., Drager, B., Breitenstein, C., Sommer, J., Henningsen, H., Ringelstein, E. B., and Pascual-Leone, A.** 2002 Degree of language lateralization determines susceptibility to unilateral brain lesions. *Nat Neurosci* 5(7): 695-9.
- **Kobayashi, M., Hutchinson, S., Theoret, H., Schlaug, G., and Pascual-Leone, A.** 2004 Repetitive TMS of the motor cortex improves ipsilateral sequential simple finger movements. *Neurology* 62(1): 91-8.
- **Kohler, S., Paus, T., Buckner, R. L., and Milner, B.** 2004 Effects of Left Inferior Prefrontal Stimulation on Episodic Memory Formation: A Two-Stage fMRI-rTMS Study. *Journal of Cognitive Neuroscience* 16: 2: 17-188.
- **Kotz, S. A., Meyer, M., Alter, K., Besson, M., von Cramon, D. Y., and Friederici, A. D.** 2003 On the lateralization of emotional prosody: an event-related functional MR investigation. *Brain Lang* 86(3): 366-76.
- **Krings, T., Buchbinder, B. R., Butler, W. E., et al** 1997a : Stereotactic transcranial magnetic stimulation: correlation with direct electrical cortical stimulation. *Neurosurgery*; 41: 1319-25.
- **Krings, T., Buchbinder; B.R., Butler, W.E., Chiappa, K.H., Jiang, H. J., Cosgrove, G. R., Rosen, B. R.** 1997b Functional magnetic resonance imaging and transcranial magnetic stimulation: complementary approaches in the evaluation of cortical motor function. *Neurology*; 48(5): 1406-1416.
- **Kujirai, T., Caramia, M. D., Rothwell, J. C., Day, B. L., Thompson, P. D., Ferber, A., et al.** 1993 Corticocortical inhibition in human motor cortex. *J Physiol (Lond)*; 471: 501-19.
- **Kwong, K.K., Belliveau, J.W., Chesler, D.A., Goldberg, I.E., Weisskoff, R.M., Poncelet, B.P., Kennedy, D.N., Hoppel, B.E., Cohen, M.S., Turner, R., et al.** 1992. Dynamic magnetic resonance imaging of human brain activity during primary sensory stimulation. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 89, 5675-5679.



- **Lancaster, J. L., Narayana, S., Wenzel, D., Luckemeyer, J., Roby, J., and Fox, P.** 2004 Evaluation of an image-guided, robotically positioned transcranial magnetic stimulation system. *Hum Brain Mapp* 22(4): 329-40.
- **Lee, S., Kim, W., Chung, Y. C., Jung, K. H., Bahk, W.M., Jun, T. Y., Kim, K. S., George, M. S., and Chae, J. H.** 2005 A double blind study showing that two weeks of daily repetitive TMS over the left or right temporoparietal cortex reduces symptoms in patients with schizophrenia who are having treatment-refractory auditory hallucinations. *Neurosci Lett.* 376(3): 177-81.
- **Lefaucheur, J. P., Drouot, X., Von Raison, F., Menard-Lefaucheur, I., Cesaro, P., and Nguyen, J. P.** 2004 Improvement of motor performance and modulation of cortical excitability by repetitive transcranial magnetic stimulation of the motor cortex in Parkinson's disease. *Clin Neurophysiol* 115(11): 2530-41.
- **Liebetanz, D, Klinker, F, Hering, D, Koch, R, Nitsche, MA, Potschka, H, Loscher, W, Paulus, W, Tergau, F.** 2006 Anticonvulsant effects of transcranial direct-current stimulation (tDCS) in the rat cortical ramp model of focal epilepsy. *Epilepsia* 47(7): 1216-24.
- **Liepert, J.** 2005 Transcranial magnetic stimulation in neurorehabilitation. *Acta Neurochir Suppl* 93: 71-4.
- **Lisanby, S. H., Gutman, D., Luber, B., Schroeder, C., and Sackeim, H. A.** 2001 Sham TMS: intracerebral measurement of the induced electrical field and the induction of motorevoked potentials. *Biol Psychiatry* 49(5): 460-3.
- **Loo, C. K., Taylor, J. L., Gandevia, S. C., McDermont, B. N., Mitchell, P. B., and Sachdev, P. S.** 2000 Transcranial magnetic stimulation (TMS) in controlled treatment studies: are some « sham » forms active? *Biol Psychiatry* 47(4): 325-31.

- **Lotze, M., Kaethner, R. J., Erb, M., Cohen, L. G., Grodd, W. and Topka, H.** 2003 Comparison of representational maps using functional magnetic resonance imaging and transcranial magnetic stimulation. *Clin Neurophysiol* 114(2): 306-12.



- **Maccabee, P. J., Eberle, L., Amassian, V. E., Cracco, R. Q., Rudell, A., Jayachandra, M.** [Spatial distribution of the electric field induced in volume by round and Figure '8' magnetic coils: relevance to activation of sensory nerve fibres. *Electroencephalogr Clinical Neurophysiology* 1990; 76: 131-41.
- **Maeda, F., Keenan, J. P., Tormos, J. M., Topka, H., and Pascual-Leone, A.** 2000 Interindividual variability of the modulatory effects of repetitive transcranial magnetic stimulation on cortical excitability. *Exp Brain Res* 133(4): 425-30.
- **Maeda F, Keenan JP, Tormos JM, Topka H, Pascual-Leone A.** Modulation of corticospinal excitability by repetitive transcranial magnetic stimulation. *Clin Neurophysiol* 2000b; 111: 800-805
- **Malmivuo, J., and Plonsey, R.** 1995 : Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields. In : *Bioelectromagnetism*. New York OXFORD UNIVERSITY PRESS pp 375-380.
- **Malogiannis, I. A., Valaki, C., Smyrnis, N., Papathanasiou, M., Evdokimidis, I., Baras, P., Mantas A., Kelekis D., and Christodoulou G.** 2003 Functional magnetic resonance imaging (fMRI) during a language comprehension task. *Journal of Neurolinguistics* 16:407-416.
- **Mangin J. F., Rivière, D., Cachia, A., Duchesnay, E., Cointepas, Y., Papadopoulos-Orfanos, D., Scifo, P., Ochiai, T., Brunelle, F., Regis, J;** 2004: A framework to study the cortical folding patterns. *Neuroimage* 23, 129-138.
- **Martin, J. L., Barbanj, M. J., Perez, V., and Sacristan, M.** 2003 Transcranial magnetic stimulation for the treatment of obsessive-

compulsive disorder. *Cochrane Database Syst Rev* (3): CD003387.

- **Matthews, P. M., Adcock, J., Chen, Y., Fu, S., Devlin, J. T., Rushworth, M. F., Smith, S., Beckmann, C., and Iversen, S.** 2003 Towards understanding language organisation in the brain using fMRI. *Hum Brain Mapp* 18 (3): 239-47.
- **Matsumoto, R., Nair, D. R., LaPresto, E., Najm, I., Bingaman, W., Shibasaki, H., Luders, H.O.** 2004 Functional connectivity in the human language system: a cortico-cortical evoked potential study. *Brain* 127(Pt 10): 2316-30.
- **Mayberg, H. S., Brannan, S. K., Mahurin, R. K., Jerabek, P. A., Brickman, J. S., Tekell, J. L., Silva, J. A., McGinnis, S., Glass, T. G., Martin, C. C., and Fox, P. T.** 1997 Cingulate function in depression: a potential predictor of treatment response. *Neuroreport* 8(4): 1057-61.
- **McConnell, K. A., Nahas, Z., Shastri, A., Lorberbaum, J. P., Kozel, F. A., Bohning, D. E., and George, M. S.** 2001 The transcranial magnetic stimulation motor threshold depends on the distance from coil to underlying cortex: a replication in healthy adults comparing two methods of assessing the distance to cortex. *Biol Psychiatry* 49(5): 454- 9.
- **McDermott, K. B., Petersen, S. E., Watson, J. M., and Ojemann, J. G.** 2003 A procedure for identifying regions preferentially activated by attention to semantic and phonological relations using functional magnetic resonance imaging. *Neuropsychologia* 41(3): 293- 303.
- **McIntosh, A. M., Semple, D., Tasker, K., Harrison, L. K., Owens, D. G., Johnstone, E. C., and Ebmeier, K. P.** 2004 Transcranial magnetic stimulation for auditory hallucinations in schizophrenia. *Psychiatry Res* 127(1-2): 9-17.
- **Menkes, D. L., and Gruenthal, M.** 2000 Slow-frequency repetitive transcranial magnetic stimulation in a patient with focal cortical dysplasia. *Epilepsia* 41(2): 240-2.
- **Merton, P. A. & Morton, H. B.** 1980 Stimulation of the cerebral cortex in the intact human subject. *Nature* 285, 227.

- **Mesulam, M. M.** 1998 From sensation to cognition. *Brain* 121 (Pt 6): 1013-52.
- **Michael, N., and Erfurth, A.** 2004 Treatment of bipolar mania with right prefrontal rapid transcranial magnetic stimulation. *J Affect Disord* 78(3): 253-7.
- **Modugno, N., Nakamura, Y., MacKinnon, C. D., Filipovic, S. R., Bestmann, S., Berardelli, A., Rothwell, J. C.** Motor cortex excitability following short trains of repetitive magnetic stimuli. *Exp Brain Res* 2001; 140: 453-459
- **Morton, J. and Patterson, K.** 1980 In *Deep Dyslexia*. Op cit.
- **Mottaghy, F. M., Gangitano, M., Krause, B. J., and Pascual-Leone, A.** 2003 Chronometry of parietal and prefrontal activations in verbal working memory revealed by transcranial magnetic stimulation. *Neuroimage* 18(3): 565-75.
- **Mottaghy, F. M., Gangitano, M., Sparing, R., Krause, B. J., and Pascual-Leone, A.** 2002 Segregation of areas related to visual working memory in the prefrontal cortex revealed by rTMS. *Cereb Cortex* 12(4): 369-75.
- **Mottaghy, F. M., Hungs, M., Brugmann, M., Sparing, R., Boroojerdi, B., Foltys, H., Huber, W., and Topper, R.** 1999 Facilitation of picture naming after repetitive transcranial magnetic stimulation. *Neurology* 53(8): 1806-12.
- **Muellbacher W, Ziemann U, Boroojerdi B, Hallett M.** Effects of low-frequency transcranial magnetic stimulation on motor excitability and basic motor behavior. *Clin Neurophysiol* 2000; 111: 1002-1007
- **Muellbacher W, Ziemann U, Wissel J, Dang N, Kofler M, Facchini S, Boroojerdi B, Poewe W, Hallett M.** 2002 Early consolidation in human primary motor cortex. *Nature*.
- **Munchau, A., Bloem, B. R., Irlbacher, K., Trimble, M. R., and Rothwell, J. C.** 2002 Functional Connectivity of Human Premotor and Motor Cortex Explored with Repetitive Transcranial Magnetic Stimulation. *The Journal of Neuroscience* 22(2): 554-561.



- **Nakamura, H., Kitagawa, H., Kawaguchi, Y., and Tsuji, H.** 1996 Direct and indirect activation of human corticospinal neurons by transcranial magnetic and electrical stimulation. *Neurosci Lett* 210(1): 45-8.
- **Neggers SF, Langerak TR, Schutter DJ, Mandl RC, Ramsey NF, Lemmens PJ, Postma A.** A stereotactic method for image-guided transcranial magnetic stimulation validated with fMRI and motor-evoked potentials. *Neuroimage*. 2004 Apr; 21(4): 1805-17.
- **Nixon, P., Lazarova, J., Hodinott-Hill, I., Gough, P., and Passingham, R.** 2004 The inferior frontal gyrus and phonological processing: an investigation using rTMS. *J Cogn Neurosci* 16(2): 289-300.
- **Niyazov, D. M., Butler, A. J., Kadah, Y. M., Epstein, C. M., and Hu, X. P.** 2005 Functional magnetic resonance imaging and transcranial magnetic stimulation: effects of motor imagery, movement and coil orientation. *Clin Neurophysiol* 116(7): 1601-10.



- **Ogawa, S., Lee, T.M., Kay, A.R., & Tank, D.W.** 1990 Brain magnetic resonance imaging with contrast dependent on blood oxygenation. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 87, 9868-9872.
- **Ogawa, S., Tank, D.W., Menon, R., Ellermann, J.M., Kim, S.G., Merkle, H., & Ugurbil, K.** 1992. Intrinsic signal changes accompanying sensory stimulation: functional brain mapping with magnetic resonance imaging. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 89, 5951-5955.
- **Ojemann, G. A.** 1978a Organization of short-term verbal memory in language areas of human cortex: evidence from electrical

- stimulation. *Brain Lang.* 5(3): 331-40.
- **Ojemann, G. A., Whitaker, H. A.** 1978b Language localization and variability. *Brain Lang.* 6(2): 239-60.
 - **Ojemann, G. A., Mateer, C.** 1979a Human language cortex: localization of memory, syntax and sequential motor-phoneme identification systems. *Science* 205: 140-143.
 - **Ojemann, G. A.** 1979b Individual variability in cortical localization of language. *J Neurosurg.* 50(2): 164-9.
 - **Ojemann, G. A.** 1982 Models of the brain organization for higher integrative functions derived with electrical stimulation techniques. *Hum Neurobiol.* 1(4): 243-9.
 - **Ojemann G. A.** 1983 *Cortical Organization of Language.* Department of Neurological Surgery, University of Washington, Seattle, Washington 98195
 - **Oliveri, M., Koch, G., Torriero, S., and Caltagirone, C.** 2005 Increased facilitation of the primary motor cortex following 1 Hz repetitive transcranial magnetic stimulation of the contralateral cerebellum in normal humans. *Neuroscience Letters* 376: 188-193.
 - **Pallier, C., Dehaene, S., Poline, J. B., LeBihan, D., Argenti, A. M., Dupoux, E., and Mehler, J.** 2003 Brain imaging of language plasticity in adopted adults: can a second language replace the first? *Cereb Cortex* 13(2): 155-61.
 - **Pascual-Leone, A., Houser, C. M., Reese, K., Shotland, L. I., Grafman, J., Sato, S., Valls-Solé, J., Brasil-Neto, J. P., Wassermann, E. M., Cohen, L. G. and Hallett, M.** 1993 Safety of rapid-rate transcranial magnetic stimulation in normal volunteers. *Electroenceph clin Neurophysiol.* 89, 120 -130.
 - **Pascual-Leone, A., Valls-Sole, J., Wassermann, E. M., and Hallett, M.** 1994 Responses to rapid-rate transcranial magnetic stimulation of the human motor cortex. *Brain* 117 (Pt 4): 847-58.
 - **Pascual-Leone, A., Wassermann, E. M., Sadato, N. & Hallett, M.** 1995 The role of reading activity on the modulation of motor cortical outputs to the reading hand in Braille readers. *Ann.Neurol.* 38, 910-915.
 - **Pascual-Leone A, Tormos JM, Keenan J, Tarazona F, Canete C, Catala MD.** 1998 Study and modulation of human cortical excitability with transcranial magnetic stimulation. *J Clin Neurophysiol;* 15: 333-43.
 - **Pascual-Leone, A., Bartres-Faz, D., and Keenan, J. P.** 1999 Transcranial magnetic stimulation: studying the brain-behaviour relationship by induction of 'virtual lesions'. *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci* 354(1387): 1229-38.
 - **Pascual-Leone, A., Walsh, V., and Rothwell, J.** 2000 Transcranial magnetic stimulation in cognitive neuroscience: virtual lesion, chronometry, and functional connectivity. *Curr Opin Neurobiol* 10(2): 232-7.
 - **Paulesu, E., Frith, C. D., and Frackowiak, R. S.** 1993 The neural correlates of the verbal component of working memory. *Nature* 362(6418): 342-5.
 - **Paus, T., and Barrett, J.** 2004 Transcranial magnetic stimulation (TMS) of the human frontal cortex: implications for repetitive TMS treatment of depression. *Rev Psychiatr Neurosc.* 29(4).
 - **Paus, T., Castro-Alamancos, M. A., and Petrides, M.** 2001 Cortico-cortical connectivity of the human mid-dorsolateral frontal cortex and its modulation by repetitive transcranial magnetic stimulation. *Eur J Neurosci* 14(8): 1405-11.
 - **Paus, T.** 1999 Imaging the brain before, during and after transcranial magnetic stimulation. *Neuropsychologia;* 37
 - **Paus, T., Wolforth, M.** Transcranial magnetic stimulation during PET: reaching and verifying the target site. *Hum Brain Mapp* 1998; 6: 399-402.
 - **Paus, T., Jech, R., Thompson, C. J., Comeau, R., Peters, T., and Evans, A. C.** 1997 Transcranial magnetic stimulation during positron emission tomography: a new method for studying connectivity of the human cerebral cortex. *J Neurosci* 17(9): 3178-84.
 - **Penfield W, Jasper H.** 1954. *Epilepsy and the Functional Anatomy of the Human Brain.* Boston: Little, Brown
 - **Penfield, W., & Roberts, L.** 1959. *Speech and brain mechanisms.* Princeton, NJ: Princeton University Press.
 - **Penfield W.** 1975 *The mystery of the mind,* Princeton University Press
 - **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., and Paillete- 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
 - **Poldrack, R. A., Wagner, A. D., Prull, M. W., Desmond, J. E., Glover, G. H., and Gabrieli, J. D.** 1999 Functional specialization for semantic and phonological processing in the left inferior prefrontal cortex. *Neuroimage* 10(1): 15-35.
 - **Post, R. M., Kimbrell, T. A., Frye, M., et al.** 1997 Implications of kindling and quenching for the possible frequency dependence of rTMS. *CNS Spectrums: the International Journal of Neuropsychiatric Medicine.* 2: 54-60.
 - **Poulet, E., Brunelin, J., and Bediou, B., Bation, R. Forgeard, L., Dalery, J., d'Amato, T., Saoud, M.** 2005 Slow transcranial magnetic stimulation can rapidly reduce resistant auditory hallucinations in schizophrenia. *Biol Psychiatry.*
 - **Price, C. J.** 2000 The anatomy of language: contributions from functional neuroimaging. *J Anat* 197(3): 335-59.
 - **Price, C. J., Wise, R. J., Warburton, E. A., Moore, C. J., Howard, D., Patterson, K., Frackowiak, R. S., and Friston, K. J.** 1996 Hearing and saying. The functional neuroanatomy of auditory word processing. *Brain* 119 (Pt 3): 919-31.



R

- **Raichle, M. E.** 1994. Visualising the Mind. *Scientific American*, pp. 3642, 270-41. Rizzo, V., Siebner, H. R., Modugno, N., Pesenti, A., Munchau, A., Gerschlagel, W., Webb,
- **R. M., and Rothwell, J. C.** 2004 Shaping the excitability of human motor cortex with premotor rTMS. *J Physiol* 554(Pt 2): 483-95.
- **Robertson, E. M., Theoret, H., Pascual-Leone, A.** 2003 Studies in cognition: the problems solved and created by transcranial magnetic stimulation. *J Cogn Neurosci*. 1; 15(7): 948-60.
- **Rossi, S., Miniussi, C., Pasqualetti, P., Babiloni, C., Rossini, P. M., and Cappa, S. F.** 2004 Age-related functional changes of prefrontal cortex in long-term memory: a repetitive transcranial magnetic stimulation study. *J Neurosci* 24(36): 7939-44.
- **Rossi, S., Pasqualetti, P., Rossini, P. M., Feige, B., Ulivelli, M., Glocker, F. X., Battistini, N., Lucking, C. H., and Kristeva-Feige, R.** 2000 Effects of repetitive transcranial magnetic stimulation on movement-related cortical activity in humans. *Cereb Cortex* 10(8): 802-8.
- **Rossini, P. M., Barker, A. T., Berardelli, A., Caramia, M. D., Caruso, G., Cracco, R. Q., Dimitrijevic, M. R., Hallett, M., Katayama, Y., Lucking, C. H., and et al.** 1994 Noninvasive electrical and magnetic stimulation of the brain, spinal cord and roots: basic principles and procedures for routine clinical application. Report of an IFCN committee. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 91(2): 79-92.
- **Rothwell, J. C., Hallett, M., Berardelli, A., Eisen, A., Rossini, P., and Paulus, W.** 1999 Magnetic stimulation: motor evoked potentials. *The International Federation of Clinical Neurophysiology. Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl* 52: 97-103.
- **Rounis, E., Lee, L., Siebner, H. R., Rowe, J. B., Friston, K. J., Rothwell, J. C., and Frackowiak, R. S.** 2005 Frequency specific changes in regional cerebral blood flow and motor system connectivity following rTMS to the primary motor cortex. *Neuroimage* 26(1): 164-76.

- **Roy, C. S., & Sherrington, C. S.** 1890. On the regulation of the blood supply of the brain. *Journal of Physiology*, 11, 85-108.
- **Rutten, G. J., Ramsey, N. F., van Rijen, P. C., Noordmans, H. J., van Veelen, C. W.,** 2002. Development of a functional magnetic resonance imaging protocol for intraoperative localization of critical temporoparietal language areas. *Ann. Neurol.* 51 (3), 350-360.

S

- **Saba, G., Verdon, C. M., Kalalou, K., Rocamora, J. F., Dumortier, G., Benadhira, R., Stamatiadis, L., Vicaut, E., Lipski, H., and Januel, D.** 2006 Transcranial magnetic stimulation in the treatment of schizophrenic symptoms: a double blind sham controlled study. *J Psychiatr Res* 40(2): 147-52.
- **Sakai, K. L., Hashimoto, R., and Homae, F.** 2001 Sentence processing in the cerebral cortex. *Neurosci Res* 39(1): 1-10.
- **Sakai, K. L., Noguchi, Y., Takeuchi, T., and Watanabe, E.** 2002 Selective priming of syntactic processing by event-related transcranial magnetic stimulation of Broca's area. *Neuron*: 35(6): 1177-82.
- **Samson, Y., Belin, P., Thivard, L., Boddaert, N., Crozier, S., and Zilbovicius, M.** 2001 [Auditory perception and language: functional imaging of speech sensitive auditory cortex]. *Rev Neurol (Paris)* 157(8-9 Pt 1): 837-46.
- **Schaffler L., Luders H. O., Dinner D. S., Lesser R. P., Chelune G. J.** 1993 Comprehension deficits elicited by electrical stimulation of Broca's area. *Brain*. 116 (Pt 3): 695-715.
- **Schluter, N. D., Rushworth, M. F. S, Mills, K. R., Passingham, R. E.** 1999 Signal, set, and movement related activity in human lateral premotor cortex. A study using transcranial magnetic stimulation. *Neuropsychologia*; 37.
- **Segebarth, C., Belle, V., Delon, C., Massarelli, R., Decety, J., Le Bas, J.F., Decorps, M., & Benabid, A.L.** 1994. Functional MRI of the human brain: predominance of signals from extracerebral veins. *NeuroReport*, 5, 813-816.

- **Seghier, M. L., Lazeyras, F., Pegna, A. J., Annoni, J. M., Zimine, I., Mayer, E., Michel, C. M., and Khateb, A.** 2004 Variability of fMRI activation during a phonological and semantic language task in healthy subjects. *Hum Brain Mapp* 23(3): 140-55.
- **Shaywitz, B. A., Shaywitz, S. E., Pugh, K. R., Constable, R. T., Skudlarski, P., Fulbright, R. K., Bronen, R. A., Fletcher, J. M., Shankweiler, D. P., Katz, L., and et al.** 1995 Sex differences in the functional organization of the brain for language. *Nature* 373(6515): 607-9.
- **Smith, M. J., Adams, L. F., Schmidt, P. J., Rubinow, D. R., and Wassermann, E. M.** 2003 Abnormal luteal phase excitability of the motor cortex in women with premenstrual syndrome. *Biol Psychiatry* 54(7): 757-62.
- **Sole-Padullés, C., Bartres-Faz, D., Junque, C., Clemente, I. C., Molinuevo, J. L., Bargallo, N., Sanchez-Aldeguer, J., Bosch, B., Falcon, C., and Valls-Sole, J.** 2005 Repetitive Transcranial Magnetic Stimulation Effects on Brain Function and Cognition among Elders with Memory Dysfunction. A Randomized Sham-Controlled Study. *Cereb Cortex*.
- **Sparing, R., Mottaghy, F. M., Hungs, M., Brugmann, M., Foltys, H., Huber, W., and Topper, R.** 2001 Repetitive transcranial magnetic stimulation effects on language function depend on the stimulation parameters. *J Clin Neurophysiol* 18(4): 326-30.
- **Starck, J., Rimpiläinen, I., Pyykkö, I. and Toppila, E.** 1996 The noise level in magnetic stimulation. *Scand J Audiol.* 25, 223-226.
- **Stewart, L., Ellison, A., Walsh, V., and Cowey, A.** 2001 The role of transcranial magnetic stimulation (TMS) in studies of vision, attention and cognition. *Acta Psychol (Amst)* 107(1-3): 275-91.
- **Talairach, J., and Tournoux, P.** 1988 Co-planar stereotaxic atlas of the human brain. New York: Thieme Medical Publisher.
- **Tassinari, C. A., Cincotta, M., Zaccara, G., and Michelucci, R.** 2003 Transcranial magnetic

T

stimulation and epilepsy. *Clin Neurophysiol* 114(5): 777-98.

- **Thiel, A., Haupt, W., Habedank, B., Winhuisen, L., Herholz, K., Kessler, J., Markowitsch, H. J., and Heiss, W. D.** 2005 Neuroimaging-guided rTMS of the left inferior frontal gyrus interferes with repetition priming. *Neuroimage* 25: 815-823.
- **Thiel A, Habedank B, Herholz K, Kessler J, Winhuisen L, Haupt WF, Heiss WD.** From the left to the right: How the brain compensates progressive loss of language function. *Brain Lang.* 2006
- **Thivard, L., Belin, P., Zilbovicius, M., Poline, J. B., and Samson, Y.** 2000 A cortical region sensitive to auditory spectral motion. *Neuroreport* 11(13): 2969-72.
- **Topper, R., Mottaghy, F. M., Brugmann, M., Noth, J., and Huber, W.** 1998 Facilitation of picture naming by focal transcranial magnetic stimulation of Wernicke's area. *Exp Brain Res* 121(4): 371-8.
- **Touge T, Gerschlagel W, Brown P, Rothwell JC.** 2001 Are the after-effects of low-frequency rTMS on motor cortex excitability due to changes in the efficacy of cortical synapses: *Clin Neurophysiol*: 112: 2138-2145
- **Triggs, W. J. McCoy, K. J., Greer, R., Rossi, F., Bowers, D., Kortenkamp, S., Nadeau, S. E., Heilman, K. M., Goodman, W. K.** 1999 Effects of left frontal transcranial magnetic stimulation on depressed mood, cognition, and corticomotor threshold. *Biol. Psychiatry* 45, 1440-1446.
- **Tzourio-Mazoyer, N., Josse, G., Crivello, F., and Mazoyer, B.** 2004 Interindividual variability in the hemispheric organization for speech. *Neuroimage* 21(1): 422-35.



- **Wada, J., Rasmussen, T.** 1960 Intracarotid injection of sodium amytal for the lateralization of cerebral speech dominance: Experimental and clinical observations. *Neurosurg* 17: 266-282.
- **Walsh, V., and Cowey, A.** 2000 Transcranial magnetic stimulation and cognitive neuroscience. *Nat Rev Neurosci* 1(1): 73-9.
- **Warrington, E. K., and Taylor, A. M.** 1978 Two categorical stages of object recognition. *Perception* 7(6): 695-705.
- **Wassermann, E. M., Grafman, J., Berry, C., Hollnagel, C., Wild, K., Clark, K., and Hallett, M.** 1996 Use and safety of a new repetitive transcranial magnetic stimulator. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 101(5): 412-7.
- **Wassermann, E. M.** 1998a Risk and safety of repetitive transcranial magnetic stimulation: report and suggested guidelines from the International Workshop on the Safety of Repetitive Transcranial Magnetic Stimulation, June 5-7, 1996. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 108(1): 1-16.
- **Wassermann, E. M., Wedegaertner, F. R., Ziemann, U., George, M. S., and Chen, R.** 1998b Crossed reduction of human motor cortex excitability by 1-Hz transcranial magnetic stimulation. *Neurosci Lett* 250(3): 141-4.
- **Watkins, K. E., and Paus, T.** 2004 Modulation of motor excitability during speech perception: the role of Broca's area. *J Cogn Neurosci* 16(6): 978-87.
- **Watkins, K. E., Strafella, A. P., and Paus, T.** 2003 Seeing and hearing speech excites the motor system involved in speech production. *Neuropsychologia* 41(8): 989-94.

- **Weiller, C., Chollet, F., Friston, K. J., Wise, R. J., and Frackowiak, R. S.** 1992 Functional reorganization of the brain in recovery from striatocapsular infarction in man. *Ann Neurol* 31(5): 463-72.
- **Wernicke, C.** 1874 *Der Aphasische Symptomenkomplex.* Breslau: Cohn & Weigert.
- **Woodruff, P. W., Wright, I. C., Bullmore, E. T., Brammer, M., Howard, R. J., Williams, S. C., Shapleske, J., Rossell, S., David, A. S., McGuire, P. K., and Murray, R. M.** 1997 Auditory hallucinations and the temporal cortical response to speech in schizophrenia: a functional magnetic resonance imaging study. *Am J Psychiatry* 154(12): 1676-82.
- **Xiong, J., Rao, S., Jerabek, P., Zamarripa, F.,**



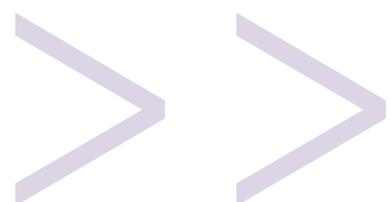
Woldorff, M., Lancaster, J., and Fox, P. T. 2000 Intersubject variability in cortical activations during a complex language task. *Neuroimage* 12(3): 326-39.

- **Zatorre, R. J., Meyer, E., Gjedde, A., and**



Evans, A. C. 1992 Lateralization of phonetic and pitch discrimination in speech processing. *Science* 256(5058): 846-9.

- **Ziemann, U., Rothwell, J.C., and Ridding, M. C.** 1996 Interaction between intracortical inhibition and facilitation in human motor cortex. *J. Physiol. (Lond.)* 496: 873-881. ■





TEXTES RÉGLEMENTAIRES

Recueil de textes réglementaires français (CD ROM inclus)
édité par le COLLEGE NATIONAL D'AUDIOPROTHESE

COFFRET DE 5 CD «AUDIOMÉTRIE VOCALE»



PRODUIT PAR LE COLLEGE NATIONAL D'AUDIOPROTHESE

Les enregistrements comportent les listes de mots et de phrases
utilisées pour les tests d'audiométrie vocale en langue française
(voix masculine, féminine et enfantine dans le silence et avec un bruit
de cocktail party) - Réalisation : Audivimédia

- **RECUEIL DE TEXTES RÉGLEMENTAIRES** (CD ROM INCLUS) - ISBN N°2-9511655-2-8

15,00 € x exemplaire(s) = €

+ frais de port France : 5,00 € x exemplaire(s) = €

Etranger : 6,50 € x exemplaire(s) = €

- **COFFRET DE 5 CD AUDIO « AUDIOMÉTRIE VOCALE »**

100,00 € x exemplaire(s) = €

+ frais de port France : 6,50 € x exemplaire(s) = €

Etranger : 8,00 € x exemplaire(s) = €

Soit un règlement total de €

NOM PRÉNOM

SOCIÉTÉ

ADRESSE

.....

CODE POSTAL VILLE

PAYS

Tél Fax

BON DE COMMANDE À ENVOYER AVEC VOTRE CHÈQUE À :

Collège National d'Audioprothèse - 10 rue Molière - 62220 CARVIN

Tél 03 21 77 91 24 - College.Nat.Audio@orange.fr - www.college-nat-audio.fr

HANSATON

Rechargeables 3^{ème} génération



Nouvelle station de charge
Contrôles visuels multiples



HANSATON

AQ

SYSTEMES AUDITIFS

- > Rechargeables (Accu 13)
- > Autonomie environ 20h
- > Contours, Contours Open et Intra-Auriculaires
- > Circuit de 5^{ème} génération

AUDIOMEDI HANSATON - infos : www.hansaton.de

RÔLE DES INFORMATIONS D'ENVELOPPE TEMPORELLE ET DE STRUCTURE TEMPORELLE FINE DANS L'INTELLIGIBILITÉ DE LA PAROLE CHEZ LES SUJETS ENTENDANTS ET MALENTENDANTS

RÉSUMÉ

Plusieurs études psychophysiques récentes utilisant de nouveaux algorithmes de traitement de signal dénommés « vocodeurs » révèlent le rôle crucial joué par les informations acoustiques temporelles dans l'intelligibilité de la parole. Plus précisément, ces travaux indiquent que les capacités de notre système auditif à extraire au sein de chaque bande fréquentielle les informations temporelle lentes (l'enveloppe temporelle) et rapides (la structure temporelle fine) d'un signal acoustique sont essentielles pour l'identification de la parole, et qu'un déficit dans la capacité à extraire les informations de structure fine explique plus spécifiquement les troubles d'intelligibilité de la parole observés dans le bruit dans des pathologies auditives cochléaires et dans la perception sous implant cochléaire.

1

DES AVANCÉES RÉCENTES LIÉES AU DÉVELOPPEMENT DE L'IMPLANT COCHLÉAIRE

Ces dernières années, la recherche en psychoacoustique et en audiologie expérimentale a été marquée par le constat du rôle critique joué par les informations acoustiques temporelles lentes et rapides dans la reconnaissance de la parole dans le

silence et dans le bruit (e.g., Shannon, Zeng, Kamath, Wyganski, & Ekelid, 1995 ; Smith, Delgutte & Oxenham, 2002 ; Zeng, Nie, Stickney, Kong, Vongphoe, Bhargave, Wei & Cao, 2004).

Cette démonstration a été principalement réalisée à partir de simulations sur sujets normo-entendants de différentes situations de perception auditive sous implant cochléaire. Ces simulations étaient réalisées par des systèmes de traitement de signal dénommés « vocodeurs », ces derniers reproduisant – dans leur forme habituelle – les traitements cochléaires avec une relativement bonne transmission des indices dits d'enveloppe temporelle (i.e., les modulations d'amplitude lentes du signal, inférieures à quelques dizaines de Hertz. cf. Fig. 1), mais au détriment d'une transmission extrêmement appauvrie des indices spectraux et des indices dits de structure temporelle fine (i.e., les fluctuations d'amplitude rapides du signal, comprises entre quelques centaines et quelques milliers de Hertz. cf. Fig. 1)]. Comme l'indique la Fig. 3, une intelligibilité quasi-parfaite peut être obtenue chez ces sujets entendants après un court entraînement sur la base unique de ces informations d'enveloppe temporelle, à l'instar des patients porteurs des dernières générations d'implants cochléaires multi-électrodes (e.g., Shannon et al., 1995).

D'autres études confortent ces résultats en démontrant que les modulations temporelles (de l'amplitude) les plus lentes (comprises entre 2 et 16 Hz ; le débit syllabique dans la parole continue étant de 3-4 Hz) jouent un rôle majeur dans ces processus d'identification (e.g., Drullman, Festen & Plomp, 1994a,b). Ces résultats constituent

Desaunay, M.¹, Fleuriot, P.¹,
Debrulle, L.¹, Garnier, S.¹,
Garabedian, E.N.²,
Loundon, N.², Marlin, S.²,
Denoyelle, F.², Tran Ba Huy, P.³,
de Waele, C.³, Gilbert, G.⁴,
& Lorenzi, C.⁴

Groupement de Recherche
en Audiologie Expérimentale
et Clinique
GDR CNRS 2967 GRAEC

<http://lpp.psycho.univ-paris5.fr/-GDR-GRAEC-.html>

¹ Lab. Entendre Versailles ;

² Hôpital Trousseau,
Paris & INSERM ;

³ Hôpital Lariboisière, Paris,
Paris 5 & CNRS ;

⁴ CNRS, Paris 5 & ENS, Paris

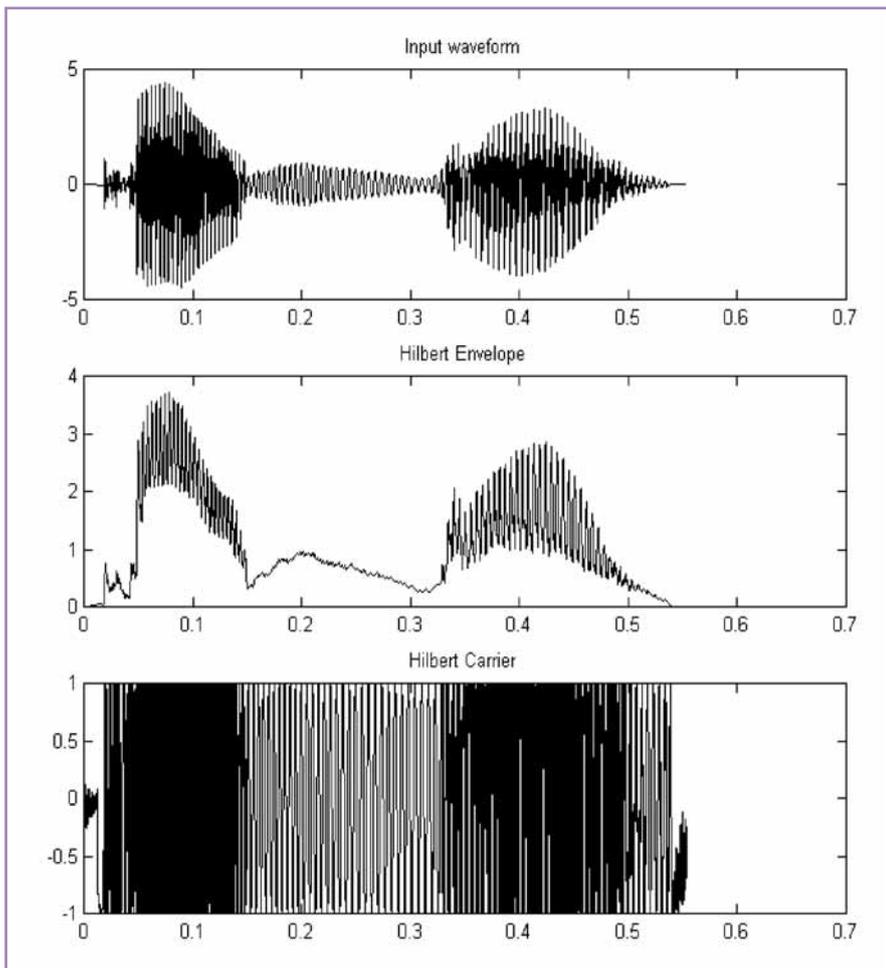


Fig. 1 : Signal d'onde (en haut), enveloppe temporelle (au milieu : « Hilbert envelope ») et structure temporelle fine (en bas : « Hilbert carrier ») du logatome /aba/ prononcé par une locutrice française dans le silence. L'enveloppe temporelle représente bien les fluctuations les plus lentes de l'énergie du signal, inférieures à 50 Hz environ, alors que la structure fine représente les fluctuations d'énergie rapides du signal, comprises entre 0.5 et 5 kHz environ.

un réel tournant dans les sciences de l'audition, rompant avec plusieurs décennies de recherches basées sur des approches essentiellement spectrales de la reconnaissance de la parole (e.g., approches basées sur l'index d'articulation AI, SII, etc.) et de ses troubles (les prothèses auditives implémentant jusqu'à peu ces approches purement spectrales, grâce à de simples systèmes d'amplification de l'information par bandes de fréquence).

Un second ensemble d'études psychophysiques plus récentes démontre toutefois que les informations de structure temporelle fine suffisent également pour l'identification de la parole dans le silence (Smith et al., 2002), mais ce avant tout lorsque les

sujets entendants sont entraînés pendant une période suffisante (Gilbert & Lorenzi, 2006). Ces informations de structure temporelle fine peuvent également déterminer le contenu linguistique perçu de messages en langues à ton tel que le Mandarin (Xu & Pfingst, 2003), et jouent par ailleurs un rôle majeur dans des conditions d'écoute suboptimales, à savoir en présence de bruit masquant, de signaux de parole distracteurs, ou d'autres formes de distorsions (interruptions, ...).

Ces études démontrent ainsi qu'une intelligibilité quasi parfaite peut être obtenue chez des sujets normo-entendants sur la base unique des informations de structure fine après entraînement (cf. Fig. 3) et que la

capacité à démasquer la parole dans un bruit de fond fluctuant (une capacité critique en environnement quotidien) est réduite fortement voire abolie lorsque les informations de structure fine sont éliminées (e.g., Qin & Oxenham, 2003 ; Nelson & Yin, 2003 ; Zeng et al., 2005 ; Füllgrabe, Berthommier & Lorenzi, 2006). Ce dernier résultat est important sur le plan audiologique car il explique la mauvaise intelligibilité de la parole observée chez les sujets implantés cochléaires ou malentendants dans des conditions de masquage ou de réverbération dans la mesure où : 1) les processeurs vocaux d'implants cochléaires actuels ne transmettent pas ou très peu l'information de structure fine, et 2) plusieurs études psychoacoustiques antérieures réalisées avec des stimuli non linguistiques (sons purs ou bruits modulés, sons complexes) suggèrent fortement que des lésions cochléaires conduisant à des pertes modérées ou sévères dégradent la capacité à encoder et/ou utiliser les informations de structure temporelle fine (e.g., Moore, 1995 ; pour une démonstration récente, voir Lacher-Fougère & Demany, 2005).

2

DE NOUVEAUX VOCODEURS POUR ÉTUDIER L'INTELLIGIBILITÉ DE LA PAROLE

Un résultat obtenu encore plus récemment par plusieurs équipes du GDR CNRS 2967 GRAEC en collaboration avec le Département de Psychologie Expérimentale de Cambridge-GB (Pr. B.C.J. Moore) conforte et étend ces résultats à la population des patients présentant une surdité modérée d'origine cochléaire. Cette étude audiologique n'a toutefois été rendue possible que par le développement et l'évaluation psychophysique d'une nouvelle technique de synthèse de signaux de parole (Gilbert & Lorenzi, 2006) – à savoir d'un nouveau type de vocodeur – permettant la mesure de l'intelligibilité de la parole

dans le silence sur la base des informations de structure temporelle fine.

Cette nouvelle technique est basée sur un algorithme de traitement de signal de parole consistant à décomposer ce dernier en 16 bandes de fréquence audio adjacentes ou plus entre 80 et 8000 Hz, puis à extraire par transformée de Hilbert l'enveloppe ou la structure fine au sein de chaque bande (cf. Fig. 2). D'un côté, les enveloppes extraites au sein de chaque bande sont utilisées afin de moduler un son pur à la fréquence centrale de la bande d'analyse ; ces différents sons modulés sont ensuite additionnés afin de générer le signal final dont l'identification ne sera possible que sur la base d'informations d'enveloppe. D'un autre côté, les signaux de structure fine extraits au sein de chaque bande sont pondérés par la puissance rms globale calculée initialement au sein de la bande, puis additionnés afin de générer le signal final dont l'identification ne sera possible que sur la base d'informations de structure fine.

Les mesures réalisées sur le site de l'équipe Audition (CNRS-Paris 5, ENS) permettent de s'assurer que d'excellents niveaux d'intelligibilité peuvent être obtenus à l'issue d'un entraînement individuel de quelques heures chez des sujets normo-entendants jeunes pour chaque type de traitement de signal. Il est toutefois à noter que l'entraînement nécessaire afin d'obtenir d'excellents scores d'intelligibilité est plus court dans le cas d'un vocodeur présentant uniquement l'information d'enveloppe temporelle ; en effet, un entraînement beaucoup plus long est observé dans le cas d'un vocodeur présentant uniquement l'information de structure fine et une plus grande variabilité inter-individuelle est observée. Ces deux types d'information temporelle ne sont pas similaires, les indices d'enveloppe apparaissant – à première vue – plus redondants que ceux de structure fine.

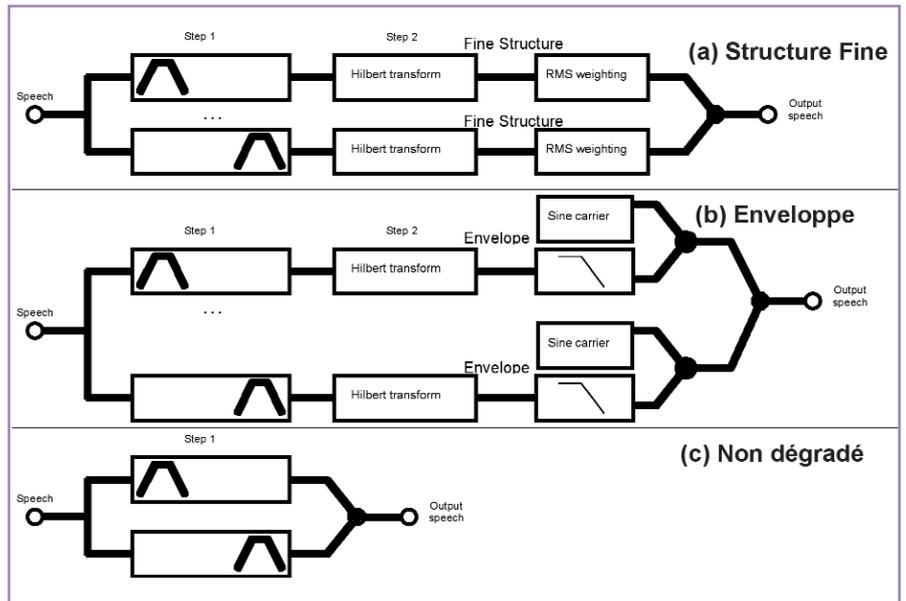


Fig. 2 : Vocodeurs utilisés dans les protocoles expérimentaux du projet. Chaque vocodeur correspond à une condition de traitement des signaux de parole : a) parole dont la structure fine est conservée mais dont l'enveloppe est dégradée [condition « sf »], b) parole dont l'enveloppe temporelle est conservée mais dont la structure fine est dégradée [condition « env »] et c) parole non dégradée [condition « nd »]. Le signal de parole initial est initialement décomposé par un banc de 16 filtres audio entre 80 et 8020 Hz. L'enveloppe et la structure fine de chaque signal sont ensuite extraites par transformée de Hilbert. Dans la condition « envelope », chaque enveloppe est conservée et utilisée pour moduler un son pur à la fréquence centrale de la bande fréquentielle d'analyse. Dans la condition « structure fine », chaque signal de structure fine est conservé et pondéré par la puissance rms moyenne calculée au sein de la bande d'analyse en question. Pour chaque condition de traitement, les stimuli sont ensuite générés en additionnant les signaux de bande (Gilbert & Lorenzi, 2006).

3

EFFETS DE LÉSIONS COCHLÉAIRES SUR L'INTELLIGIBILITÉ DE LA PAROLE VOCODÉE

Des mesures d'intelligibilité ont été réalisées avec des signaux de parole de type VCV (voyelle-consonne-voyelle) traités par ces nouveaux vocodeurs permettant ainsi de ne présenter sélectivement qu'un seul type d'information au sujet (enveloppe ou structure fine). Dans un premier programme de recherche, les signaux étaient présentés dans le silence chez des patients jeunes ou âgés atteints d'une surdité modérée d'origine cochléaire (acquise ou génétique) conduisant à une perte plate de 45 dB HL (PTA). L'audibilité était contrôlée avec une stratégie d'amplification linéaire au demi-gain.

Les résultats révèlent que ces patients présentent : (i) des capacités d'encodage et d'utilisation des informations d'enveloppe temporelle tout à fait normales (expliquant ainsi leur bonne intelligibilité dans le silence, moyennant un appareillage auditif contrôlant l'audibilité par bande de fréquence), et (ii) des capacités d'encodage et d'utilisation des informations de structure fine extrêmement déficitaires et ce quel que soit l'âge du patient (expliquant ainsi leur mauvaise intelligibilité dans le bruit – et particulièrement dans des bruits fluctuants, en dépit de l'appareillage auditif). Ces résultats sont illustrés en Fig. 3 (Lorenzi, Gilbert, Carn, Garnier & Moore, sous presse). Point clé, chez les sujets malentendants les plus jeunes de cette étude, ces capacités d'identification basées sur les informations de structure temporelle fine sont fortement corrélées ($r=0.8$; $p<0.05$) avec les capacités d'identification de parole masquée par un bruit de fond fluctuant en

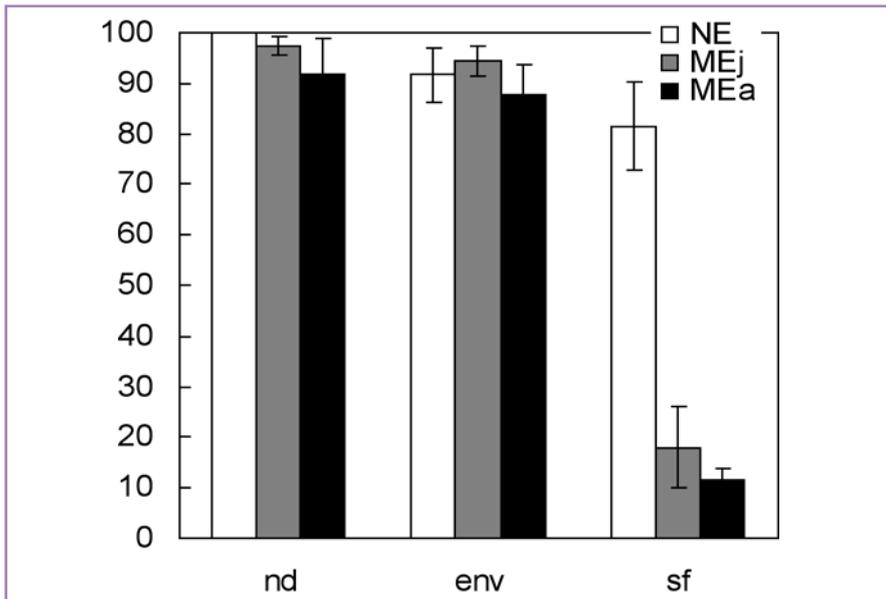


Fig. 3 : Intelligibilité de signaux de parole de type VCV (en ordonnée) mesurée dans trois conditions de traitement des signaux de parole : parole non dégradée (condition « nd »), parole dont l'enveloppe temporelle est conservée mais dont la structure fine est dégradée (condition « env ») et parole dont la structure fine est conservée mais dont l'enveloppe est dégradée (condition « sf »). L'intelligibilité est mesurée dans le silence pour trois groupes de sujets : des sujets normo-entendants jeunes (NE, barres blanches), des sujets malentendants jeunes (MEj, barres grises) et des sujets malentendants âgés (MEa, barres noires). Chez les deux groupes de patients malentendants, la perte auditive d'origine cochléaire est plate et modérée (40-50 dB HL de perte). L'audibilité des signaux est contrôlée dans chaque groupe. Noter le déficit massif obtenu chez les deux groupes de patients en condition « sf », et les performances normales observées chez ces patients en condition « env » (Lorenzi et al., sous presse ; Mémoires de recherche de M. Desauany & H. Carn, 2005).

amplitude (à une cadence de 8 Hz), comme l'indique la Fig. 4.

Un deuxième programme de recherche vise actuellement à étudier l'effet du niveau de la perte d'origine cochléaire (légère à modérée) sur la capacité à utiliser les informations de structure fine. Tous les signaux étaient filtrés en passe-bas à 1.5 kHz afin d'étudier l'effet d'une perte cochléaire en basse fréquence uniquement (en dessous de 1.5 kHz), sachant que les informations de structure fine sont essentiellement codées avec précision en dessous de 2 kHz environ chez de nombreuses espèces (e.g., Rose, Hind, Anderson & Brugge, 1971). Les premiers résultats obtenus à ce jour sont surprenants (cf. Fig. 5) : non seulement l'intelligibilité de la parole sur la base de la structure fine est abolie dès un niveau de perte modérée, mais une abolition de cette capacité est également observée pour des sujets présentant des seuils audiométriques normaux (< 20 dB HL) en basse fréquence

et une perte auditive modérée-sévère en haute fréquence (> 2 kHz). Ces résultats demandent à être confirmés sur de plus larges cohortes, mais ils suggèrent fortement à ce stade qu'une lésion cochléaire – basale comme apicale – dégrade substantiellement les processus périphériques impliqués dans le codage et/ou l'utilisation des informations de structure fine dans la région apicale. Cette suggestion, aussi étonnante soit-elle (car en apparence contradiction avec la notion d'indépendance perceptive le long de l'axe fréquentiel, c'est-à-dire le long de la membrane basilaire dans la cochlée), n'est pas nouvelle. Plusieurs études psychophysiques basées sur des stimuli non-linguistiques (e.g., discrimination interaurale de phase sur des sons purs) rapportent des résultats similaires (pour une discussion détaillée, voir Lacher-Fougère & Demany, 2005).

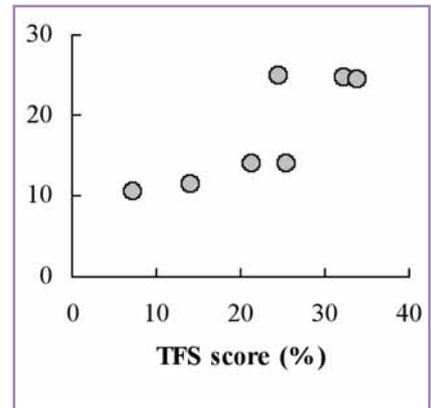


Fig. 4 : Scores de démasquage de la parole (masking release) versus scores d'identification dans le silence de signaux de parole dont la structure fine est conservée mais dont l'enveloppe est dégradée (condition « sf » ; dénommé ici « TFS score »). Ces scores sont mesurés chez 7 sujets malentendants jeunes (MEj) dont la perte auditive d'origine cochléaire est plate et modérée (40-50 dB HL de perte). L'audibilité des signaux est contrôlée avec une règle d'amplification linéaire au demi-gain. Les scores de démasquage correspondent à la différence de performance d'identification des signaux de parole dans un bruit fluctuant et dans un bruit stationnaire. (Lorenzi et al., sous presse ; Mémoire de Recherche de P. Fleuriot, 2006).

4

CONCLUSIONS ET DÉVELOPPEMENTS FUTURS

Il ressort de ces développements récents que les capacités de notre système auditif à extraire et utiliser les informations d'enveloppe temporelle et de structure fine d'un signal acoustique semblent essentielles pour la discrimination et l'identification de la parole, et qu'un déficit dans ces capacités expliquerait la présence et la nature des troubles de discrimination et d'intelligibilité de la parole observés dans des pathologies auditives d'origine périphérique (cochléaire) et dans la perception sous implant cochléaire. Plus particulièrement, un déficit dans les capacités d'encodage et/ou d'utilisation des informations de structure fine semble être systématiquement associé à un déficit d'intelligibilité dans le bruit.

Plusieurs questions se posent alors. Quel est précisément l'effet d'une perte auditive cochléaire légère sur cette capacité (sur de larges cohortes de patients) ? Une perte en basse fréquence (inférieure à 2 kHz) a-t-elle des effets similaires ou distincts d'une perte en haute fréquence sur la capacité à encoder et/ou utiliser les informations de structure fine sachant que les informations de structure fine ne sont pas encodées avec précision par le système auditif périphérique au-delà de 1-2 kHz (e.g., Rose et al., 1971) ? Toutes les surdités acquises et génétiques conduisent-elles au même profil de déficits ? Par exemple, une surdité de perception de type DFNB1 (liée à une anomalie du gène de la connexine 26 ou GJB2 ; e.g., Denoyelle, Marlin, Weil, Moatti, Chauvin, Garabedian, & Petit, 1999) produit-elle des troubles de codage tempo-

rel fin et des effets perceptifs distincts de ceux produits dans une surdité de perception de type DFNB9 (anomalie du gène OTOF de l'otoferline ; e.g., Petit, Levilliers, Marlin & Hardelin, 2001) ? Quel est le rôle des mécanismes actifs cochléaires, sachant que les résultats d'études électrophysiologiques antérieures sont contradictoires quant aux effets de lésions des cellules ciliées externes sur le codage des informations de structure fine (e.g., Harrison & Evans, 1979 ; Woolf, Ryan, & Bone, 1981) ? Ces résultats ouvrent-ils des perspectives de développement de nouveaux tests de dépistage précoce de la surdité, ainsi que des pistes pour la mise au point de nouveaux systèmes de réhabilitation ? Ces différentes questions font actuellement l'objet de plusieurs programmes de recherche au sein du GDR GRAEC.

Fleuriot, P. (2006). Effets de lésions cochléaires sur l'intelligibilité de la parole dans le bruit : rôle des informations temporelles de structure fine. Ecole d'audioprothèse de Fougère.

Debrulle, L. (2006). Influence d'une perte auditive basse fréquence sur la compréhension en milieu bruyant : importance des indices de structure fine. Ecole d'audioprothèse de Paris (CPDA).

Articles et ouvrages

Denoyelle, F., Marlin, S., Weil, D., Moatti, L., Chauvin, P., Garabedian, E.N., & Petit, C. (1999). Clinical features of the prevalent form of childhood deafness, DFNB1, due to a connexin 26 gene defect: implications for genetic counselling. *Lancet*, 353, 1298-1303.

Drullman R., Festen J.M., & Plomp R. (1994,a). Effect of temporal envelope smearing on speech reception. *Journal of the Acoustical Society of America*, 95: 1053-1064.

Drullman R., Festen J.M., & Plomp R. (1994,b). Effect of reducing slow temporal modulations on speech reception. *Journal of the Acoustical Society of America*, 95: 2670-2680.

Füllgrabe, C., Berthommier, F. & Lorenzi, C. (2006). Masking release for consonant features in temporally fluctuating background noise. *Hearing Research*, 211, 74-84.

Gilbert, G., & Lorenzi, C. (2006). The ability of listeners to use recovered envelope cues from speech fine structure. *Journal of the Acoustical Society of America* 119, 2438-2444.

Harrison, R.V. & Evans, E.F. (1979). Some aspects of temporal coding by single cochlear fibres from regions of cochlear hair cell degeneration in the guinea pig. *Arch. Otolaryngol.* 224, 71-78.

Lacher-Fougère, S., & Demany, L. (2005). Consequences of cochlear damage for the detection of interaural phase differences. *Journal of the Acoustical Society of America* 118, 2519-2526.

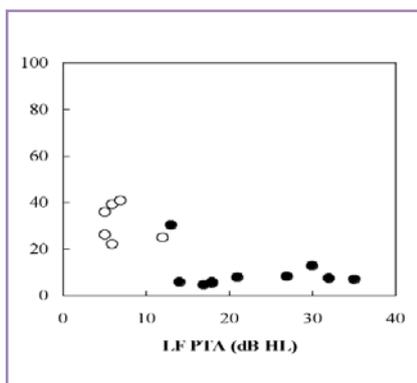


Fig. 5 : Intelligibilité de signaux de parole de type VCV (en ordonnée) mesurée dans la condition « sf » : seule l'information de structure fine est présente. Tous les signaux sont filtrés en passe-bas à 1.5 kHz. L'intelligibilité est mesurée dans le silence pour des sujets normo-entendants (cercles ouverts) et des sujets malentendants (cercles pleins) présentant une perte auditive d'origine cochléaire plate entre 250 et 1500 Hz. Le niveau de la perte auditive (en abscisse) est ici estimé par la moyenne des seuils audiométriques entre 250 et 1500 Hz [PTA (pure tone average) en dB HL ; LF : (low frequency) basse fréquence] . L'audibilité des signaux est contrôlée chez tous les sujets malentendants avec une règle d'amplification linéaire au demi-gain. (Mémoire de recherche de L. Debrulle, 2006).

5

REMERCIEMENTS

Les programmes de recherche du GDR 2967 GRAEC sont soutenus par le CNRS, le groupement d'audioprothésiste Entendre, MXM NEURELEC, MED-EL et Advanced Bionics. Ces études portant sur les pertes cochléaires plates ont été réalisées en collaboration avec le Dept. de Psychologie Expérimentale de Cambridge, GB (Pr. B.C.J. Moore).

6

BIBLIOGRAPHIE

Mémoires de recherche en audioprothèse

Desaunay, M. (2005). Effets de lésions cochléaires sur le codage des informations de structure fine et d'enveloppe. Ecole d'audioprothèse de Fougère.

Lorenzi, C., Gilbert, G., Carn, H., Garnier, S., & Moore, B.C.J. (sous presse). Speech perception problems of the hearing impaired reflect inability to use temporal fine structure. *Proceedings of the National Academy of Science USA*.

Moore, B.C.J. (1995). *Perceptual Consequences of Cochlear Damage*. Oxford: Oxford University.

Nelson, P. B., Jin, S.-H., 2004. Factors affecting speech understanding in gated interference: Cochlear implant users and normal-hearing listeners. *Journal of the Acoustical Society of America*, 115, 2286-2294.

Petit, C., Levilliers, J. Marlin, S., & Hardelin, J.P. (2001). Hereditary hearing loss. In

Metabolic and Molecular basis of inherited disease, Max Graw-Hill Publishers, Scriver CR, Beaudet AL, Sly WS, Valle D Editors, 8th Edition, vol. 4, pp. 6281-6328.

Qin, M. K., Oxenham, A. J., 2003. Effects of simulated cochlear-implant processing on speech reception in fluctuating maskers. *Journal of the Acoustical Society of America*, 114, 446-454.

Rose, J. E., Hind, J. E., Anderson, D. J., & Brugge, J. F. (1971). Some effects of the stimulus intensity on response of auditory nerve fibers in the squirrel monkey. *Journal of Neurophysiology*, 34, 685-699.

Shannon R.V., Zeng F., Kamath V., Wygonski J., & Ekelid, M. (1995). Speech recognition

with primarily temporal cues. *Science*, 270: 303-304.

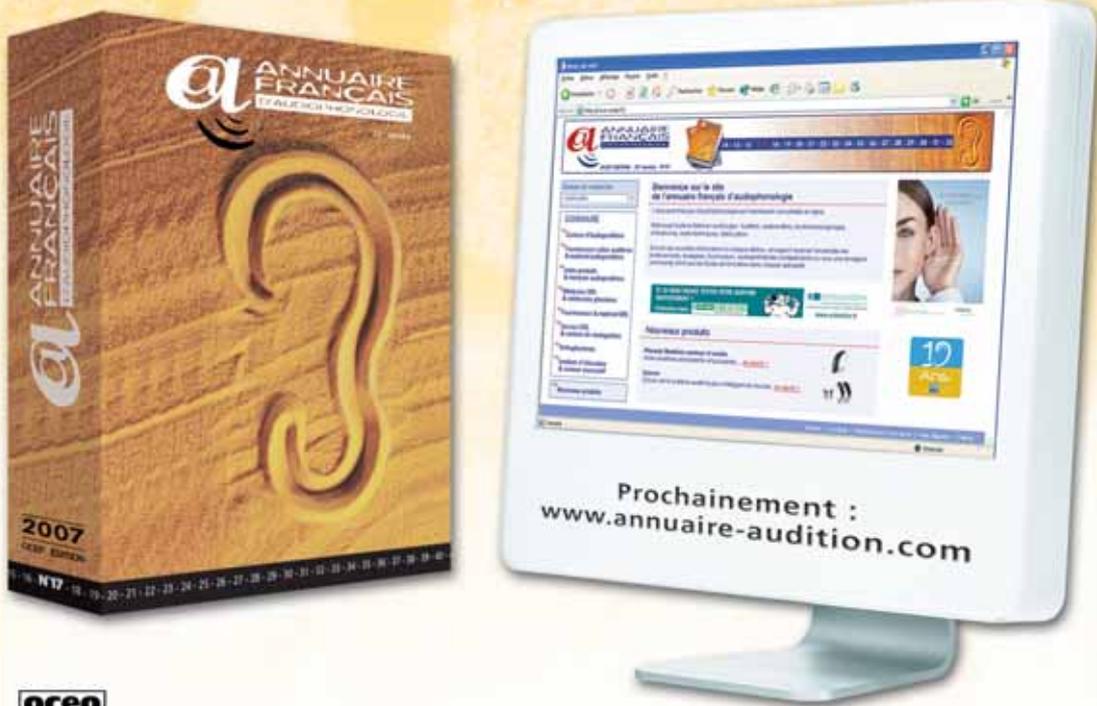
Smith Z.M., Delgutte B., & Oxenham A.J. (2002). Chimaeric sounds reveal dichotomies in auditory perception. *Nature*, 416: 87-90.

Woolf, N.K., Ryan, A.F. & Bone, R.C. (1981). Neural phase-locking properties in the absence of cochlear outer hair cells. *Hearing Research* 4, 335-346.

Zeng, F.G., Nie, K., Stickney, G.S., Kong, Y.Y., Vongphoe, M., Bhargave, A., Wei, C., & Cao, K. (2005) Speech recognition with amplitude and frequency modulations. *Proceedings of the National Academy of Science USA*, Feb 15; 102(7): 2293-8. ■

L'annuaire Français d'Audiophonologie 32^e année - édition 2007
www.annuaire-audition.com

**Nouvelle rubrique :
Fournisseurs et instrumentation ORL**



**Prochainement :
www.annuaire-audition.com**

ocep
OCEP édition - renseignements et publicité : 01 47 00 46 46

Bon à découper

A renvoyer à : OCEP édition, 11 rue Saint-Ambroise 75011 Paris

Nom / Raison sociale :
 Adresse :
 Code postal : Ville : E-mail :
 Désire recevoir la 17^e édition de l'Annuaire d'Audiophonologie au prix unitaire de 64 € (frais de port inclus)
 Total de la commande : exemplaire(s) x 64 € = €

Joindre le règlement par chèque à l'ordre de OCEP édition

CDA



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®

DÉMASQUAGE DE LA PAROLE DANS LE BRUIT CHEZ LES SUJETS ENTENDANTS, MALENTENDANTS ET IMPLANTÉS COCHLÉAIRES

RÉSUMÉ

Chez les sujets entendants, l'intelligibilité de la parole dans le bruit est substantiellement améliorée lorsque le bruit masquant présente des fluctuations spectrales ou temporelles. Ce phénomène dit de démasquage de la parole (masking release) est fortement réduit dans le cas de pertes auditives cochléaires modérées (en haute fréquence ou plate) et quasiment aboli chez la grande majorité des patients implantés cochléaires. Dans ces deux populations, la dégradation des capacités de démasquage semble être principalement due à un mauvais codage des informations spectrales et de structure temporelle fine des signaux de parole.

cadences de fluctuation temporelle du bruit de fond comprises entre 8 and 25 Hz (e.g., Miller & Licklider, 1950; Takahashi & Bacon, 1992; Howard-Jones and Rosen, 1993a,b; Gustafsson & Arlinger, 1994; Füllgrabe, Berthommier & Lorenzi, 2006). Ce phénomène auditif est complexe, comme en témoignent de nombreuses études indiquant que le démasquage serait sous le contrôle d'au moins six mécanismes sensoriels et cognitifs. Toutefois, au vu des dernières études psychoacoustiques portant sur le démasquage (pour une revue détaillée, voir Füllgrabe, Berthommier, & Lorenzi, 2006), les mécanismes les plus importants semblent correspondre (i) à la capacité des sujets à écouter dans les vallées spectrales ou temporelles du bruit de fond, où le rapport signal-sur-bruit est maximal (stratégie dite « d'écoute dans les vallées du bruit », ou dip listening) et (ii) à la capacité à utiliser des disparités d'informations spectrales et de structure temporelle fine afin de ségréger perceptivement la parole du bruit de fond (et de déterminer ainsi ce qu'est une « vallée » dans le bruit de fond).

Ce phénomène de démasquage apparaît donc crucial dans bon nombre de situations quotidiennes où les bruits masquant ou interférant fluctuent spectralement et temporellement (comme dans le cas de l'effet dit « cocktail party »). Un grand nombre d'études audiolinguistiques indiquent que cette capacité de démasquage est sévèrement réduite chez des sujets présentant une perte cochléaire modérée (e.g., Festen & Plomp, 1990; Gustafsson & Arlinger, 1994;

Meyer, B. ¹, Frachet, B. ²,
Sterkers, O. ³, Chays, A. ⁴,
Poncet, C. ^{1,2}, Fugain, C. ¹,
Bouccara, D. ³, Bozorg-Grayeli,
A. ³, Letschert, P. ⁴, Husson, M. ⁴,
Debrulle, X. ⁴, Bestel, J. ⁵,
Labassi, S. ⁶, Philibert, B. ⁶,
Philippon, B. ⁷, Jourdes, V. ⁷,
Lancelin, D. ⁸, Gnansia, D. ^{7,8}, &
Lorenzi, C. ⁸

Groupement de Recherche
en Audiologie Expérimentale
et Clinique
GDR CNRS 2967 GRAEC
<http://lpp.psych.univ-paris5.fr/-GDR-GRAEC-.html>

- ¹ Hôpital StAntoine/Tenon, Paris
² Hôpital Avicenne, Bobigny
³ Hôpital Beaujon,
Paris & INSERM
⁴ Hôpital Debré, Reims
⁴ Lab. Entendre, Reims
⁵ Advanced Bionics; ⁶ MED-EL
⁷ MXM NEURELEC France,
⁸ CNRS, Paris 5 & ENS, Paris

1

LE PHÉNOMÈNE DE DÉMASQUAGE DE LA PAROLE

Le démasquage de la parole (masking release) correspond à l'amélioration parfois substantielle de l'intelligibilité de la parole dans le bruit lorsque le bruit de fond masquant présente des fluctuations spectrales ou des fluctuations temporelles d'amplitude (e.g., Miller & Licklider, 1950). Le démasquage atteint son maximum (e.g., une amélioration de 40 % d'intelligibilité) à des

Eisenberg, Dirks, & Bell, 1995; Bacon, Opie, & Montoya, 1998; Peters, Moore & Baer, 1998; Dubno, Horwitz, & Ahlstrom, 2002; Gatehouse, Naylor, & Elberling, 2003 ; Summers & Molis, 2004), voire abolie chez des patients porteurs d'un implant cochléaire (e.g., Nelson, Jin, Carney, & Nelson, 2003; Nelson & Jin, 2004 ; Zeng, Nie, Stickney, Kong, Vongphoe, Bhargave, Wei & Cao, 2005). Ceci signifie que dans certaines situations quotidiennes où les sujets entendants maintiennent une bonne voire très bonne intelligibilité, la grande majorité des sujets malentendants et implantés n'identifient plus aucun message. L'audibilité réduite observée dans ces pathologies cochléaires ne semble pas jouer un rôle important dans ce déficit (qu'une prothèse auditive ne peut donc compenser ; e.g., Gatehouse et al., 2003). La réduction du phénomène de démasquage semblerait plutôt être causée par des déficits dans les traitements auditifs supra-limaires (au dessus du seuil d'audibilité) temporels et spectraux tels qu'un codage anormal des informations de structure temporelle fine (les fluctuations rapides du signal de parole, comprises entre environ 0.5 et 5 kHz) et une dégradation de la sélectivité fréquentielle (e.g., Bacon et al., 1998; Peters et al., 1998; Nelson et al., 2003; Qin & Oxenham, 2003; Füllgrabe et al., 2006; Zeng et al., 2005 ; Gnansia, Meyer, Frachet, Philipon, Jourdes, & Lorenzi, 2007).

Toutefois, malgré le grand nombre d'études audiologiques portant sur le phénomène de démasquage dans les surdités d'origine cochléaire, de nombreuses questions se posent encore. Ainsi, chez les patients présentant une perte cochléaire modérée-sévère, le niveau de démasquage de la parole n'a généralement été mesuré que pour une cadence spécifique de fluctuation du masque, fournissant une image incomplète de la nature et de l'amplitude du déficit. La seule étude ayant tenté de mesurer systématiquement l'effet de la cadence de fluctuation du masque sur le niveau de démasquage de la parole (Gustafsson & Arlinger, 1994) n'a été réalisée que sur des patients présentant une perte cochléaire modérée en haute fré-

quence (les patients présentant de fait une audition normale en basse fréquence, et par conséquent, des capacités de démasquage normale dans cette région fréquentielle où le codage fréquentiel et le codage des informations de structure fine devraient être extrêmement précis). Par ailleurs, les rares études ayant porté sur le démasquage de la parole chez les patients implantés ne portaient que sur de petites cohortes et sur uniquement quelques types d'implant (e.g., Nelson et al., 2003; Nelson & Jin, 2004 ; Zeng et al., 2005). Enfin, les rares études réalisées avec des patients porteurs d'un implant cochléaire étaient basées sur un corpus de phrases (et de fait, sur une simple mesure de performance d'identification), ne permettant pas l'analyse systématique des confusions phonétiques observées chez les patients implantés. Or, un effet de démasquage peut tout à fait apparaître sous la forme d'une amélioration de la réception de l'information relative au voisement, au lieu ou au mode d'articulation alors que les mesures de performance d'identification correcte (basées uniquement sur la diagonale de la matrice de confusion) sont très proches du niveau du hasard (Miller & Nicely, 1955). En conclusion, il n'est pas entièrement établi que le

démasquage soit partiellement réduit chez les sujets présentant une perte cochléaire modérée, et aboli chez la majorité des patients porteurs d'un implant cochléaire. Une caractérisation plus précise du démasquage s'impose donc dans les surdités cochléaires et chez les patients porteurs d'un implant.

2

ÉTUDE DU DÉMASQUAGE DE LA PAROLE DANS LES SURDITÉS COCHLÉAIRES MODÉRÉES

Une méthode d'investigation psychophysique des capacités de démasquage a été élaborée et validée expérimentalement par plusieurs équipes du GDR GRAEC afin de permettre une estimation fine des capacités de « démasquage de la parole dans le bruit » dans les surdités cochléaires modérées ainsi que chez les patients implantés. La méthode proposée et validée initialement sur des groupes de sujets entendants

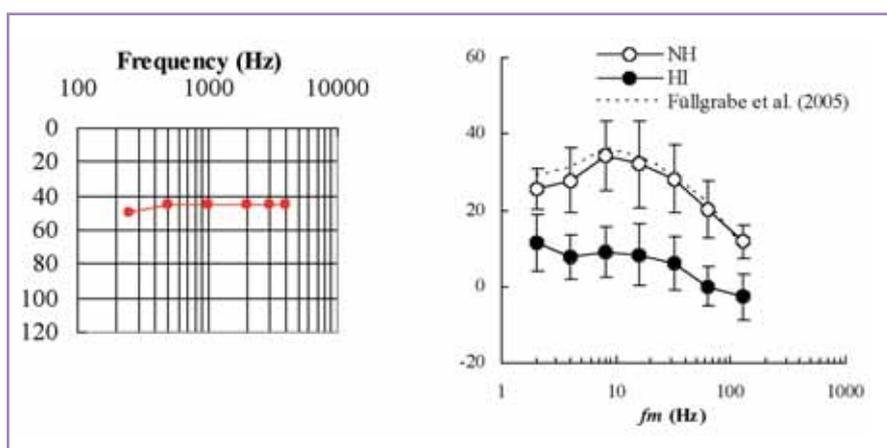


Fig. 1 : Audiogramme moyen (à gauche) et niveau de démasquage de la parole dans le bruit (« masking release », à droite) chez des sujets âgés présentant une perte auditive plate d'origine cochléaire (sujets HI pour « hearing impaired », symboles pleins). Le niveau de démasquage mesuré sur des sujets entendants âgés (NH pour « normal hearing », symboles ouverts) et jeunes (pointillés, Füllgrabe et al., 2006) sont présentés pour comparaison. Le niveau de démasquage correspond à la différence des scores d'intelligibilité mesurés en présence d'un bruit fluctuant et d'un bruit stationnaire pour le même rapport signal sur bruit. Le niveau de démasquage est présenté en fonction de la cadence de la fluctuation du bruit [en Hz]. (Lorenzi et al., 2006 ; Mémoire de recherche de M. Husson, 2005).

jeunes et âgés (Füllgrabe et al., 2006) permet de caractériser très précisément cette capacité de démasquage, à savoir le degré de démasquage [exprimé en termes de a) performance d'identification, mais également en termes de degré de réception des informations phonétiques de b) voisement, c) lieu et d) mode d'articulation] en fonction de la cadence de fluctuation du bruit masquant (et de fait, en fonction de la durée des « vallées » temporelles au sein des bruits masquant). Le protocole expérimental consiste à mesurer sous casque (à un niveau d'audibilité apparié à celui de sujets entendants contrôles) les capacités de démasquage de consonnes pour des stimuli de type VCV (/aCa/) et des bruits masquant stationnaires et fluctuants de type speech-shaped noise, ce pour différentes cadences (2, 4, 8, 16, 32, 64 et 128 Hz) des fluctuations temporelles de l'amplitude des bruits (la fluctuation étant obtenue par simple modulation sinusoidale de l'amplitude des bruits masquant). Point important, le rapport signal-sur-bruit est initialement et individuellement réglé afin d'obtenir une performance de base (environ 50-60% d'identification correcte pour un bruit stationnaire chez les sujets entendants, malentendants, ou implantés).

3

ÉTUDE DU DÉMASQUAGE DE LA PAROLE CHEZ LES PATIENTS IMPLANTÉS COCHLÉAIRES

Cette méthode d'investigation systématique des capacités de démasquage de la parole est actuellement appliquée sur une vaste cohorte de patients adultes porteurs d'un implant cochléaire multi-électrodes par plusieurs équipes du GDR GRAEC. Plus précisément, le protocole expérimental consiste à mesurer en champ libre (à un niveau de 70 dBA) les capacités de démas-

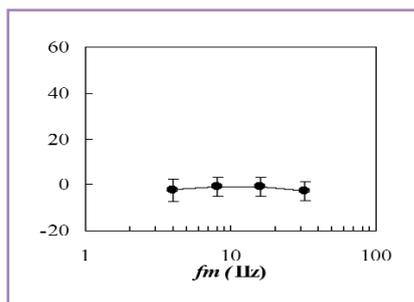


Fig. 2 : Niveau de démasquage de la parole dans le bruit (« masking release », en ordonnée) chez 9 patients porteurs d'un implant cochléaire (symboles pleins). Le niveau de démasquage correspond à la différence des scores d'intelligibilité mesurés en présence d'un bruit fluctuant et d'un bruit stationnaire. Le niveau de démasquage est présenté en fonction de la cadence de la fluctuation du bruit (f_m , en Hz). Le démasquage est aboli chez les sujets implantés, ce à toutes les cadences de fluctuation du bruit de fond (GRAEC et Mémoire de recherche de P. Letschert, 2006).

quage de consonnes et de voyelles pour des stimuli de type VCV (/aCa/) et CVC (/fVs/) et des bruits masquant stationnaires et fluctuants de type speech-shaped noise, ce pour différentes cadences (2, 4, 8, 16 et 32 Hz) et contrastes (de 12 à 100%) des fluctuations temporelles de l'amplitude des bruits (la fluctuation étant à nouveau obtenue par simple modulation sinusoidale de l'amplitude des bruits masquant). Chez ces patients implantés, l'activation de l'implant est vieille d'au moins 6 mois, et les patients sont cophotiques sur l'oreille non implantée ou présentent une perte d'au moins 90 dB HL (un bouchon d'oreille était utilisé dans ce cas). Par ailleurs, aucun réglage du processeur vocal de l'implant n'est réalisé entre les différentes séances de test. Les mesures sont réalisées sur différents sites hospitaliers (Services ORL des hôpitaux St Antoine, Avicenne, Beaujon et Robert Debré-Reims), et pour différentes marques d'implant cochléaire (Cochlear, MXM, MED-EL, Advanced Bionics). A ce jour, une dizaine de patients a participé à ce protocole d'étude du démasquage. Les premiers résultats présentés ici pour 9 patients de la cohorte confirment ceux

obtenus antérieurement par une autre équipe (Nelson et al., 2003) : en moyenne, le démasquage est littéralement aboli dans le cas de l'implant cochléaire, que ce soit en performance ou en réception d'information phonétique (cf. Fig. 2 pour $n=9$ patients). Toutefois, notre étude révèle une variabilité inter-individuelle notable et des capacités résiduelles non négligeables chez certains patients implantés dans le cas des traits de voisement, lieu ou mode. Il s'agit donc - à terme - de caractériser les déterminants de cette variabilité inter-individuelle et de fournir aux praticiens et constructeurs des recommandations pour un réglage optimal des processeurs vocaux d'implant.

4

CONCLUSIONS ET DÉVELOPPEMENTS FUTURS

Plus qu'une simple perte de l'audibilité et un déficit d'intelligibilité dans le silence, une dégradation marquée des capacités de démasquage de la parole semble constituer la signature « par excellence » (à savoir, la signature la plus sensible) d'un trouble des processus de traitement auditifs périphériques. Les mécanismes sensoriels et/ou cognitifs impliqués dans cette capacité de démasquage semblent avoir été isolés (écoute dans les vallées du bruit, ségrégation de la parole et du bruit sur la base des disparités spectrales et de structure temporelle fine des signaux) et les effets de lésions cochléaires sur ces mécanismes sont aujourd'hui mieux compris. Toutefois, les stratégies actuelles de réhabilitation (prothèses ou implants) ne sont pas en mesure de pallier ces effets spécifiques des lésions cochléaires. La transmission et la réception des informations de structure temporelle fine semblent constituer un enjeu majeur (mais également un verrou technologique) pour le développement de futurs processeurs vocaux. Une étude récente issue du GDR GRAEC suggère

toutefois qu'à défaut de pouvoir transmettre correctement ces informations de structure fine, une augmentation du nombre de canaux (environ 32 canaux) devrait (théoriquement) permettre d'obtenir environ 15 % de démasquage (Gnansia et al., 2007). Ces travaux audiologiques fournissent donc quelques pistes pour le développement de nouvelles générations de prothèses et d'implants cochléaires.

5

REMERCIEMENTS

Les programmes de recherche du GDR 2967 GRAEC sont soutenus par le CNRS, le groupement d'audioprothésiste Entendre SAS, MXM NEURELEC, MED-EL et Advanced Bionics.

6

BIBLIOGRAPHIE

Mémoires de recherche en audioprothèse

Letschert, P. (2006). Intelligibilité de la parole dans le bruit chez des patients implantés cochléaires. Ecole d'audioprothèse de Nancy.

Husson, M. (2005). Identification de la parole en présence de bruit stationnaire et fluctuant. Ecole d'audioprothèse de Nancy.

Articles et ouvrages

Bacon, S. P., Opie, J. M., & Montoya, D. Y. (1998). The effects of hearing loss and noise masking on the masking release for speech in temporally complex background. *Journal of Speech Language and Hearing Research*, 41, 549-563.

Dubno, J. R., Horwitz, A. R., & Ahlstrom, J. B. (2002). Benefit of modulated maskers for

speech recognition by younger and older adults with normal hearing. *Journal of the Acoustical Society of America*, 111, 2897-2907.

Eisenberg, L. S., Dirks, D. D., & Bell, T. S. (1995). Speech recognition in amplitude-modulated noise of listeners with normal and listeners with impaired hearing. *Journal of Speech Language and Hearing Research*, 38, 222-233.

Festen, J., & Plomp, R. (1990). Effects of fluctuating noise and interfering speech on the speech reception threshold for impaired and normal hearing. *Journal of the Acoustical Society of America*, 88, 1725-1736.

Füllgrabe, C., Berthommier, F. & Lorenzi, C. (2006). Masking release for consonant features in temporally fluctuating background noise. *Hearing Research*, 211, 74-84.

Gatehouse, S., Naylor, G., & Elberling, C. (2003). Benefits from hearing aids in relation to the interaction between the user and the environment. *International Journal of Audiology*, 42, S77-S85.

Gnansia, D., Meyer, B., Frachet, B., Philippon, B., Jourdes, V., & Lorenzi, C. (2007). Speech masking release in normal-hearing listeners: Effects of masker modulation depth and rate. Abstract ARO 571. 30th ARO mid-winter meeting, Feb 10-15, Denver, Colorado, USA.

Gustafsson, H. A., & Arlinger, S. D. (1994). Masking of speech by amplitude-modulated noise. *Journal of the Acoustical Society of America*, 95, 518-529.

Howard-Jones, P.A., & Rosen, S. (1993a). The perception of speech in fluctuating noise. *Acustica*, 78, 258-272.

Howard-Jones, P. A., & Rosen, S. (1993b). Unmodulated glimpsing in "checkerboard" noise. *Journal of the Acoustical Society of America*, 93, 2915-2922.

Lorenzi, C., Husson, M., Ardoint, M. & Debrulle, X. (2006). Speech masking release in listeners with flat hearing loss: Effects of masker fluctuation rate on identification scores and phonetic feature reception. *International Journal of Audiology*, 45,

487-495.

Miller, G. A., & Licklider, J. C. R. (1950). The intelligibility of interrupted speech. *Journal of the Acoustical Society of America*, 22, 167-173.

Miller, G.A., & Nicely, P.E. (1955). Analysis of perceptual confusions among some english consonants. *Journal of the Acoustical Society of America*, 27, 338-352.

Nelson, P. B., & Jin, S.-H., (2004). Factors affecting speech understanding in gated interference: Cochlear implant users and normal-hearing listeners. *Journal of the Acoustical Society of America*, 115, 2286-2294.

Nelson, P. B., Jin, S.-H., Carney, A. E., & Nelson, D.A. (2003). Understanding speech in modulated interference: cochlear implant users and normal-hearing listeners. *Journal of the Acoustical Society of America*, 113, 961-968.

Peters, R. W., Moore, B. C. J., & Baer, T. (1998). Speech reception thresholds in noise with and without spectral and temporal dips for hearing-impaired and normally hearing people. *Journal of the Acoustical Society of America*, 103, 577-587.

Qin, M. K., & Oxenham, A. J., (2003). Effects of simulated cochlear-implant processing on speech reception in fluctuating maskers. *Journal of the Acoustical Society of America*, 114, 446-454.

Summers, V., & Molis, M. R. (2004). Speech recognition in fluctuating and continuous maskers: effects of hearing loss and presentation level. *Journal of Speech Language and Hearing Research*, 47, 245-256.

Takahashi, G. A., & Bacon, S. P. 1992. Modulation detection, modulation masking, and speech understanding in noise in the elderly. *Journal of Speech and Hearing Research*, 35, 1410-1421.

Zeng, F.G., Nie, K., Stickney, G.S., Kong, Y.Y., Vongphoe, M., Bhargava, A., Wei, C., & Cao, K. (2005) Speech recognition with amplitude and frequency modulations. *Proceedings of the National Academy of Science USA*, Feb 15; 102(7): 2293-8 ■

PRÉCIS D'AUDIOPROTHÈSE

L'appareillage de l'Adulte - 3 tomes



- **PRÉCIS D'AUDIOPROTHÈSE TOME I** - ISBN n°2-9511655-4-4
LE BILAN D'ORIENTATION PROTHÉTIQUE

50,00 € x exemplaire(s) = €
+ frais de port France : 7,50 € x exemplaire(s) = €
Etranger : 9,00 € x exemplaire(s) = €

- **PRÉCIS D'AUDIOPROTHÈSE TOME III** - ISBN n°2-9511655-3-6
LE CONTRÔLE D'EFFICACITÉ PROTHÉTIQUE

60,00 € x exemplaire(s) = €
+ frais de port France : 7,50 € x exemplaire(s) = €
Etranger : 9,00 € x exemplaire(s) = €

Soit un règlement total de €

NOM PRÉNOM

SOCIÉTÉ

ADRESSE

.....

CODE POSTAL VILLE

PAYS

Tél Fax

BON DE COMMANDE À ENVOYER AVEC VOTRE CHÈQUE À :

Collège National d'Audioprothèse - 10 rue Molière - 62220 CARVIN

Tél 03 21 77 91 24 - College.Nat.Audio@orange.fr - www.college-nat-audio.fr

VEILLE TECHNOLOGIQUE

bernafon[®]
Innovative Hearing Solutions

NOUVEAUTÉ PRODUIT : MICRO ICOS



L'introduction de Micro ICOS, le tout dernier et le plus petit des produits de la famille ICOS représente pour Bernafon une nouvelle réussite dans le domaine des systèmes d'audition personnalisés. Malgré sa très petite taille, le Micro ICOS intègre la même technologie avancée que le reste de la famille de produits ICOS.

Combiné avec le système innovant de tubes sonores SPIRA Flex pour une adaptation simple et réussie, le Micro

ICOS constitue une solution auditive unique et confortable. ICOS - y compris le tout nouveau Micro ICOS - est le premier système d'audition entièrement personnalisé, et offre :

- une acceptation immédiate
- une performance haut de gamme
- une esthétique et un confort exceptionnels

Le Micro ICOS est disponible en 15 couleurs élégantes et propose une télécommande en option.

Avec toutes ses options et ses choix, Bernafon fait de Micro ICOS un produit très polyvalent dans sa gamme.



Bernafon Micro Icos

UN JOUR PAS COMME LES AUTRES SE LÈVE À L'HORIZON...

oticon
PEOPLE FIRST

Le 15 mai, le soleil se lèvera à l'est et se couchera à l'ouest, mais rien ne sera plus jamais pareil !

La nouvelle plate-forme RISE d'Oticon constitue un changement considérable pour la communication personnelle des malentendants.

Oticon, l'un des principaux fabricants d'aides auditives, dévoile aujourd'hui sa future solution auditive, RISE, qui permettra un véritable traitement du son sans fil entre deux solutions auditives avec une vitesse large bande. Ces capacités résolvent également le problème des téléphones portables que la majorité des utilisateurs d'appareils auditifs rencontrent aujourd'hui.

« L'introduction du système RISE indique un changement de paradigme aussi significatif que le passage des plates-formes analogiques aux plates-formes numériques, » a déclaré Jens Kofoed, directeur général Oticon. « Les solutions auditives dotées du traitement de son RISE permettront aux malentendants de se reconnecter au monde plutôt qu'à une simple amplification de la voix. »

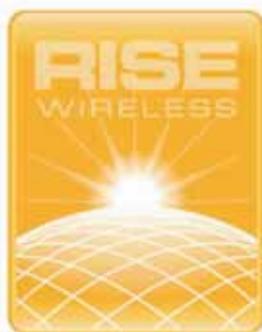
RISE possède une technologie large bande moderne, EarStream™, qui crée une sphère sans fil autour de l'utilisateur afin que ses deux solutions auditives puissent

traiter le son de façon synchronisée à grande vitesse. La coordination continue entre les deux aides auditives éliminera les décalages non coordonnés de réglages qui surviennent souvent avec les appareils binauraux ordinaires d'aujourd'hui. Le résultat est une manipulation beaucoup plus précise (multidimensionnelle) du paysage sonore (environnement sonore ambiant) reproduisant les sons exactement comme le cerveau le souhaite pour rendre les sons ambiants équilibrés et significatifs.

La nouvelle architecture RISE représente un progrès considérable de la vitesse du processeur qui permettra à la voix et à la musique d'être transmises sans fil à l'appareil auditif depuis les dispositifs équipés de Bluetooth™. Les solutions auditives équipées de RISE résolvent les deux besoins les plus distincts des utilisateurs en une solution unique: la confiance de l'utilisateur lorsqu'il communique avec les gens et son souhait de se servir facilement d'un téléphone portable Bluetooth™, par exemple. Dans le futur, d'autres dispositifs audio/vidéo, tels que PC et télévision pourront se connecter directement à la solution auditive via Bluetooth. Grâce à RISE, l'utilisateur peut oublier les câbles et les branchements car la connectivité sans fil sera intégrée au cœur du système RISE.

« La connectivité a transformé la façon dont les gens communiquent entre eux et interagissent avec le monde, » a déclaré Jens Kofoed. « Avec RISE, nous avons cherché à développer une plate-forme pour des solutions nouvelles et novatrices et une technologie moderne qui permettront aux malentendants de profiter de la même interaction spontanée et simple dont les entendants bénéficient tous les jours. »

À PROPOS DE RISE



RISE : première connectivité sans fil au monde exclusivement destinée aux malentendants est la nouvelle architecture technologique d'Oticon, qui constituera la base des futures générations de solutions auditives.

Résultat du plus grand effort de développement d'architecture jamais réalisé, RISE introduit de nouveaux concepts et possibilités dans tous les aspects du traitement du son et de l'interface sans fil :

- Traitement d'oreille à oreille large bande et grande vitesse permettant aux deux solutions auditives de fonctionner comme

un processeur rendant possibles les capacités de communication largement améliorées soutenues par une meilleure capacité à localiser le son de gauche à droite, et d'avant en arrière. La profondeur, la localisation et la conscience des sons, ainsi que la qualité sonore atteindront, dans le futur, un niveau totalement nouveau.

- La connectivité sans fil permet la synchronisation avec les dispositifs Bluetooth. RISE ouvre la voie pour que les solutions auditives passent de dispositifs de traitement et d'amplification simples à des portails connectant les malentendants au monde de la communication moderne.

La technologie RISE offre ces possibilités sans menacer la taille, la consommation d'énergie ou la facilité d'emploi. Afin d'obtenir cela, sont appliquées de nouvelles architectures associant le meilleur des architectures câblées et basées sur le CI à logiciel ouvert, ainsi que certaines des dernières techniques de traitement multi-cœur des dernières générations de puces informatiques.

Pour de plus amples informations sur l'architecture RISE d'Oticon, connectez-vous sur : www.oticon-rise.com. ■





INDIGO

**Indigo : encore + perfectionné,
encore + malin,
encore + flexible !**

11 avril 2007 - Kitchener, ON, Canada - Unitron Hearing a le plaisir de présenter la nouvelle version de son haut-de-gamme Indigo. Indigo présente encore plus de caractéristiques haut-de-gamme et de technologies innovantes.

La gamme Indigo présentera désormais des technologies encore plus sophistiquées et adaptatives telles que antiShock™, l'amélioration de la qualité de la parole avec dépendance de niveau et myMusic™. Ces caractéristiques complètent les fonctionnalités automatiques d'Indigo (autoPro4™).

- La nouvelle fonction antiShock d'Indigo élimine l'inconfort des bruits impulsifs, comme le bruit de la vaisselle qui s'entrechoque ou le claquement d'une porte, sans pour autant compromettre la capacité de l'utilisateur à rester en contact avec son environnement et à entendre les conversations de façon claire. La fonction d'amélioration de la qualité de la parole avec dépendance de niveau d'Indigo détermine la présence de la parole dans un environnement sonore. Elle augmente le gain dans tout canal où la

parole est le signal prédominant pour en accroître la clarté et faciliter l'écoute.

- La nouvelle fonction myMusic d'Indigo permet aux audioprothésistes de régler aisément la réponse en fréquence en fonction des préférences d'écoute des clients. Les clients profitent d'une expérience d'écoute personnalisée et améliorée qui fait ressortir les tonalités riches et profondes de la musique.

Indigo Moxi et bouton de réglage multi-fonctions OnBoard™

Indigo est désormais disponible en version Moxi, la nouvelle ligne avec écouteur intra-canal (CRT) d'Unitron Hearing.

Indigo Moxi™, Indigo Moda™ et le contour Indigo mini (pile 13) sont équipés du nouveau bouton de réglage multi-fonctions onBoard™ permettant, à la convenance de l'utilisateur, de sélectionner les programmes d'écoute ou de régler le volume des appareils. L'audioprothésiste détermine ce choix lors de l'appareillage et le programme directement dans le logiciel U : Fit. Ce réglage OnBoard donne aux utilisateurs une liberté de contrôle unique sur le marché des contours compacts sans contrôle de volume.

« Avec Indigo, nous avons misé sur la technologie pour créer l'appareil auditif qui se démarque le plus par rapport aux appareils



de nos confrères, qui soit de meilleure qualité et le plus automatique du marché, » indique Cameron Hay, Président Directeur Général d'Unitron Hearing. « Indigo offre une très grande souplesse aux clients, des caractéristiques d'une qualité exceptionnelle et une large gamme de styles différents pour répondre aux besoins spécifiques de vos clients les plus exigeants. »

Indigo convient aux pertes auditives légères à sévères.

La nouvelle version d'Indigo est disponible depuis mai 2007

A propos d'Unitron Hearing

Unitron Hearing crée des solutions auditives innovantes de renommée mondiale qui facilitent la vie quotidienne des personnes affectées par une perte auditive. Unitron Hearing est réputée pour ses appareils auditifs de haute qualité, faciles à utiliser. Unitron Hearing est implantée dans 12 bureaux à travers le monde. Son pôle mondial R&D est situé à Kitchener (Canada). Unitron Hearing travaille avec des partenaires distributeurs répartis dans plus de 65 pays.



Moxi

Unitron Hearing lance Moxi, sa nouvelle ligne d'appareils auditifs avec écouteur intra-canal

11 avril 2007 - Kitchener, ON, Canada - Unitron Hearing présente Moxi™, sa nouvelle ligne d'appareils auditifs avec écouteur intra-canal, capable de répondre aux exigences de performance et d'esthétique des personnes affectées par une perte auditive légère à sévère.

Moxi : une flexibilité d'appareillage inégalée

Moxi : une flexibilité d'appareillage inégalée

- Une ligne ultra complète : La ligne Moxi avec écouteur intra-canal se décline sur toutes les gammes d'Unitron Hearing : Indigo, Element 16, Element 8, Element 4. De ce fait, Moxi est disponible à 4 niveaux de prix pour satisfaire 4 niveaux de budgets.
- Appareillage flexible et évolutif : avec Moxi, l'audioprothésiste pourra corriger une large plage de pertes auditives allant de légère à sévère, toujours dans un souci d'esthétique. En effet, Moxi c'est 1 seul type de contour, 2 tailles d'écouteur et 6 possibilités d'appareillage différentes
- écouteur Power : coque sur mesure ou dôme Power
- écouteur standard : dôme ouvert ou dôme étanche ou dôme Power ou embout canal sur-mesure en acrylique dur.

Bouton tactile multi-fonctions onBoard : une première

Bouton tactile multi-fonctions onBoard configurable à la demande du client : les contours Moxi sont équipés d'un seul bouton de commande multi-fonctions



onBoard™ permettant, à la convenance de l'utilisateur, de sélectionner les programmes d'écoute ou de régler le volume des appareils. L'audioprothésiste détermine ce choix lors de l'appareillage et le programme directement dans le logiciel U :Fit. Ce réglage OnBoard donne aux utilisateurs une liberté de contrôle unique sur le marché des contours CRT.

Selon Don Hays, directeur du secteur audiologie d'Unitron Hearing, « la taille ultra-compacte de Moxi, ses caractéristiques innovantes et intelligentes ainsi que ses multiples options d'appareillage démontrent que la nouvelle ligne Moxi allie avec brio style et performance. »

La ligne Moxi est disponible depuis mai 2007. ■



VIIIÈME CONGRÈS DE LA SFA STRASBOURG

Parlement Européen

16 & 17 novembre
2007

Ecoutes Différentes : de la naissance à l'adolescence

Sous le Parrainage de
Mme Nathalie Griesbeck,
Député Européen Grand Est

Vendredi 16 novembre 2007

08h30 : ouverture du VIIIème
congrès de la SFA

Matinée : Développement
de la fonction auditive
de la cochlée au cortex
René CHABERT et Jean-Luc
PUEL

L'apprentissage des langues
étrangères
Jacques MEHLER et
Christophe PALLIER

Pause - visite de l'exposition
scientifique

11h30 : Visite guidée du
Parlement Européen

12h : Déjeuner au restaurant
du Parlement

Après-midi : L'audition chez
l'enfant autiste - Nicole
BRUNEAU et Arnaud COEZ

Les dysfonctionnements audi-
tifs centraux dans les troubles
d'apprentissages
Naima DEGGOUJ,
Laurent DEMANEZ,
Lionel COLLET,
Evelyne VEUILLET
Centre référent Strasbourg

Pause - visite de l'exposition
scientifique

Communications libres

17h30 : Assemblée générale
de la SFA

Soirée : Strasbourg au fil de
l'eau depuis l'embarcadère
Wacken/Parlement vers la
maison Kammerzell
Apéritif concert et dîner à la
maison Kammerzell

Samedi 17 novembre 2007

08h30 : matinée
Le point sur le dépistage de la
Surdité Permanente
Néonatale - André LOEHLE,
Paul AVAN, René DAUMAN,
Alain ROBIER et Valérie LEVY

Pause - visite de l'exposition
scientifique

Les prises en charge très
précoces du nourrisson sourd
Françoise ARTIERES,
Elisabeth PERI, Bernard
AZEMA, Eric BIZAGUET,
Bernard GOLSE,
Adoracion JUAREZ-
SANCHEZ et
Marie BRIGNONE

12h : Déjeuner au restaurant
du Parlement

Après-midi :
Communications libres

Pause - visite de l'exposition
scientifique

Table ronde : Les choix et
l'orientation professionnels
des adolescents sourds
André GENTINE,
Alain CANTINEAU
Groupe « orientation
professionnelle » Strasbourg,
APIEDA,
Catherine CROUZIER et
Xavier RENARD

17h30 : Clôture du VIIIème
congrès de la SFA

Organisateurs :

Dr Marie Madeleine ELIOT
Pr André GENTINE

Renseignements :

Agence JFK / -
Relations Publiques
38, rue Himmerich
67 000 STRASBOURG
Tél : 03 88 41 81 04
Fax : 03 88 41 92 74
Email : contact@escort-rp.fr
Internet : www.escort-rp.fr

ACFOS JOURNÉES D'ÉTUDES 16 et 17 novembre 2007

Les activités motrices de l'enfant sourd vues par les praticiens

Vendredi 16 novembre 2007 (avant-programme)

9h : Ouverture des journées

9h30 : Troubles de la motricité
fine et globale de l'enfant.
Dyspraxies.

Dr Florence MARCHAL,
Médecin de Rééducation,
Praticien Hospitalier, Hôpital
St Maurice

10h10 : Questions salle

10h20 : Les troubles du
graphisme et de l'écriture
Claire LE LOSTEC,
Ergothérapeute, L'ADAPT,
Paris

11h10 : Pause

11h30 : Les sollicitations
motrices dans la rééducation
orthophonique. Les
compétences mobilisées.
Les obstacles.

Chantal DESCOURTIEUX,
Orthophoniste, CODALI, Paris
Dr Denise BUSQUET,
ORL-Phoniatre, Paris

12h20 : Questions de la salle

12h30 : Repas

14h-17h30 : ATELIERS
(Pause de 15h30 à 16h)
2 séries de 6 ateliers
de 1h30 chacun.

Chaque participant
pourra s'inscrire à 2 ateliers
différents.

THÈMES PROPOSÉS :

- Troubles vestibulaires :
signes d'appel, diagnostic et
rééducation
Animatrices : Dr Sylvette
WIENER-VACHER, ORL
Praticien Hospitalier, Hôpital
Robert Debré
Marie-France DUBUC,
Psychomotricienne, CEOP,
Paris, Françoise LE BOLLOCH,
Psychomotricienne,
CAMSP Espoir 93, Noisy

- Troubles praxiques :
signes d'appel, diagnostic et
rééducation
Animatrices : Dr Florence
MARCHAL, Médecin de
Rééducation, PH, Hôpital St
Maurice
Brigitte FEUILLERAT,
Psychomotricienne,
Hôpital St Maurice

- Troubles du traitement du
mouvement (troubles
séquentiels et troubles
kinesthésiques) :
signes d'appel, diagnostic et
rééducation
Animatrice : Elisabeth
LASSERRE, psychomotri-
cienne, neuropsychologue

- Troubles de l'oculomotricité
et du contrôle du regard :
signes d'appel, diagnostic et
rééducation

Animatrice : Alexandra BERGER, Orthoptiste, Hôpital Hôtel-Dieu, Paris
Isabelle LAYAT, Orthoptiste, Centre pour enfants pluri-handicapés, Paris

- Hyperactivité, inhibition : répercussions sur les apprentissages et les relations sociales.
Quel diagnostic ? Quelles réponses thérapeutiques ?
Animatrices : Dominique SEBAN, Psychologue, INJS de Paris (sous réserve)
Psychomotricienne (nom à confirmer)
- L'utilisation du dessin en séance de psychomotricité
Animatrices : Sylvie SANSOUS, Psychomotricienne, Ecole D. Casanova, Argenteuil
Nicole BEAUDOT, Psychomotricienne, CREDA, Amiens

Samedi 17 novembre 2007 (avant-programme)

9h : Groupe d'éveil moteur pour les jeunes enfants sourds : observation, dépistage des troubles mineurs, prévention des dysfonctionnements ultérieurs
Marie-France DUBUC, Psychomotricienne, CEOP, Paris

9h45 : L'importance du mime chez les enfants sourds ayant des troubles associés
Sylvie SANSOUS, Psychomotricienne, El. Danièle Casanova, Argenteuil

10h30 : Pause

11h : Table ronde : Synthèse des ateliers par les rapporteurs
Echanges avec la salle

Animateur : Daniel PARENT, ACFOS

12h30 : Repas

14h : Présentation d'ateliers de jeunes enfants sourds : connaissances spatiales de l'action et représentation symbolique
Marta TORRES, Professeur de sourds, CEOP, Paris

14h30 : Quel projet linguistique pour un enfant sourd lorsque les suppléances motrices sont déficientes ?
Réflexions au travers de cas cliniques.
Dr Jeanne COUSIN, Médecin Phoniatre, Centre pour Enfants Plurihandicapés, Paris

15h : Dimensions sensorielles et motrices dans les interventions précoces

15h30 : Questions de la salle

15h45 : Recommandations "pratiques" d'ACFOS concernant la détection et la prise en charge des troubles psychomoteurs de l'enfant sourd, en réponse aux questions des participants au colloque de 2006

ACFOS
16h15 : Clôture des journées

Lieu :

ASIEM
6, rue Albert de Lapparent
75007 Paris
Métro : Ségur (ligne 10) - St François Xavier (ligne 13)
La Motte-Picquet (Ligne 6)
Bus : Ligne 10 : n°28, 39, 49, 70, 92.

Renseignements et inscriptions :

ACFOS
11 rue de Clichy
75009 Paris
Tél. 09 50 24 27 87
(prix appel local)

Fax. 01 48 74 14 01

Courriel : contact@acfos.org
www.acfos.org

Nombre de places limité.

ENSEIGNEMENT Cycle de formation post-universitaire année 2007

L'appareillage de l'enfant

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.

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.

Le pré-programme est le suivant :

Comment l'audioprothésiste interprète et exploite les éléments du diagnostic médical ?

Références seront faites aux :
- situation du dépistage
- conditions du diagnostic
- éléments du bilan ORL
- bilans complémentaires
- bilans étiologique et génétique

Quelle place pour l'audioprothésiste dans l'équipe pluri-disciplinaire ?

- L'équipe pluri-disciplinaire

- Information, correction prothétique
- Le rôle de l'audioprothésiste

Comment l'audioprothésiste prend en charge l'enfant et sa famille lors du bilan d'orientation prothétique ?

- Le premier rendez-vous...
- Ecoute de la famille, recueil des informations
- Quelles réponses aux questions des parents ?
- Le bilan audiométrique d'orientation : les conditions matérielles et les compétences

Comment l'audioprothésiste définit sa prise en charge et décide de son choix prothétique ?

- Les éléments pour faire ce choix
- Les spécificités du champ auditif de l'enfant
- La stratégie d'amplification
- La prise d'empreinte

Quand et comment adapter les appareils ?

- Les conditions de la délivrance
- Les tests de contrôle immédiat
- La nécessaire cohérence clinique

Quel suivi prothétique en fonction de l'enfant et de sa famille ?

- Les règles du suivi
- Les tests du contrôle permanent
- Les informations de la famille et de l'équipe
- L'évolution de l'appareillage en fonction de ces données

Quelle conduite à tenir en fonction de l'évolution de l'enfant appareillé ?

- L'interprétation des résultats en fonction de la surdité

- Les aides complémentaires (HF...)
- Les limites de l'appareillage
- L'indication de l'implant cochléaire

Intervenants

(Membres du Collège National d'Audioprothèse) :
Eric BIZAGUET, Frank LEFEVRE, Christian RENARD, Thierry RENGLET, François LE HER, Bernard Azéma, Eric Hans, Jean-François VESSON, Frédérique VIGNAULT, Alain VINET, Philippe ESTOPPEY

Renseignements

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 :
Colleg.Nat.Audio@orange.fr
www.college-nat-audio.fr

FORMATION

3^{ème} journée de l'Institut des Sciences et

Techniques de Réadaptation

26 janvier 2008
Lyon

Evaluation en vie réelle des handicaps cognitifs et sensoriels - impacts pour la rééducation

La démarche de réadaptation repose non seulement sur l'évaluation des déficiences et incapacités mais également sur l'identification des capacités résiduelles qui pourraient être utilisées pour compenser les handicaps. Ces objectifs ont été clairement définis par la nouvelle Classification Internationale du Handicap ou Classification Internationale du Fonctionnement (C.I.F.-2) proposée par l'Organisation Mondiale de la Santé en 2001. Ils constituent le thème de la troisième journée de l'Institut des Sciences et Techniques de Réadaptation. Au cours de cette journée cette question sera abordée pour les handicaps cognitifs (langage, mémoire, apraxie et fonctions exécutives) et sensoriels (surdité et cécité) en réunis-

sant des chercheurs, des médecins, des rééducateurs, des neuropsychologues et autres professionnels de la réadaptation.

Cette journée de formation a pour objectif : l'actualisation des connaissances sur l'évaluation écologique (ou en vie réelle) des handicaps cognitifs (langage, mémoire, apraxie et fonctions exécutives) et sensoriels (surdité et cécité)

Dans le cadre de cette évaluation, l'objectif est de savoir identifier les capacités résiduelles qui peuvent être utilisées pour la réadaptation"

Modalités pratiques

Lieu : Faculté de Médecine UFR RTH Laënnec, amphithéâtre A1
Durée : 9 heures
Dates : 26 janvier 2008
Coût : 130 € Professionnels
60 € Etudiants sur justificatif

Intervenants

Pr. COLLET Lionel
Président de l'Université Claude Bernard Lyon 1

Pr. COCHAT Pierre
Département de Pédiatrie
Hôpital Édouard Herriot

69437 LYON CEDEX 03
cochat@univ-lyon1.fr

Pr. MATILLON Yves

Directeur de l'Institut des Sciences et Techniques de Réadaptation
Département d'Information Médicale
162 avenue Lacassagne
69424 Lyon Cedex 3

Professeur RODE Gilles

Service de Réadaptation fonctionnelles
Hôpital Henry Gabrielle
Tél. : 04 78 86 50 22
gilles.ode@chu-lyon.fr

Renseignements administratifs

Université Claude Bernard Lyon 1
Formation Continue
Antenne Santé
8 avenue Rockefeller
69373 LYON Cédex
PHILIPPE Antoine
Tél. : 04 78 77 75 16
Fax : 04 78 77 28 10
antoine.philippe@adm.univ-lyon1.fr ■

« MESURES ET CORRECTION AUDITIVE DE LA PERCEPTION DE LA PAROLE »

Réponses au Q.C.M. établi par les divers orateurs de l'EPU 2006 et paru dans le n° 2 des CAHIERS DE L'AUDITION (Vol. 20 - Mars / Avril 2007).

Ces différentes questions et leurs réponses figurent également sur le site INTERNET du Collège : www.college-nat-audio.fr

A - RAPPELS DE L'EPU 2005

Phonétique acoustique, perception de la parole, impacts de la perte auditive sur la perception de la parole

E. BIZAGUET, Paris

1 - Le fondamental laryngé :

a) fournit l'énergie principale de la parole

2 - les formants :

b) sont des harmoniques caractéristiques du fondamental laryngé

3 - Le « é » :

c) correspond aux formants 350 - 2200 Hz

4 - La durée d'une consonne :

c) est comprise entre 120 et 200 ms pour une sifflante voisée

5 - La dynamique d'intensité :

a) La majeure partie de la dynamique d'intensité donnant 100 % d'intelligibilité d'un signal de parole est contenue entre -19 et +1 dB par rapport à son niveau moyen à long terme.
(b aurait été 6 à 9 dB).

6 - le VOT

c) est l'intervalle de temps entre le début des pulsations périodiques régulières de la voix et la détente de l'occlusion (VOT = Voice Onset Time)

7 - L'intelligibilité dans le bruit :

c) les indices pertinents de reconnaissance ne sont pas forcément les mêmes dans le silence et dans le bruit

8 - La stratégie de décodage :

a) dépend du milieu (calme, bruyant ou résonnant)

9 - la cohérence du flux se fait :

c) aussi par le timbre
(a aurait été 12 phonèmes par seconde)
(b aurait été 7 syllabes par seconde)

B - MESURES DE LA PERCEPTION DE LA PAROLE

Etalonnage vocal : calibrage, normes.

Compréhension, intelligibilité, perception phonémique. Les tests vocaux de phrases, mots, phonèmes. Organisation du bilan vocal. Protocole de passation des tests (voix directe et enregistrée, lecture labiale, voix d'homme et de femme, casque et champ libre, mesures dans le silence et dans le bruit, assourdissement controlatéral).

Corrélation audiométries tonale/vocale : prédiction de scores, phénomènes de compensation, Index d'Articulation .

F. LE HER, Rouen

1 - Le seuil de détectabilité SDT est :

a) inférieur

au seuil de reconnaissance SRT ou seuil d'intelligibilité

2 - En audiométrie vocale, la valeur lue sur l'audiomètre doit être reportée sur la ligne d'abscisse :

b) du milieu

du graphique d'audiométrie vocale

3 - Pour une mesure au casque, à l'aide d'écouteurs TDH 39, le seuil d'intelligibilité ou 0 dB HV correspond, en valeur arrondie, à :

b) 20 dB SPL

4 - Pour être en concordance avec le seuil en audiométrie tonale, le maximum d'intelligibilité doit être trouvé à :

a) 10 dB

au-dessus du seuil tonal HL à 2000 Hz

5- Le matériel phonétique adapté pour tester la discrimination phonétique est :

b) les listes cochléaires de LAFON

6 - Le matériel phonétique adapté pour tester la sensibilité phonétique du patient est :

a) les listes de FOURNIER

C - MESURES DE LA PERCEPTION DE LA PAROLE (suite)

Confusions phonétiques - interprétation
F. LEFEVRE, Rennes

1 - Le relevé de confusions phonétiques peut être mesuré chez un patient avec :

c) le test cochléaire

2 - En moyenne statistique :

b) les voyelles sont mieux reconnues que les consonnes chez le malentendant appareillé.

NEWSON

w w w . n e w s o n . f r

Tout pour l'Audioprothésiste

Vient de paraître



- ✓ 1000 Articles
- ✓ Livraison 24/48h
- ✓ Des Conseils
- ✓ Des Tarifs
- ✓ Des Nouveautés

Catalogue 2007-2008

Edition Professionnelle

NEWSON - 21, rue Eugène Sue - 94700 Maisons-Alfort - Tél. 33 (0)1 43 76 12 00 - Fax. 33 (0)1 43 76 79 39
Web : www.newson.fr • E.mail : newson@wanadoo.fr

3 - Parmi ces adjectifs, cochez celui qui peut caractériser un trait acoustique :

b) interrompu

D - MESURES DE LA PERCEPTION DE LA PAROLE (suite)

Troubles cognitifs

G. GUILLARM, Audioprothésiste, Orthophoniste, Rennes

Question 1 :

b) Il existe un module cognitif pour le traitement de la parole. LIBERMAN, 1985, a évoqué un module cognitif pour le traitement de la parole en lien avec les détecteurs phonétiques ; exemple : la perception catégorielle.

Question 2

c) La perception auditive s'appuie sur deux stades cognitifs.

On distingue deux grands stades :

- élémentaire : reconnaissance des sons
- complexe : comparaison des données élémentaires avec les représentations stockées en mémoire

Question 3

c) Il existe deux stratégies compensatoires.

Selon A.L. GIRAUD, il existe deux types de stratégies compensatoires :

- Une stratégie attentionnelle/mémoire de travail, misant sur la reconnaissance on-line des sons, leur débruitage par des mécanismes top-down
- Une stratégie mnémorique, misant sur la mise en relation des stimuli entendus avec les représentations stockées en mémoire long terme

E - NEUROPSYCHOLOGIE DU SUJET APPAREILLÉ

Analyse de la compensation : mise en place de compensations centrales pré-appareillage, dégradations potentielles par l'appareillage.

Réorganisation de la cartographie cérébrale. Ré-appropriation des bruits et des sons de parole.

Aspects comportementaux, réorganisations cérébrales temporelles et fréquentielles.

S.GARNIER, Sartrouville

1 - Lorsque l'on parle de plasticité, on fait référence :

b) à des modifications fonctionnelles corticales

2 - Qu'appelle-t-on les voies non spécifiques ?

b) les voies nerveuses chargées entre autre des émotions

3 - Lors d'un appareillage, la plasticité (acclimatation) induit :

c) une inversion partielle du phénomène de privation

F - NEUROPSYCHOLOGIE DU SUJET APPAREILLÉ (suite)

Apports de l'imagerie fonctionnelle cérébrale. A.COEZ, Paris

1 - Quelles modalités d'imagerie permettent l'étude de l'organisation fonctionnelle des cartes corticales chez un patient implanté cochléaire :

c) l'imagerie par tomographie par émission de positons à l'eau marquée à l'oxygène 15

d) l'imagerie par tomographie par émission de positons au 18 FLUORO-Desoxyglucose

2 - Lors d'une surdité post-linguale, le métabolisme glucidique :

b) au repos, est diminué et est corrélé à la durée de privation sensorielle auditive

d) est augmenté, après implantation cochléaire, lors de l'écoute de mots dans des aires temporelles proportionnellement au score d'intelligibilité obtenu après une période d'entraînement

3 - dans la surdité post-linguale, le débit sanguin régional :

a) est augmenté, après implantation cochléaire, dans des aires temporelles, à l'écoute de phrases

c) est augmenté dans des aires pariétales droites et pré-frontales droites dans un groupe de sujets implantés par rapport aux sujets entendants lors d'une tâche sémantique et/ou lexicale par rapport à une tâche phonologique

d) témoigne d'un réseau intentionnel davantage activé dans le groupe de sujets implantés par rapport au groupe de sujets entendants

G - CORRECTION AUDITIVE DE LA PAROLE

Impacts de l'audioprothèse sur le signal : bande passante, distorsions, résonances, embout, systèmes FM

J. JILLIOT, Callian

1 - Lorsqu'on remplace un tube de liaison acoustique classique - diamètre interne 2,00 mm - par un tube acoustique fin - diamètre interne 1,30 mm - quelle plage fréquentielle de la bande passante d'un signal vocal est la plus affectée ?

b) la bande passante 1KHz-3 KHz subit une diminution à peu près uniforme. Peu de modification en dessous de 1KHz et peu de modification au-dessus de 3KHz

2 - Le spectre moyen de la parole à long terme est différent suivant le lieu de captation.

a) vrai, la position par rapport à la source modifie le niveau et la répartition fréquentielle.

Des modifications considérables peuvent survenir suivant les conditions de mesures.

3 - A partir de 3,5 KHz, l'élargissement de la bande passante n'améliore pas l'intelligibilité dans le bruit.

c) faux, certains indices acoustiques sont présents au-delà de 5 KHz, et sont plus résistants aux environnements bruyants. Il faut augmenter le rapport signal/bruit pour une intelligibilité identique quand la bande passante s'arrête à 5KHz.

4 - Certains transducteurs d'entrée : microphone de petite taille, induction ou transmission FM, imposent des limites fréquentielles au spectre vocal.

b) faux, les caractéristiques des transducteurs d'entrée sont tous largement suffisants en terme de bande passante audible.

Techniquement, ces transducteurs d'entrée, comme les transducteurs de sortie, sont capables de transmettre des signaux de bande passante considérablement plus larges que le nécessite la parole ou l'audition humaine.

H - CORRECTION AUDITIVE DE LA PAROLE (suite)

Correction quantitative :

Parole et compression de dynamique (gain, taux de compression, point d'enclenchement, constantes de temps, limitations de sortie, expansion, nombre de canaux)

S. LAURENT, Gourin

B. HUGON, Paris

1 - Une compression de dynamique :

a) réduit l'écart entre les sons de différents niveaux.

2 - Un système de compression :

b) nécessite un certain laps de temps pour s'enclencher.

3 - La présence de compressions indépendantes dans différentes bandes de fréquences :

b) diminue l'effet de « pompage ».

4 - La compréhension de la parole seule :

c) peut être améliorée par la compression de dynamique.

5 - Le rapport signal sur bruit :

b) peut être fortement dégradé par une compression de dynamique.

6 - Lorsque le taux de compression augmente :

a) les courbes de gain (2cc ou in vivo) s'éloignent les unes des autres.

7 - Pour calculer le taux de compression global à partir des courbes de niveau de sortie, il faut :

c) diviser l'écart entre deux niveaux d'entrée par l'écart entre les niveaux de sortie correspondants.

8 - Le contrôle, à la chaîne de mesure (2cc ou in vivo), des courbes de niveau de sortie pour différents niveaux d'entrée :

a) permet de tenir compte de la compression globale d'un appareil (TK, taux, niveau de sortie max compris).

Impact de la compression sur la modulation d'amplitude de la parole. Importance de la modulation d'amplitude de la parole pour l'intelligibilité.

9 - En supprimant la modulation d'amplitude, DRULLMAN et col. ont montré qu'une bande de fréquence de modulation était prépondérante pour l'intelligibilité

a) de 4 à 16 Hz,

10 - En isolant la modulation d'amplitude et en remplaçant l'information fréquentielle par du bruit blanc, SHANNON a atteint quel score d'intelligibilité après apprentissage ?

c) 90%

Dans le spectre de modulation d'amplitude de la parole établi par Plomp en 1983, les fréquences utiles s'étendent de 0.1 à 40 Hz. Ces fréquences de modulation peuvent être associées à des entités phonémiques.

11 - Les mots induisent une fréquence de l'ordre de :

a) 2,5 Hz

12 - Les phonèmes induisent une fréquence de l'ordre de

b) 12 Hz

13 - La détection d'un gap devant une plosive repose sur une fréquence de modulation d'amplitude d'environ :

c) 30 Hz

14 - Plusieurs études d'impact de la compression sur l'intelligibilité ont mis en évidence une valeur « limite » du taux de compression. Cette valeur indicative correspond à une réduction « acceptable » de la modulation d'amplitude car elle préserve les caractéristiques essentielles du signal de parole. Cette valeur est de :

b) 2,0 : 1

I - CORRECTION AUDITIVE DE LA PAROLE (suite)

Correction qualitative :

Renforcement spectral, expansion phonétique, traitement temporel, réductions de bruit, micros directionnels, transposition de fréquence, amélioration du confort et dégradation potentielle de la compréhension

C. RENARD, Lille

B. AZEMA, Paris

1 - Le renforcement phonétique joue :

c) sur les deux

2 - Quel type de microphone directionnel est le plus utilisé aujourd'hui ?

b) un micro directionnel + un microphone omnidirectionnel

3 - Les réducteurs de bruit fonctionnent par :

b) analyse de modulation temporelle

4 - La transposition fréquentielle demande une adaptation longue ?

a) Oui

5 - La transposition harmonique demande une adaptation longue ?

b) Non

J - CORRECTION AUDITIVE DE LA PAROLE (suite)

Outils d'adaptation :
Data-logging, outils visuels
H. BISCHOFF, Paris

- 1 - Le data-logging des aides auditives :
c) est une aide efficace pour comprendre les difficultés résiduelles des patients appareillés
- 2 - Le data-logging permet :
a) de connaître le temps de port des appareils
- 3 - Les data-logging et outils visuels intégrés dans les aides auditives et programmes actuels :
b) sont utiles pour comprendre si le patient utilise de façon adaptée les options de ses aides auditives
- 4 - Les Data-Logging collectent des informations sur :
a) l'environnement du patient et sur l'utilisation de l'appareil
- 5 - Concernant l'utilisation du Data-logging :
b) il faut prévenir son patient et lui expliquer l'intérêt
- 6 - Les Data-Logging :
b) existent sous forme autonome
- 7 - Les conseils donnés par les logiciels fabricants :
c) doivent être croisés avec le discours du patient

K - CORRECTION AUDITIVE DE LA PAROLE (suite)

Correction des confusions phonétiques
R. FAGGIANO, Caen
E. HANS, Montbéliard
F. LEFEVRE, Rennes

- 1 - Communication de Robert FAGGIANO sur l'étude des confusions phonétiques et l'incidence sur l'optimisation des réglages : est-ce systématique

que l'on puisse corrélérer erreurs et paramètres de dynamique de l'amplification ?

- a) parfois
- 2 - Dans la gestion de la plage de confort prothétique, pour optimiser la reconnaissance phonétique, il faut modifier :
c) la conjugaison de ces deux paramètres
- 3 - Les résultats de l'audiométrie vocale pratiquée dans le bruit est-elle dépendante :
b) de l'entraînement

L - REEDUCATION ORTHOPHONIQUE

Chérie, parle plus fort, Chéri écoute-moi
G. BESCOND, Orthophoniste, Rennes

- 1 - Quel est le rôle de l'orthophoniste dans la prise en charge de l'adulte devenu sourd ?
a) aider le patient à mieux utiliser les nouvelles données apportées par ses appareils auditifs
- 2 - La rééducation auditive ne comprend pas :
e) apprentissage à la vocalisation
- 3 - Les axes de la rééducation orthophonique dans le domaine de la surdité chez l'adulte sont :
b) rééducation auditive, lecture labiale

M - INTERPRETATIONS ET LIMITES

Différences inter-individuelles, stratégies de correction, mémoire à court terme et troubles centraux du décodage, environnement, vigilance, langue maternelle, vie sociale, impact de la surdité, temps de privation, psycho-acoustique cochléaire, compétence au challenge de l'examen, perspectives
E. BIZAGUET, Paris

- 1 - L'audiométrie vocale relève une courbe en cloche à 60 % au casque et une courbe vocale atteignant le 100 % sans

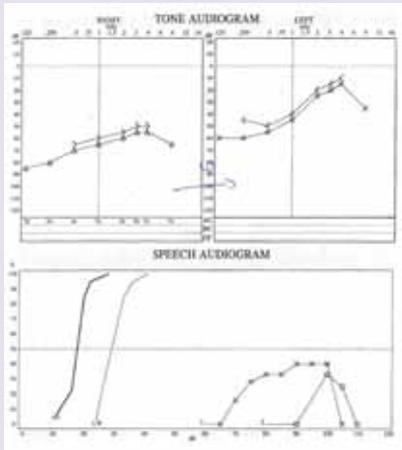
dégradation à forte intensité en champ libre. L'explication de ce phénomène est liée :

- c) à la réverbération due à la mise en place du casque
- 2 - L'existence d'une discordance tonale vocale dans le cas d'une surdité en pente de ski où la compréhension est meilleure que prévue :
b) est liée à l'utilisation de transitions phonétiques
- 3 - L'analyse quantitative des erreurs phonétiques :
c) est complémentaire de l'analyse qualitative
- 4 - L'analyse qualitative :
b) permet de rechercher le meilleur compromis
- 5 - L'interprétation des erreurs est utilisable pour les réglages si :
b) l'erreur est prévisible et la confusion correspond à la surdité
- 6 - L'analyse qualitative de l'épreuve vocale :
b) se fait en corrélation avec l'audiométrie tonale
- 7 - Une courbe vocale en cloche :
c) est courante dans les surdités en pente de ski
- 8 - Les traitements du bruit des aides auditives :
c) doivent parfois être déconnectés pour améliorer la compréhension de certains patients. ■

UNE DISSOCIATION DE L'ATTEINTE DE LA VOCALE PAR RAPPORT À LA TONALE

Une Patiente âgée de 64 ans, consulte pour la majoration d'une hypoacousie bilatérale évoluant depuis plus de 20 ans. Dans ses antécédents on retrouve d'une part une otite chronique droite pour laquelle une perforation tympanique séquellaire a été opérée en 1970 avec un bénéfice fonctionnel satisfaisant. Elle présente une baisse bilatérale de l'acuité visuelle, remontant à l'enfance, avec à l'examen une cicatrice maculaire. Le diagnostic d'atteinte liée à la toxoplasmose a été retenu. Son examen clinique ORL est sans particularité.

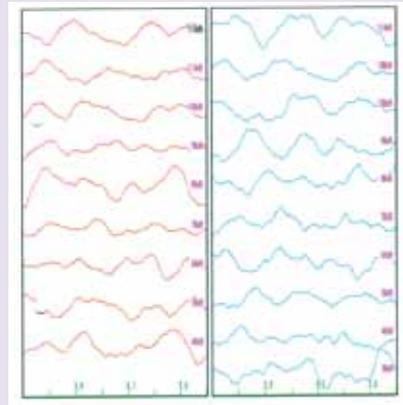
Le bilan audiométrique retrouve une surdité de perception prédominant sur les fréquences graves, bilatérale, avec altération importante de l'intelligibilité des deux côtés. L'impédancemétrie est normale.



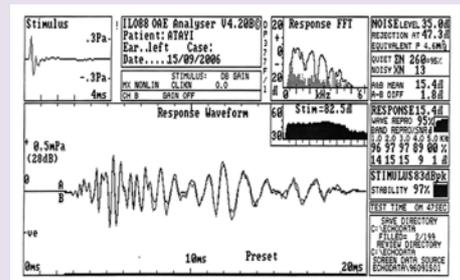
Quel diagnostic peut-on suspecter ? Sa confirmation nécessite t'elle des investigations complémentaires ? Quel traitement peut on proposer ?

L'altération importante de l'intelligibilité en audiométrie vocale, ne correspond pas au résultat attendu à partir de la tonale, et conduit à rechercher une atteinte « centrale » des voies auditives.

L'étude des potentiels évoqués auditifs précoces a retrouvé un tracé désynchronisé des deux côtés :



L'analyse des otoémissions acoustiques provoquées était normale à gauche, non reproductible à droite :



L'IRM cérébrale et des rochers n'a retrouvé aucune anomalie des voies auditives. L'association de ces anomalies : dissociation tonale/vocale, désynchronisation des PEA et conservation d'une réponse aux otoémissions acoustiques provoquées fait évoquer le diagnostic de neuropathie auditive.

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

Cas clinique 2)

COMMENT INTERPRÉTEZ-VOUS CETTE IMAGE ?

Mlle B, 4 ans, se plaint d'une otalgie. 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

Cas clinique 1)

COMMENTAIRES

Le diagnostic de neuropathie auditive chez l'adulte fait réaliser une enquête à la cause d'une cause métabolique ou génétique, ainsi que l'association à d'autres manifestations neurologiques pouvant s'intégrer dans un syndrome particulier. Dans un certain nombre de cas l'atteinte auditive est isolée et le bilan est négatif. La réhabilitation

auditive par aides auditives conventionnelles est proposée mais souvent décevante. L'implantation cochléaire, même si elle paraît à priori peu logique en raison de l'atteinte des fibres nerveuses, peut cependant apporter un bénéfice fonctionnel important.

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

Cas clinique 2)

C'est une otite moyenne aigue qui rend le tympan inflammatoire et bombant.

- Aucun relief n'est plus visible
- Tympan bombant et inflammatoire

EXAMENS À ENVISAGER

Consultation médicale urgente

RÉSULTATS

L'examen général retrouve de la fièvre et une otite bilatérale

TRAITEMENT

Un traitement antibiotique est préconisé. En cas d'otite traînante ou récidivante, un prélèvement bactériologique par paracentèse est nécessaire.

POUR L'AUDIOPROTHÉSISTE

En cas d'enfant appareillé, la survenue d'une otite aigue accentue le déficit auditif. Il faut attendre la normalisation du tympan avant de remettre l'appareil auditif.

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

Offres d'emplois)

Monsieur BLANC Michel, audioprothésiste, recherche, pour son centre de Marnagnan

UN(E) AUDIOPROTHÉSISTE DIPLÔMÉ(E)

- Poste à responsabilité
- Salaire motivant

Contacteur : Mr BLANC Michel,
103 Cours Victor Hugo,
13300 Salon de Provence
Tél : 06 74 28 75 90
ou 04 90 56 25 69



La Qualité de l'audition

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



CENTRA Active™ Soyez exigeants !



*taille réelle

SoundSmoothing™ / DataLearning™ / e2e™ / Rechargeable / Réhaussement phonétique / Réduction du bruit / Traitement de la parole et du bruit (TPB)
Anti Larsen adaptatif exclusif / Détection automatique des situations (y compris de la musique) / Réducteur du bruit de vent 2^e génération
Réduction du bruit micro / Emergence rapide de la parole / Décalage de la dynamique de sortie / AquaProtect™ / Protège micros clipsable / Water resistant
Membrane type GoreTex™ / C-Guard™ / nanoProtect™ / RIC (Receiver In the Canal) 2^e génération / Tubes écouteurs courbés / Contact écouteur à 3 points
Dômes souples ouverts et fermés / Connexion par balayette / Embout fermé en option / Arrêt automatique / Chargeur intelligent / Télécommande ePocket™
Pour pertes auditives légères à moyennes / Gain 55dB / Niveau de sortie 118dB / Directionnel TwinMic / Pile 13
Puissance évolutive pour pertes moyennes à sévères.

Écologique, économique, sûr, efficace, esthétique, performant, intelligent, sécurisé
CENTRA Active de Siemens, soyez exigeants !

www.siemens-audiologie.fr

SIEMENS

DestinyTM



OPEN

Laissez leurs oreilles "RESPIRER" !!!



Le **Destiny OPEN** est un micro-contour ultra léger, confortable sur et dans l'oreille. Il est doté du processeur Destiny 1200 à architecture ouverte bénéficiant de la puissance intuitive de la nFusion Technology.

- ▶ Pile 312
- ▶ Matrix 115/40
- ▶ Active Feedback Intercept : le meilleur de l'anti-larsen !
- ▶ Acoustic Signature...

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

