



كلية الطب
والصيدلة - مراكش
FACULTÉ DE MÉDECINE
ET DE PHARMACIE - MARRAKECH

Année 2021

Thèse N°032

Etude comparative entre les potentiels évoqués auditifs précoces et les potentiels évoqués auditifs stationnaires chez les enfants souffrants de surdité sévère à profonde

THESE

PRÉSENTÉE ET SOUTENUE PUBLIQUEMENT LE : 12/03/2021

PAR

Mlle. **Hind SAFI**

Née le 03/02/1996 à Safi

Médecin Interne du CHU Mohammed VI Marrakech

POUR L'OBTENTION DU DOCTORAT EN MÉDECINE

MOTS-CLÉS :

Réponse auditive du tronc cérébral – Réponse auditive en régime permanent
Seuil auditif – Enfants – Surdité sévère à profonde

JURY

Mr. **M. BOUSKRAOUI**

Professeur de Pédiatrie

PRESIDENT

Mr. **A. RAJI**

Professeur d'Oto-Rhino-Laryngologie et de Chirurgie Cervico-Faciale

RAPPORTEUR

Mr. **Y.ROCHDI**

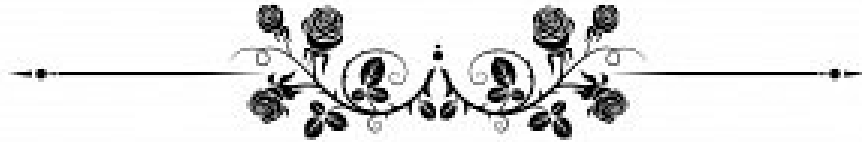
Professeur d'Oto-Rhino-Laryngologie et de Chirurgie Cervico-Faciale

Mme. **N.LOUHAB**

Professeur de Neurologie

JUGES

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



"رب أوزعني أن أشكر نعمتك
التي أنعمت عليّ وعلى والديّ
وأن أعمل صالحاً ترضاه
وأصلح لي في ذريتي
إني تبت إليك وإني من المسلمين"
صدق الله العظيم

Serment d'hippocrate

*Au moment d'être admis à devenir membre de la profession médicale, je
m'engage solennellement à consacrer ma vie au service de l'humanité.
Je traiterai mes maîtres avec le respect et la reconnaissance qui leur sont
dus.*

*Je pratiquerai ma profession avec conscience et dignité. La santé de mes
malades sera mon premier but.*

Je ne trahirai pas les secrets qui me seront confiés.

*Je maintiendrai par tous les moyens en mon pouvoir l'honneur et les nobles
traditions de la profession médicale.*

Les médecins seront mes frères.

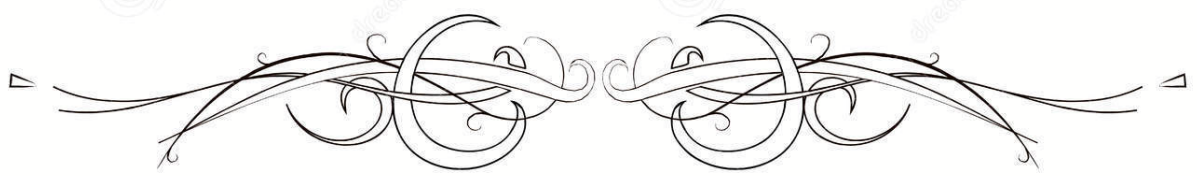
*Aucune considération de religion, de nationalité, de race, aucune
considération politique et sociale, ne s'interposera entre mon devoir et mon
patient.*

Je maintiendrai strictement le respect de la vie humaine dès sa conception.

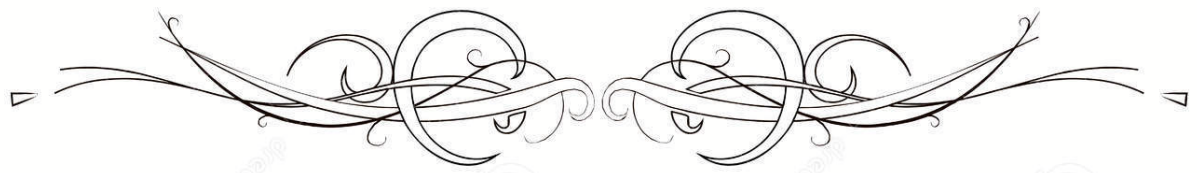
*Même sous la menace, je n'userai pas mes connaissances médicales d'une
façon contraire aux lois de l'humanité.*

Je m'y engage librement et sur mon honneur.

Déclaration Genève, 1948



LISTE DES PROFESSEURS



UNIVERSITE CADI AYYAD
FACULTE DE MEDECINE ET DE PHARMACIE
MARRAKECH

Doyens Honoraires : Pr. Badie Azzaman MEHADJI

: Pr. Abdelhaq ALAOUI YAZIDI

ADMINISTRATION

Doyen : Pr. Mohammed BOUSKRAOUI

Vice doyen à la Recherche et la Coopération : Pr. Mohamed AMINE

Vice doyen aux Affaires Pédagogiques : Pr. Redouane EL FEZZAZI

Secrétaire Générale : Mr. Azzeddine EL HOUDAIGUI

Professeurs de l'enseignement supérieur

Nom et Prénom	Spécialité	Nom et Prénom	Spécialité
ABKARI Imad	Traumato-orthopédie	FADILI Wafaa	Néphrologie
ABOU EL HASSAN Taoufik	Anesthésie-réanimation	FAKHIR Bouchra	Gynécologie-obstétrique
ABOUCHADI Abdeljalil	Stomatologie et chir maxillofaciale	FOURAJI Karima	Chirurgie pédiatrique
ABOULFALAH Abderrahim	Gynécologie-obstétrique	GHANNANE Houssine	Neurochirurgie
ABOUSSAIR Nisrine	Génétique	GHOUNDALE Omar	Urologie
ADALI Imane	Psychiatrie	HACHIMI Abdelhamid	Réanimation médicale
ADMOU Brahim	Immunologie	HAJJI Ibtissam	Ophtalmologie
AGHOUTANE El Mouhtadi	Chirurgie pédiatrique	HAROU Karam	Gynécologie-obstétrique
AISSAOUI Younes	Anesthésie - réanimation	HOCAR Ouafa	Dermatologie

AIT AMEUR Mustapha	Hématologie Biologique	JALAL Hicham	Radiologie
AIT BENALI Said	Neurochirurgie	KAMILI El Ouafi El Aouni	Chirurgie pédiatrique
AIT BENKADDOUR Yassir	Gynécologie– obstétrique	KHALLOUKI Mohammed	Anesthésie– réanimation
AIT–SAB Imane	Pédiatrie	KHATOURI Ali	Cardiologie
AMAL Said	Dermatologie	KHOUCHANI Mouna	Radiothérapie
AMINE Mohamed	Epidémiologie– clinique	KISSANI Najib	Neurologie
AMMAR Haddou	Oto–rhino– laryngologie	KRATI Khadija	Gastro– entérologie
AMRO Lamyae	Pneumo– phtisiologie	KRIET Mohamed	Ophtalmologie
ANIBA Khalid	Neurochirurgie	LAGHMARI Mehdi	Neurochirurgie
ARSALANE Lamiae	Microbiologie – Virologie	LAKMICHI Mohamed Amine	Urologie
ASMOUKI Hamid	Gynécologie– obstétrique	LAOUAD Inass	Néphrologie
ATMANE El Mehdi	Radiologie	LOUHAB Nisrine	Neurologie
BAIZRI Hicham	Endocrinologie et maladies métaboliques	LOUZI Abdelouahed	Chirurgie – générale
BASRAOUI Dounia	Radiologie	MADHAR Si Mohamed	Traumato– orthopédie
BASSIR Ahlam	Gynécologie– obstétrique	MANOUDI Fatiha	Psychiatrie
BELKHOU Ahlam	Rhumatologie	MANSOURI Nadia	Stomatologie et chirumaxillo faciale
BEN DRISS Laila	Cardiologie	MAOULAININE Fadl mrabih rabou	Pédiatrie (Neonatalogie)
BENCHAMKHA Yassine	Chirurgie réparatrice et plastique	MATRANE Aboubakr	Médecine nucléaire
BENELKHAIAT BENOMAR Ridouan	Chirurgie – générale	MOUAFFAK Youssef	Anesthésie – réanimation
BENHIMA Mohamed Amine	Traumatologie – orthopédie	MOUDOUNI Said Mohammed	Urologie
BENJILALI Laila	Médecine interne	MOUFID Kamal	Urologie

BENZAROUEL Dounia	Cardiologie	MOUTAJ Redouane	Parasitologie
BOUCHENTOUF Rachid	Pneumo- phtisiologie	MOUTAOUAKIL Abdeljalil	Ophtalmologie
BOUKHANNI Lahcen	Gynécologie- obstétrique	MSOUGGAR Yassine	Chirurgie thoracique
BOUKHIRA Abderrahman	Biochimie - chimie	NAJEB Youssef	Traumato- orthopédie
BOUMZEBRA Drissi	Chirurgie Cardio- Vasculaire	NARJISS Youssef	Chirurgie générale
BOURRAHOUAT Aicha	Pédiatrie	NEJMI Hicham	Anesthésie- réanimation
BOURROUS Monir	Pédiatrie	NIAMANE Radouane	Rhumatologie
BOUSKRAOUI Mohammed	Pédiatrie	OUALI IDRISSE Mariem	Radiologie
CHAFIK Rachid	Traumato- orthopédie	OULAD SAIAD Mohamed	Chirurgie pédiatrique
CHAKOUR Mohamed	Hématologie Biologique	QACIF Hassan	Médecine interne
CHELLAK Saliha	Biochimie- chimie	QAMOUISS Youssef	Anesthésie- réanimation
CHERIF IDRISSE EL GANOUNI Najat	Radiologie	RABBANI Khalid	Chirurgie générale
CHOULLI Mohamed Khaled	Neuro pharmacologie	RADA Noureddine	Pédiatrie
DAHAMI Zakaria	Urologie	RAIS Hanane	Anatomie pathologique
DRAISS Ghizlane	Pédiatrie	RAJI Abdelaziz	Oto-rhino- laryngologie
EL ADIB Ahmed Rhassane	Anesthésie- réanimation	ROCHDI Youssef	Oto-rhino- laryngologie
EL ANSARI Nawal	Endocrinologie et maladies métaboliques	SAMKAOUI Mohamed Abdenasser	Anesthésie- réanimation
EL BARNI Rachid	Chirurgie- générale	SAMLANI Zouhour	Gastro- entérologie
EL BOUCHTI Imane	Rhumatologie	SARF Ismail	Urologie
EL BOUIHI Mohamed	Stomatologie et chir maxillofaciale	SORAA Nabila	Microbiologie - Virologie
EL FEZZAZI Redouane	Chirurgie pédiatrique	SOUMMANI Abderraouf	Gynécologie- obstétrique
EL HAOURY Hanane	Traumato- orthopédie	TASSI Noura	Maladies infectieuses

EL HATTAOUI Mustapha	Cardiologie	TAZI Mohamed Illias	Hématologie– clinique
EL HOUDZI Jamila	Pédiatrie	YOUNOUS Said	Anesthésie– réanimation
EL IDRISSE SLITINE Nadia	Pédiatrie	ZAHLANE Kawtar	Microbiologie – virologie
EL KARIMI Saloua	Cardiologie	ZAHLANE Mouna	Médecine interne
EL KHAYARI Mina	Réanimation médicale	ZAOUI Sanaa	Pharmacologie
EL MGHARI TABIB Ghizlane	Endocrinologie et maladies métaboliques	ZIADI Amra	Anesthésie – réanimation
ELFIKRI Abdelghani	Radiologie	ZOUHAIR Said	Microbiologie
ESSAADOUNI Lamiaa	Médecine interne	ZYANI Mohammed	Médecine interne

Professeurs Agrégés

Nom et Prénom	Spécialité	Nom et Prénom	Spécialité
ABIR Badreddine	Stomatologie et Chirurgie maxillo faciale	EL MEZOUARI El Moustafa	Parasitologie Mycologie
ADARMOUCH Latifa	Médecine Communautaire (médecine préventive,santé publique et hygiène)	EL OMRANI Abdelhamid	Radiothérapie
AIT BATAHAR Salma	Pneumo– phtisiologie	FAKHRI Anass	Histologie– embryologie cytogénétique
ALJ Soumaya	Radiologie	IHBIBANE fatima	Maladies Infectieuses
ARABI Hafid	Médecine physique et réadaptation fonctionnelle	KADDOURI Said	Médecine interne
ARSALANE Adil	Chirurgie Thoracique	LAHKIM Mohammed	Chirurgie générale
BELBACHIR Anass	Anatomie– pathologique	LAKOUICHMI Mohammed	Stomatologie et Chirurgiemaxillo faciale

BELBARAKA Rhizlane	Oncologie médicale	MARGAD Omar	Traumatologie – orthopédie
BELHADJ Ayoub	Anesthésie – Réanimation	MLIHA TOUATI Mohammed	Oto–Rhino – Laryngologie
BENALI Abdeslam	Psychiatrie	MOUHSINE Abdelilah	Radiologie
BENJELLOUN HARZIMI Amine	Pneumo–phtisiologie	NADER Youssef	Traumatologie – orthopédie
BOUZERDA Abdelmajid	Cardiologie	OUBAHA Sofia	Physiologie
BSISS Mohamed Aziz	Biophysique	SAJIAI Hafsa	Pneumo– phtisiologie
CHRAA Mohamed	Physiologie	SALAMA Tarik	Chirurgie pédiatrique
DAROUASSI Youssef	Oto–Rhino – Laryngologie	SEDDIKI Rachid	Anesthésie – Réanimation
EL AMRANI Moulay Driss	Anatomie	SERGHINI Issam	Anesthésie – Réanimation
EL HAOUATI Rachid	Chirurgie Cardio–vasculaire	TOURABI Khalid	Chirurgie réparatrice et plastique
EL KAMOUNI Youssef	Microbiologie Virologie	ZARROUKI Youssef	Anesthésie – Réanimation
EL KHADER Ahmed	Chirurgie générale	ZEMRAOUI Nadir	Néphrologie

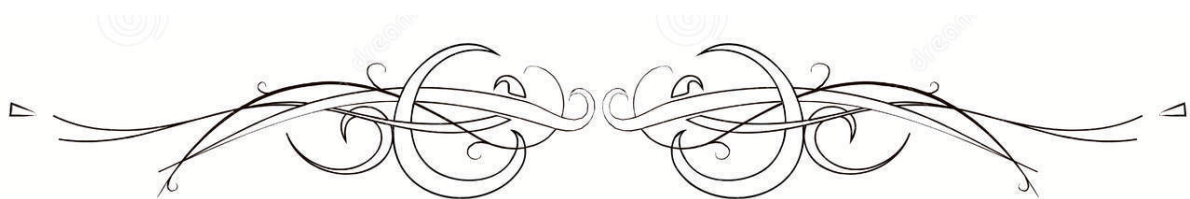
Professeurs Assistants

Nom et Prénom	Spécialité	Nom et Prénom	Spécialité
ABDELFETTAH Youness	Rééducation et Réhabilitation Fonctionnelle	ELOUARDI Youssef	Anesthésie réanimation
ABDOU Abdessamad	Chiru Cardio vasculaire	EL–QADIRY Rabiya	Pédiatrie
ABOULMAKARIM Siham	Biochimie	ESSADI Ismail	Oncologie Médicale
ACHKOUN Abdessalam	Anatomie	FDIL Naima	Chimie de Coordination Bio–organique
AIT ERRAMI Adil	Gastro–entérologie	FENNANE Hicham	Chirurgie Thoracique
AKKA Rachid	Gastro – entérologie	HAJHOUI Farouk	Neurochirurgie

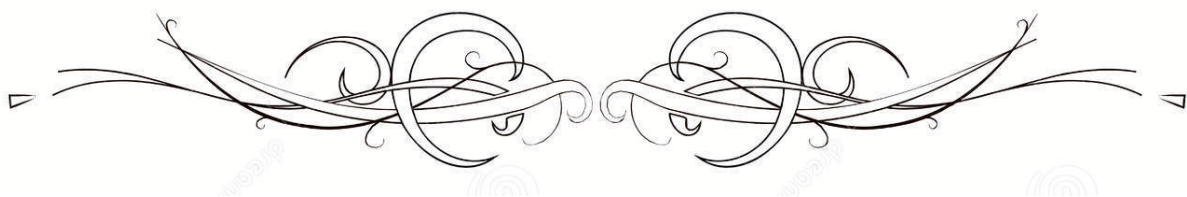
ALAOUI Hassan	Anesthésie – Réanimation	HAJJI Fouad	Urologie
AMINE Abdellah	Cardiologie	HAMMI Salah Eddine	Médecine interne
ARROB Adil	Chirurgieréparatrice etplastique	Hammoune Nabil	Radiologie
ASSERRAJI Mohammed	Néphrologie	HAMRI Asma	Chirurgie Générale
AZIZ Zakaria	Stomatologie et chirurgie maxillo faciale	JALLAL Hamid	Cardiologie
BAALLAL Hassan	Neurochirurgie	JANAH Hicham	Pneumo– phtisiologie
BABA Hicham	Chirurgie générale	LAFFINTI Mahmoud Amine	Psychiatrie
BELARBI Marouane	Néphrologie	LAHLIMI Fatima Ezzahra	Hématologie clinique
BELFQUIH Hatim	Neurochirurgie	LAHMINI Widad	Pédiatrie
BELGHMAIDI Sarah	OPhtalmologie	LALYA Issam	Radiothérapie
BELLASRI Salah	Radiologie	LAMRANI HANCH Asmae	Microbiologie– virologie
BENANTAR Lamia	Neurochirurgie	LOQMAN Souad	Microbiologie et toxicologie environnementale
BENNAOUI Fatiha	Pédiatrie	MAOUJOUR Omar	Néphrologie
BENZALIM Meriam	Radiologie	MEFTAH Azzelarab	Endocrinologie et maladies métaboliques
BOUTAKIOUTE Badr	Radiologie	MILOUDI Mohcine	Microbiologie – Virologie
CHAHBI Zakaria	Maladies infectieuses	NASSIH Houda	Pédiatrie
CHETOUI Abdelkhalek	Cardiologie	NASSIM SABAH Taoufik	Chirurgie Réparatrice et Plastique
CHETTATI Mariam	Néphrologie	OUMERZOUK Jawad	Neurologie
DAMI Abdallah	Médecine Légale	RAGGABI Amine	Neurologie
DARFAOUI Mouna	Radiothérapie	RAISSI Abderrahim	Hématologie clinique
DOUIREK Fouzia	Anesthésie– réanimation	REBAHI Houssam	Anesthésie – Réanimation

EL- AKHIRI Mohammed	Oto- rhino- laryngologie	RHARRASSI Isam	Anatomie- patologique
EL AMIRI My Ahmed	Chimie de Coordinationbio- organique	ROUKHSI Redouane	Radiologie
EL FADLI Mohammed	Oncologie médicale	SALLAH Hicham	Traumatologie- orthopédie
EL FAKIRI Karima	Pédiatrie	SAYAGH Sanae	Hématologie
EL GAMRANI Younes	Gastro-entérologie	SBAAI Mohammed	Parasitologie- mycologie
EL HAKKOUNI Awatif	Parasitologie mycologie	SEBBANI Majda	Médecine Communautaire (médecine préventive, santé publique et hygiène)
EL HAMZAOUI Hamza	Anesthésie réanimation	SIRBOU Rachid	Médecine d'urgence et de catastrophe
EL KHASSOUI Amine	Chirurgie pédiatrique	WARDA Karima	Microbiologie
ELATIQUI Oumkeltoum	Chirurgie réparatrice et plastique	ZBITOU Mohamed Anas	Cardiologie
ELBAZ Meriem	Pédiatrie	ZOUIZRA Zahira	Chirurgie Cardio- vasculaire
ELJAMILI Mohammed	Cardiologie		

LISTE ARRÊTÉE LE 01/02/2021



DEDICACES



À mes très chers parents

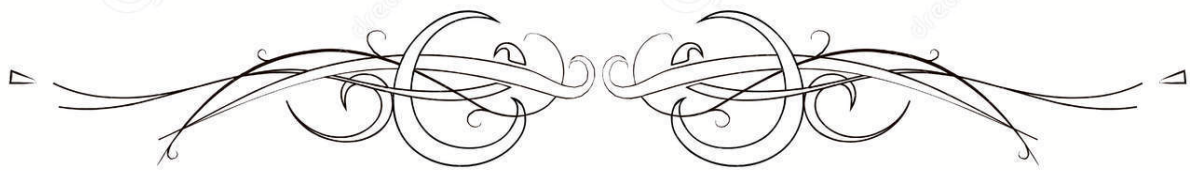
Mes plus profonds remerciements vont à mes parents. Tout au long de mon parcours depuis mon enfance, ils m'ont toujours soutenue, encouragée et aidée. Ils ont su me donner toutes les chances pour réussir. Qu'ils trouvent, dans la réalisation de ce travail, l'aboutissement de leurs efforts ainsi que l'expression de ma plus grande gratitude. Je suis à jamais redevable à mes parents de m'avoir offert les opportunités et les expériences qui ont fait de moi ce que je suis. Ce voyage n'aurait jamais été possible sans eux. Je leur dédie ce travail et je leur souhaite longue vie.

À ma sœur

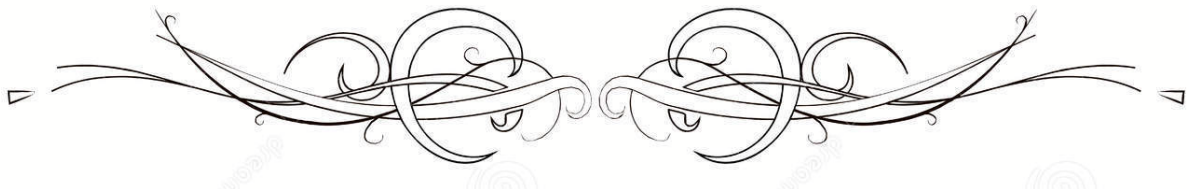
Je suis reconnaissante à ma sœur. Merci de m'avoir écoutée, de m'avoir conseillée et de m'avoir soutenue tout au long de ces années.

À toute ma famille

Je remercie toute ma famille pour l'affection, le soutien et l'encouragement constants qui m'ont été d'un grand réconfort et ont contribué à l'aboutissement de ce travail. Je remercie tout particulièrement mon oncle SAFI Lahcen, Professeur en anesthésie réanimation, pour ses conseils et ses encouragements.



REMERCIEMENTS



À mon maître et Président de thèse

Professeur M. BOUSKRAOUI

Je vous remercie de m'avoir fait l'honneur de présider le jury de ma thèse. Cet honneur me touche infiniment et je tiens à vous exprimer ma profonde estime. Puissent les générations futures avoir la chance de profiter de votre savoir qui n'a d'égal que votre sagesse et votre bonté. Veuillez, cher maître, trouver dans ce travail l'expression de ma haute considération.

À mon maître et Rapporteur de thèse

Professeur A. RAJI

Je vous remercie pour la confiance que vous m'avez accordée en acceptant d'encadrer mon travail de thèse et pour avoir guidé mes premiers pas dans ma carrière. Vos qualités humaines et professionnelles m'inspirent au quotidien. C'est à vos côtés que j'ai compris la rigueur, la précision et l'engagement. Veuillez, cher maître, trouver dans ce travail l'expression de ma profonde admiration.

À mon maître et Juge de thèse

Professeur Y. ROCHDI

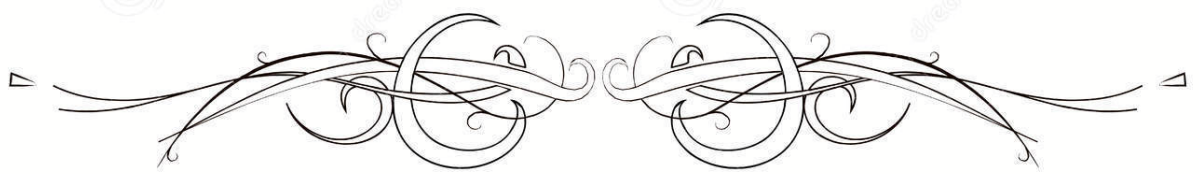
Je tiens à vous exprimer mes sincères remerciements pour avoir accepté de siéger parmi les membres du jury. Je vous remercie également du grand intérêt que vous avez porté à mon travail de thèse. Veuillez agréer, cher maître, l'expression de ma reconnaissance et de mon profond respect.

À mon maître et Juge de thèse

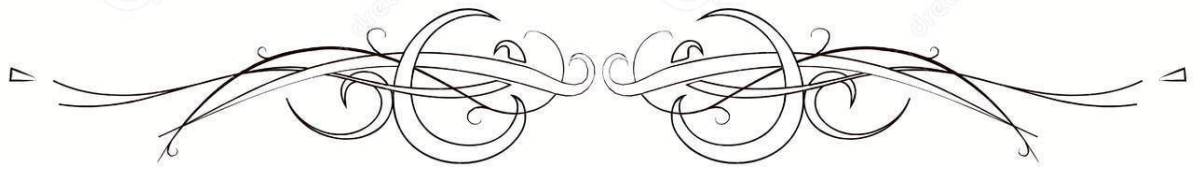
Professeur N.LOUHAB

Votre présence au sein du jury constitue pour moi un très grand honneur. Je vous suis très reconnaissante pour l'amabilité avec laquelle vous avez acceptée de juger mon travail ainsi pour vos multiples encouragements. Veuillez accepter, cher maître, l'expression de ma grande admiration et mes sincères respects.

Et un grand merci à l'ensemble des enseignants de la Faculté de Médecine et de Pharmacie de Marrakech.

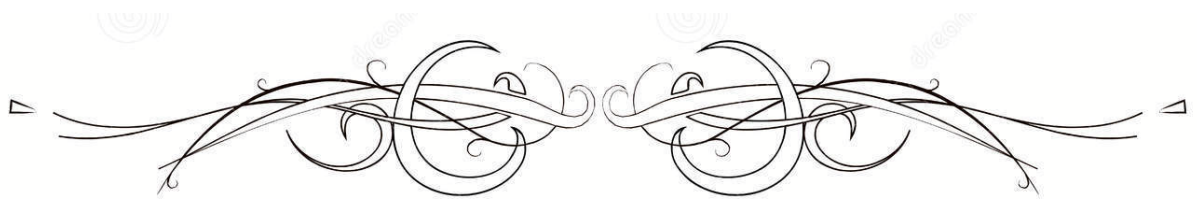


LISTE DES TABLEAUX

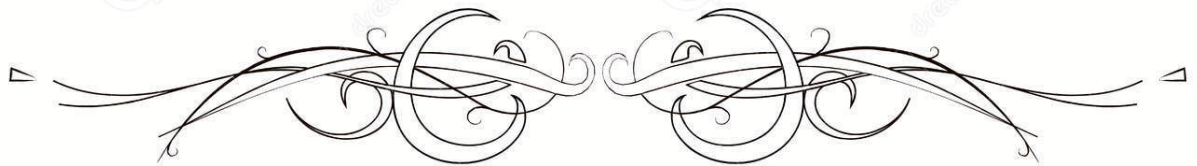


Liste des tableaux

- Tableau I** : Données des seuils auditifs par l'audiométrie comportementale en dB HL
- Tableau II** : Données des seuils ABR et ASSR (0.5, 1, 2 et 4 kHz) en dB nHL
- Tableau III** : Moyennes et déviations standard des réponses présentes en ABR et ASSR à 0.5, 1, 2 et 4 kHz et à la moyenne de 2 et 4 kHz
- Tableau IV** : Moyennes des différences entre les seuils ABR et ASSR et leur déviation standard à 0.5, 1, 2 et 4 kHz et à la moyenne de 2 et 4 kHz, en option 1
- Tableau V** : Coefficient de corrélation de Pearson (r), test t de Student et p statistique des seuils ABR et ASSR à 0.5, 1, 2 et 4 kHz et à la moyenne de 2 et 4 kHz, en option 1
- Tableau VI** : Moyennes des différences entre les seuils ABR et ASSR et leur déviation standard à 0.5, 1, 2 et 4 kHz et à la moyenne de 2 et 4 kHz en option 2
- Tableau VII** : Coefficient de corrélation de Pearson (r), test t de Student et p statistique des seuils ABR et ASSR à 0.5, 1, 2 et 4 kHz et à la moyenne de 2 et 4 kHz, en option 2
- Tableau VIII** : Coefficient de corrélation de Pearson (r), test t de Student et p statistique des moyennes des seuils ASSR pour chaque seuil ABR à 0.5, 1, 2 et 4 kHz et à la moyenne de 2 et 4 kHz, en option 1
- Tableau IX** : Coefficient de corrélation de Pearson (r), test t de Student et p statistique des moyennes des seuils ASSR pour chaque seuil ABR à 0.5, 1, 2 et 4 kHz et à la moyenne de 2 et 4 kHz, en option 2



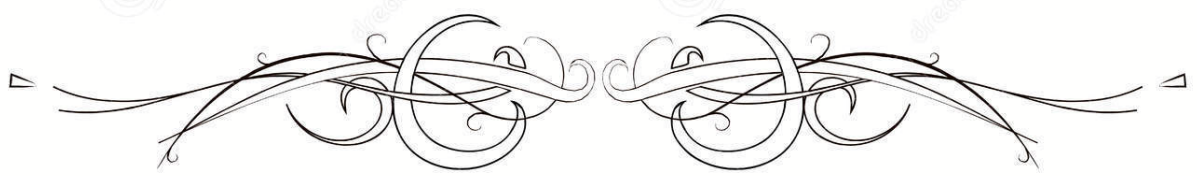
LISTE DES FIGURES



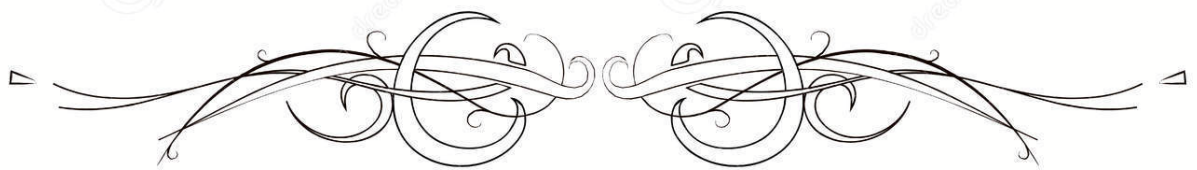
Liste des figures

- Figure 1** : Age des patients lors de la réalisation des PEA
- Figure 2** : Genre des patients
- Figure 3** : Système d'enregistrement des PEA
- Figure 4** : Transducteurs et préamplificateur des PEA
- Figure 5** : Paramètres de stimulation ABR
- Figure 6** : Absence de réponse ABR à 100 dB dans l'oreille droite et dans l'oreille gauche
- Figure 7** : Paramètres de stimulation ASSR
- Figure 8** : Réponses ASSR : absence de réponse à toutes les fréquences dans l'oreille droite, présence d'une réponse à 500 Hz à 100 dB dans l'oreille gauche
- Figure 9** : Session de PEA
- Figure 10** : Distribution des réponses et des non réponses au cours des clic-ABR et des ASSR à chaque fréquence (0.5, 1, 2 et 4 kHz)
- Figure 11** : Graphiques en chandelier des variations des seuils ASSR pour chaque seuil ABR à 0.5, 1, 2 et 4 kHz et à la moyenne de 2 et 4 kHz en option 1
- Figure 12** : Graphiques en chandelier des variations des seuils ASSR pour chaque seuil ABR à 0.5, 1, 2 et 4 kHz et à la moyenne de 2 et 4 kHz en option 2
- Figure 13** : Distribution des réponses présentes (+) et absentes (-) en ABR et ASSR à 0.5 kHz
- Figure 14** : Distribution des réponses présentes (+) et absentes (-) en ABR et ASSR à 1 kHz
- Figure 15** : Distribution des réponses présentes (+) et absentes (-) en ABR et ASSR à 2 kHz
- Figure 16** : Distribution des réponses présentes (+) et absentes (-) en ABR et ASSR à 4 kHz
- Figure 17** : Nuage de points représentant la relation entre les seuils de l'ABR et les seuils des moyennes des réponses ASSR à différentes fréquences et à la moyenne de 2 et 4 kHz pour l'option 1
- Figure 18** : Nuage de points représentant la relation entre les seuils de l'ABR et les seuils des moyennes des réponses ASSR à différentes fréquences et à la moyenne de 2 et 4 kHz pour l'option 2
- Figure 19** : Générateurs neuronaux des ondes de la réponse auditive du tronc cérébral
- Figure 20.** : Techniques de stimulation en monofréquence et multifréquence dans les domaines temporel et fréquentiel, analyse spectrale FFT
- Figure 21 :** : **À gauche** : Distribution des cas de présence de réponses ABR (ABR +) sans réponses ASSR (ASSR -) à 0.5, 1, 2 et 4 kHz.
À droite : Distribution des cas d'absence de réponses ABR (ABR -) avec présence de réponses ASSR (ASSR +) à 0.5, 1, 2 et 4 kHz

- Figure 22** : Évolution du facteur de corrélation de Pearson (r) entre les seuils ABR et la moyenne des seuils ASSR à chaque fréquence (0.5, 1, 2 et 4 kHz), en option 1
- Figure 23** : : Coefficient de corrélation de Pearson (r) entre les seuils ABR et ASSSR à la moyenne des fréquences de 2 et 4 kHz dans différentes études
- Figure 24** : Audiogramme montrant une sensibilité auditive normale dans l'oreille droite et une perte auditive neurosensorielle dans l'oreille gauche
- Figure 25** : Représentation du couplage entre chaque type de transducteur et l'oreille
- Figure 26** : Audiogramme normal
- Figure 27** : Surdité de transmission
- Figure 28** : Surdité de perception
- Figure 29** : Surdité mixte
- Figure 30** : Quantification de la perte auditive
- Figure 31** : Disposition recommandée de la salle d'audiométrie par conditionnement
- Figure 32** : Tympanogramme par type et pathologie associée, basés sur la fréquence de sonde adulte 226 Hz
- Figure 33** : Otoémissions acoustiques normales
- Figure 34** : Représentation des stimuli (20 Hz) et des réponses au cours des PEA transitoires
- Figure 35** : Représentation des PEA transitoires dans le domaine temporel
- Figure 36** : Spectres temporels et fréquentiels des stimuli ASSR
- Figure 37** : Enregistrement d'électrocochléographie montrant le potentiel d'action composé du nerf auditif (CAP), le potentiel de sommation (SP) et les microphonies cochléaires (CM)
- Figure 38** : Enregistrement normal de la réponse auditive du tronc cérébral
- Figure 39** : Forme d'onde des potentiels évoqués auditifs de latence moyenne
- Figure 40** : Forme d'onde du potentiel évoqué auditif cortical
- Figure 41** : Formes d'onde et spectres de la réponse auditive en régime permanent induits par des stimuli modulés à 40 Hz et 80 Hz



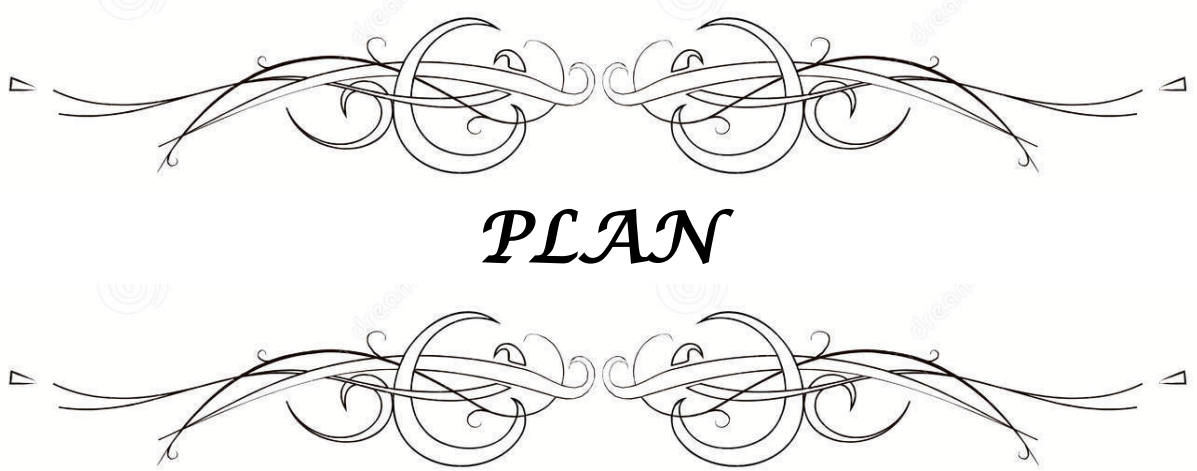
ABBREVIATIONS



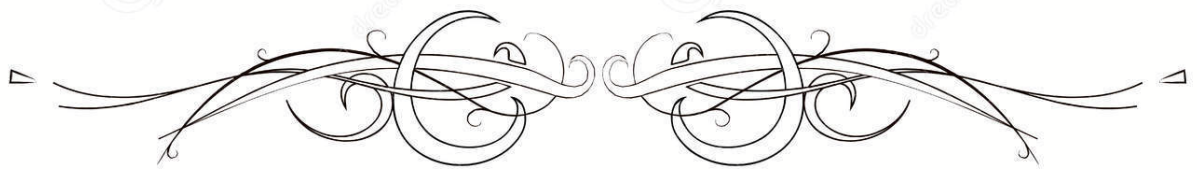
Liste des abréviations

A/N	:	Analogique/Numérique
ABR	:	Auditory Brainstem Response
AM	:	Amplitude Modulation
ASHA	:	American–Speech–Language–Hearing Association
ASSR	:	Auditory Steady–state Response
BOA	:	Behavioural Observation Audiometry
C–ABR	:	Click Auditory Brainstem Response
CAE	:	Conduit Auditif Externe
CAEP	:	Cortical Auditory Evoked Potentials
CAP	:	Compound Action Potentials
CCF	:	Chirurgie cervico–faciale
CF	:	Carrier Frequency
CHU	:	Centre Hospitalier Universitaire
CM	:	Cochlear Microphonics
CPA	:	Conditioned Play Audiometry
dB	:	Decibel
dB nHL	:	Decibel Normalized Hearing Level
DPOAE	:	Distortion Product Otoacoustic Emission
ECoG	:	Electrocochleography
EEG	:	Electroencephalography/Electroencephalogram
FM	:	Frequency Modulation
HL	:	Hearing Level
Hz	:	Hertz
IC	:	Implant Cochléaire
IEC	:	International Electrotechnical Commission
IRM	:	Imagerie par résonance magnétique
ISO	:	International Organization for Standardization

MASTER	:	Multiple Auditive Steady-State Response
MF	:	Modulation Frequency
MLAEP	:	Middle Latency Auditory Evoked Potentials
MM	:	Mixed Modulation
nHL	:	Normalized Hearing Level
OAE	:	Otoacoustic Emission
ORL	:	Oto-Rhino-Laryngologie
PEA	:	Potentiels Evoqués Auditifs
PTA	:	Pure Tone Audiometry
SD	:	Standard Deviation
SNR	:	Signal-to-noise ratio
SPL	:	Sound Pressure Level
TB	:	Tone-Burst
TDM	:	Tomodensitométrie
TEOAE	:	Transient Evoked Otoacoustic Emission
VRA	:	Visual Reinforcement Audiometry

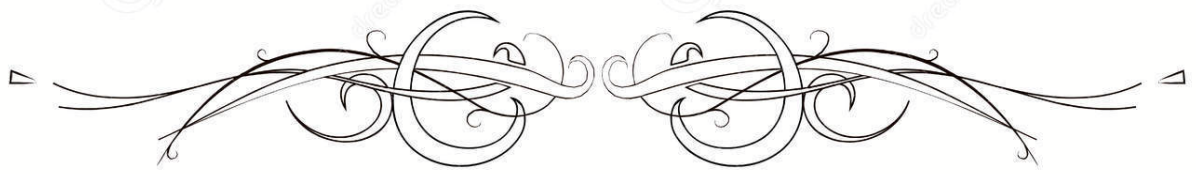


PLAN

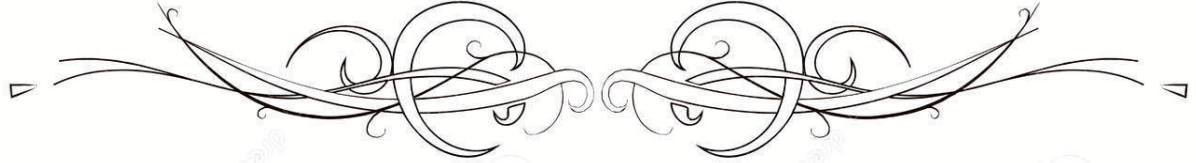


INTRODUCTION	01
MATERIELS ET METHODES	04
I. Type et lieu de l'étude	05
II. Critères d'inclusion et d'exclusion :	05
III. Patients :	05
1. Données épidémiologiques	05
1.1. Âge	05
1.2. Genre	06
1.3. Origine	07
2. Clinique	07
2.1. Signes fonctionnels	07
2.2. Antécédents médicaux	07
2.3. Signes physiques	07
3. Données d'imagerie	08
4. Évaluation de l'audition	09
4.1. Audiométrie tonale conventionnelle	09
4.2. Audiométrie comportementale	09
4.3. Tympanométrie	11
4.4. Evaluation électrophysiologique	11
IV. Méthodes : analyse des données	26
RESULTATS	28
I. Moyennes et déviations standards des seuils ABR et ASSR	29
II. Comparaison de la détection des réponses par ABR et ASSR	32
III. Corrélation statistique entre les seuils ABR et les seuils ASSR	35
1. Option 1	35
1.1. Moyenne des différences entre ABR et ASSR	35
1.2. Facteur de corrélation de Pearson (r), test t de Student et valeur du p statistique	36

2. Option 2	37
2.1. Moyenne des différences entre ABR et ASSR	37
2.2. Facteur de corrélation de Pearson (r), test t de Student et valeur du p statistique	38
IV. Corrélation statistique entre les moyennes des seuils ASSR et les seuils ABR	39
1. Option 1	39
2. Option 2	41
DISCUSSION	43
I. Principes généraux de l'ABR et de l'ASSR	44
1. Réponse auditive du tronc cérébral (ABR)	44
1.1. Principes	44
1.2. Stimuli	45
1.3. Facteurs de variabilité des ABR	46
2. Réponse auditive en régime permanent (ASSR)	47
2.1. Principes	47
2.2. Stimuli	47
2.3. Facteurs de variabilité des ASSR	48
II. Analyse et explications des écarts de détection des seuils entre ABR et ASSR	48
III. Analyse de la corrélation entre les seuils ABR et ASSR	51
IV. Limite	53
CONCLUSION	54
RESUMES	56
ANNEXE 1	61
ANNEXE 2	105
BIBLIOGRAPHIE	107



INTRODUCTION



L'audition est essentielle aux développements cognitif et socioprofessionnel de l'individu dans son environnement. Sa déficience n'est pas un handicap mineur et constitue un obstacle à l'acquisition et au développement des compétences [1].

Le handicap auditif est lourdement présent lorsqu'on considère une population pédiatrique. En effet, plus une perte auditive survient tôt dans la vie d'un enfant, plus les effets sur son développement sont graves car cette période est sujette aux défis d'apprentissage.

Considérant ces éléments, nous pouvons déduire l'enjeu crucial de la détection et du traitement précoce des surdités de l'enfant. L'audiométrie tonale conventionnelle reste un test crucial constituant la référence pour quantifier et décrire la perte auditive chez les sujets qui sont capables de coopérer.

Les techniques d'audiométrie comportementale peuvent être utilisées pour évaluer de jeunes enfants. Cependant, obtenir une information auditive précise chez les enfants très jeunes reste une tâche difficile. Des méthodes alternatives deviennent alors nécessaires pour évaluer les sujets qui sont trop jeunes pour répondre de façon fiable, ou qui présentent des déficiences entravant leur participation active. Ainsi, les tests électrophysiologiques de l'audition trouvent tous leur intérêt dans l'évaluation auditive de ces populations difficiles à tester, notamment la réponse auditive du tronc cérébral (Auditory Brainstem Response ABR) et la réponse auditive en régime permanent (Auditory Steady-state Response ASSR).

L'ABR est l'outil Gold standard dans l'évaluation électrophysiologique de l'audition. Elle est utilisée dans la détection auditive à haute fréquence (2, 4 kHz).

Le développement récent dans le domaine des explorations électrophysiologiques connaît l'avènement d'une nouvelle méthode d'enregistrement des potentiels évoqués auditifs (PEA), connue sous le nom d'ASSR. Au-delà de l'évaluation de l'audition à hautes fréquences, cet outil fournit des indications de seuil fiables aux basses fréquences (0.5, 1 kHz) [2].

L'ASSR traite statistiquement les données de mesures d'une manière automatique, ce qui la rend plus objective.

L'objectif de ce travail de recherche est d'étudier la corrélation entre les seuils auditifs obtenus par l'ASSR et ceux obtenus par l'outil de référence ABR, sur une population pédiatrique souffrant de surdité sévère à profonde.

MATÉRIELS ET MÉTHODES

I. Type et lieu de l'étude :

Notre travail de recherche est une étude comparative rétrospective sur des enfants qui n'ont pas pu être testés par l'audiométrie tonale conventionnelle. Nous avons ainsi testé leur audition par deux tests électrophysiologiques : l'ABR, outil de référence en la matière, et l'ASSR récemment introduit.

L'étude a été menée au service d'Oto-Rhino-Laryngologie et de Chirurgie Cervico-Faciale (ORL-CCF) du Centre Hospitalier Universitaire (CHU) Mohammed VI de Marrakech sur une durée étendue de janvier 2013 à novembre 2020 sur une population de 28 enfants ayant une évaluation électrophysiologique de leur audition par les ABR et ASSR.

Les données ont été collectées sur la base d'une fiche d'exploitation détaillée en annexe. (Annexe 2)

Le consentement éclairé a été obtenu auprès de tous les parents des nourrissons et des enfants et la confidentialité des données a été préservée.

II. Critères d'inclusion et d'exclusion :

Ont été retenus pour l'étude les enfants ayant été évalués par les deux outils ABR et ASSR et ayant une surdité sévère à profonde, définie par un seuil auditif supérieur ou égal à 70 décibels. Sur cette base, 24 patients ont été retenus sur les 28 patients constituant l'échantillon initial, soit un total de 48 oreilles sur 56.

III. Patients :

1. Données épidémiologiques :

1.1. Âge :

L'âge des 24 patients est situé entre 8 mois et 154 mois. L'âge moyen était de 41.7 mois avec une déviation standard de 30.8 mois. (Figure 1)

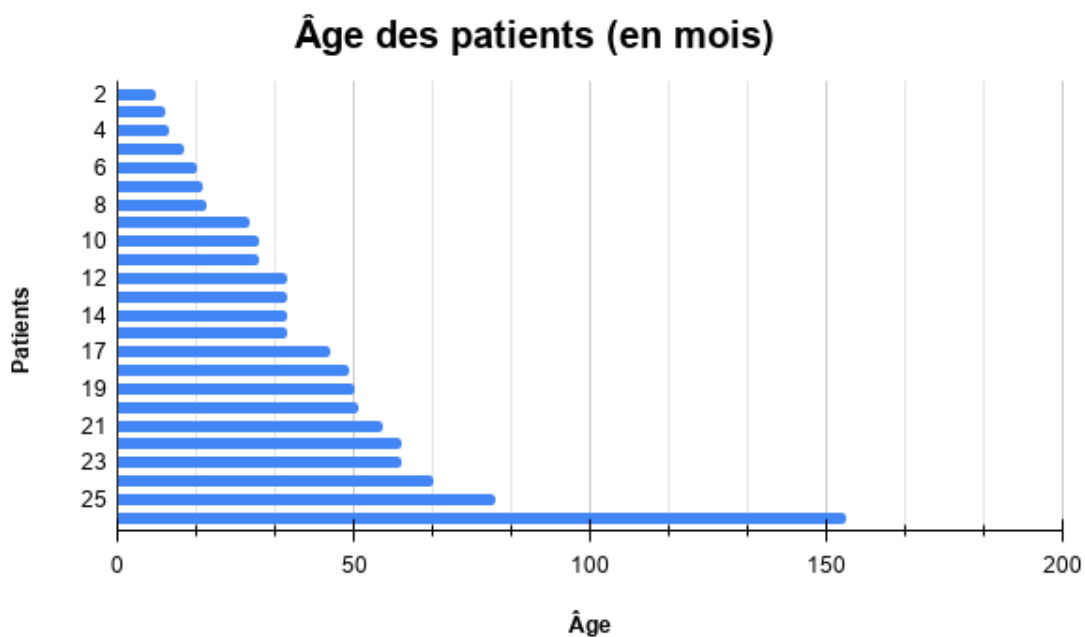


Figure 1. Age des patients lors de la réalisation des PEA

1.2. Genre :

Treize patients (54.2 %) étaient de genre masculin et onze patients (45.8%) étaient de genre féminin. Le rapport sex-ratio était de 1,18. (Figure 2)

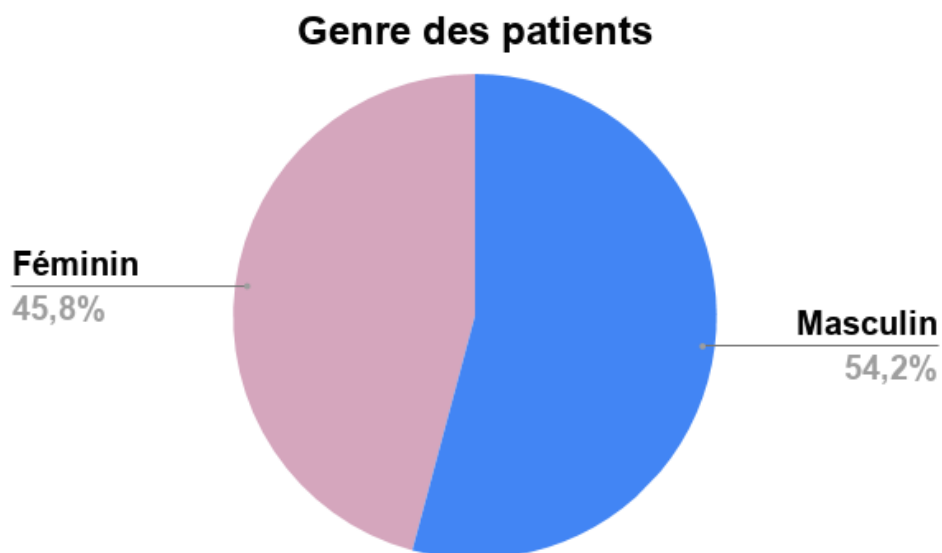


Figure 2. Genre des patients

1.3. Origine :

Tous nos patients étaient originaires de Marrakech et de sa région (urbaine et rurale).

2. Clinique :

2.1. Signes fonctionnels :

Le signe fonctionnel prédominant dans 75% des cas (21 patients) était le retard d'acquisition du langage, s'en suit dans 25 % des cas (7 patients) d'une absence de réactivité aux sons ambiants notée par l'entourage.

N.B : Aucun de nos patients ne s'était présenté dans le cadre d'un dépistage auditif.

2.2. Antécédents médicaux :

La majorité de nos patients (17 patients) n'avaient aucun antécédent pathologique particulier. Cinq patients étaient issus d'un mariage consanguin de 1^{er} degré, quatre patients avaient présenté une souffrance périnatale et deux patients avaient un cas familial de surdité congénitale (sœur, cousine). Un patient présentait un syndrome polymalformatif (monophtalmie droite congénitale) et un autre avait un antécédent de traumatisme crânien à l'âge de 3 ans.

2.3. Signes physiques :

- Examen ORL et cervico-facial :

Lors de l'examen de tous les patients, nous n'avons retrouvé aucune anomalie à l'inspection du pavillon de l'oreille ni signes d'infection. L'otoscopie était normale ainsi que l'examen de la cavité buccale, de l'oropharynx et l'examen cervical.

- Examen neurologique :

Nous n'avons retrouvé aucun trouble neurologique notamment pas de trouble de l'équilibre, ni d'atteinte de la force et du tonus musculaire.

- Examen ophtalmologique :

L'examen ophtalmologique était normal pour 27 patients. Un patient présentait une monophthalmie droite

- Examen cardio-vasculaire :

L'examen cardio-vasculaire était normal chez tous les patients.

- Examen pleuro-pulmonaire :

L'examen pleuro-pulmonaire était normal chez tous les patients.

- Examen abdominal :

L'examen abdominal était normal chez tous les patients.

- Bilan orthophonique:

12 patients évalués présentaient un retard de développement langagier.

3. Données d'imagerie :

- Quatorze patients (50%) ont bénéficié d'une imagerie tomodensitométrique (TDM) et/ou d'une imagerie par résonance magnétique (IRM) explorant leur appareil auditif, les résultats sont ainsi répartis comme suit :
 - Trois patients présentaient des anomalies à la TDM :
 - Un patient avait une déhiscence focale de la corticale du canal semi-circulaire postérieur droit avec protrusion modérée bilatérale des golfes des veines jugulaires au niveau de la caisse du tympan
 - Un patient avait un comblement partiel de la caisse du tympan et des cellules mastoïdiennes droites

- Un patient avait une discrète procidence du golf de la veine jugulaire au niveau de la paroi inféro-interne de la caisse du tympan
- Cinq patients avaient une TDM normale
- Six patients ayant bénéficié d'une IRM avaient des résultats normaux
- Quatorze patients (50%) n'avaient aucune imagerie au moment de l'étude.

4. Évaluation de l'audition :

4.1. Audiométrie tonale conventionnelle :

L'audiométrie tonale conventionnelle n'a pas pu être réalisée chez nos patients en raison de leur jeune âge et/ou de difficultés secondaires à leur niveau de développement cognitif.

4.2. Audiométrie comportementale :

Sur les 28 patients de notre étude, 14 patients (50%) ont été évalués par des tests d'audiométrie comportementale en champ libre.

L'audiométrie comportementale s'était effectuée selon le protocole suivant :

- 0 à 6 mois : sursaut ou réflexe cochléo-palpébral
- 6 à 9 mois : réflexe d'orientation investigation
- 9 mois à 2 ans : réflexe d'orientation conditionnée
- 2 ans à 6 ans : conditionnement à base ludique

Par ailleurs pour les patients ayant un déficit cognitif, la méthode a été adaptée en fonction de leur niveau de développement neurologique.

Le seuil auditif était évalué en déterminant l'intensité minimale à laquelle une réponse reproductible est obtenue. Vu que l'évaluation a été effectuée en champ libre, le seuil auditif obtenu correspond au résultat de la meilleure oreille. Les fréquences utilisées étaient 0.5, 1, 2 et 4 kHz, avec une intensité maximale de sortie de l'audiomètre de 100 dB HL.

Etude comparative entre les potentiels évoqués auditifs précoces et les potentiels évoqués auditifs stationnaires chez les enfants souffrants de surdité sévère à profonde

Le tableau ci-après relate les résultats de l'évaluation audiométrique comportementale des 14 patients (Tableau I).

N.B : les oreilles sans réponses au niveau maximal de sortie de l'équipement ont été signalées en « NR » pour « non réponse ».

Tableau I : Données des seuils auditifs par l'audiométrie comportementale en dB HL

Numéro d'ordre du patient	Fréquences en kHz			
	0.5	1	2	4
8	NR	65	70	85
9	NR	NR	NR	NR
11	NR	100	100	100
12	95	100	NR	NR
15	NR	NR	NR	NR
16	50	50	50	55
18	100	100	100	100
19	50	70	100	100
20	75	85	75	85
21	75	85	70	85
22	80	70	70	80
23	80	75	85	90
24	75	75	75	75
25	70	80	80	75
26	90	95	100	100

4.3. Tympanométrie :

Une tympanométrie a été réalisée bilatéralement chez tous les patients.

- Les nourrissons de moins de 7 mois ont été évalués avec une tonalité de sonde de 1 kHz.
- Les nourrissons de plus de 7 mois ont été évalués avec une tonalité de sonde de 226 Hz

Un balayage de pression positive à négative de 200 daPa à une vitesse de pompe de 200 daPa/s a été utilisé pour enregistrer les tympanogrammes.

Les résultats de tympanométrie de tous les patients (100%) étaient normaux et correspondaient à une courbe de type A.

4.4. Évaluation Électrophysiologique :

Les patients ont été testés par des ABR et des ASSR qui ont été enregistrées avec le système PEA (potentiels évoqués auditifs) à deux canaux sur la plateforme ECLIPSE INTERACOUSTICS (Assens, Danemark), produite en 2009. Les enregistrements ont été réalisés avec les modules 'PEA' et 'ASSR' de l'EP15. (Figure 3)

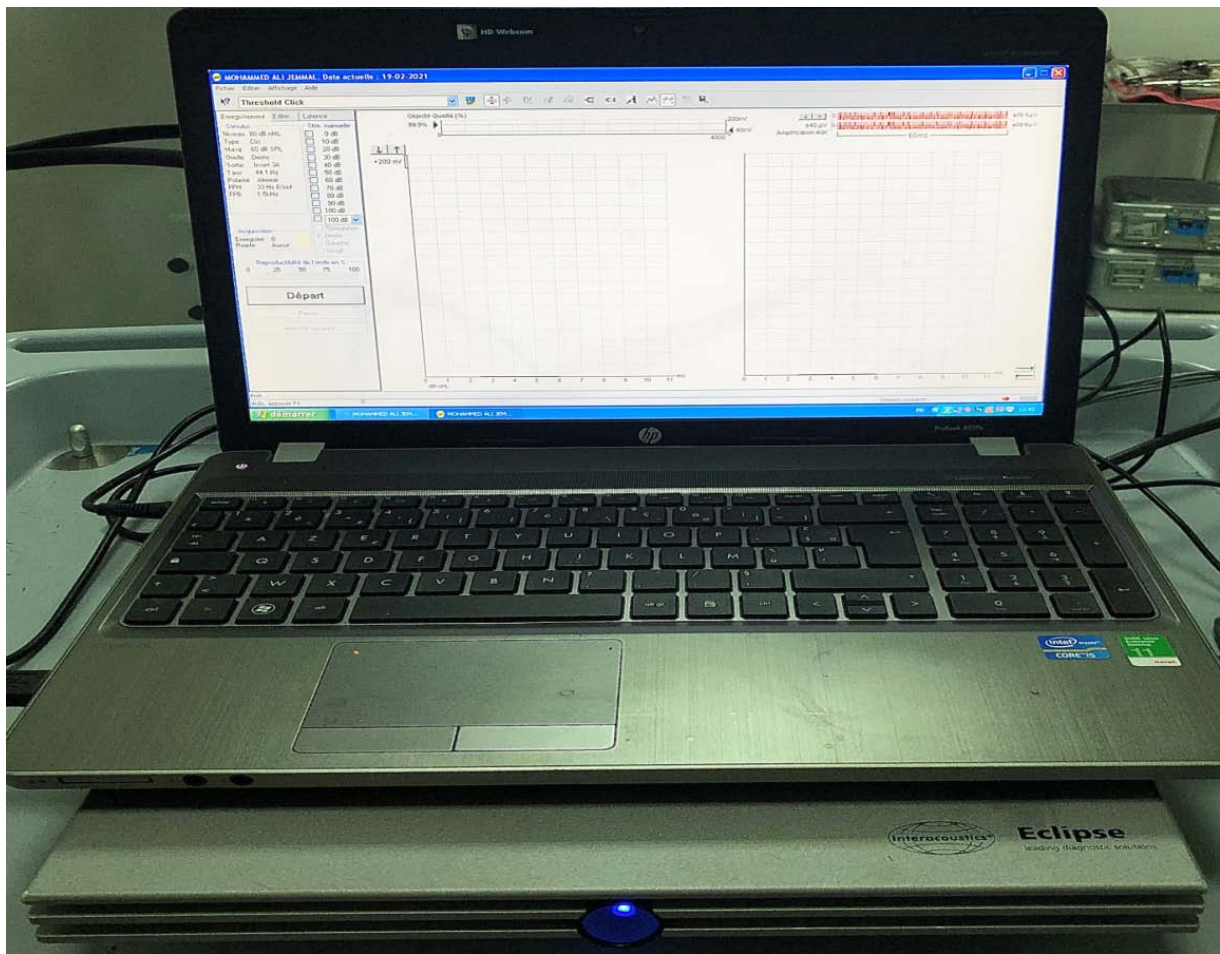


Figure 3. Système d'enregistrement des PEA

a. Paramètres de stimulation et d'enregistrement des ABR :

Les tests ABR étaient toujours terminés en premier lieu avant de passer aux ASSR. Les tests ABR étaient réalisés de manière séquentielle, une oreille à la fois, avec le système Eclipse EP15 ABR d'Interacoustics (Danemark), version logicielle 1.01.

L'activité électroencéphalographique (EEG) a été mesurée en champ lointain à l'aide de disques d'électrodes Ag/AgCl. Le montage des électrodes a été effectué pour un enregistrement à 2 canaux. L'électrode non-inverseuse (positive) a été placée sur le front haut en situation Fpz. Les électrodes inverseuses ont été placées sur les mastoïdes (M1 à gauche, M2 à droite). Une quatrième électrode placée sur le zygoma gauche a servi d'électrode de masse. L'impédance

électrode-surface cutanée a été maintenue à un minimum ($<3 \text{ k}\Omega$) et l'impédance inter-électrodes a été maintenue à moins de $4 \text{ k}\Omega$. La préparation de la peau à recevoir les électrodes a été effectuée par friction de la surface cutanée par des compresses imbibées d'Ether Rectifié (Ether Éthylique).

Les stimuli utilisés pour déclencher l'ABR étaient des clics à large bande (200 Hz – 11 kHz), d'une durée de $100 \mu\text{s}$, et ont été présentés de manière monaurale via des écouteurs à insert E-A-RTONE™ ABR insert earphone 3A, 50Ω , avec embouts en mousse, calibrés sur un coupleur de l'International Electrotechnical Commission (IEC) 711, à un niveau maximum de 100 dB nHL à un taux de 44,1/sec avec une polarité alternée. (Figure 4)

Les signaux ont été étalonnés selon la norme IEC 60645-7, type 1 pour les audiomètres et la norme IEC 60645-3 pour les signaux de test auditifs. Le signal EEG a été passé à travers un préamplificateur et filtré en utilisant des réglages de filtre de 1500 à 33 Hz (6 dB / octave) avec un gain sur l'échelle EEG en ratio, conformément aux données par défaut du fabricant. Des fenêtres de temps de 11 ms ont été utilisées.



Figure 4. Transducteurs, électrodes et préamplificateur des PEA

La réjection d'artefact (réglée à $\pm 40 \mu\text{V}$, avec un gain réglé automatiquement à 92 dB) a été utilisée pour minimiser la contamination de la réponse par des niveaux d'EEG élevés et/ou une activité myogénique. Le nombre maximal de balayages était de 4000 balayages par cycle, mais la moyenne du signal s'est arrêtée automatiquement à chaque fois que la ligne objective de bruit résiduel était inférieure à 40 nV.

Le test commençait généralement à 70 dB nHL et, s'il y avait une réponse claire avec toutes les composantes principales (ondes I, III et V) présentes à des valeurs de latence relativement normales, l'intensité suivante donnée était à 40 dB nHL. Par la suite, le test s'est poursuivi avec des pas de 10 dB vers le bas pour des niveaux de présentation qui étaient clairement supérieurs au seuil jusqu'à ce qu'un seuil approximatif soit établi. Dans le cas contraire où il n'y avait pas de réponse claire à 70 dB nHL, la recherche s'est poursuivie avec un pas de 10 dB vers le haut jusqu'à obtention d'une réponse claire et reproductible ou jusqu'aux limites supérieures de stimulation (100 dB nHL). Des répliques ont été effectuées au premier et au dernier niveau d'intensité du stimulus, et la moyenne a été arrêtée dès que la réponse était clairement reproductible. Les seuils ont été détectés visuellement par l'inspection par l'examineur des formes d'onde et ont été définis comme le niveau le plus bas auquel une onde ABR V était présente et reproductible. La durée totale du test ABR variait de 20 à 30 min. (Figure 5, 6)

Etude comparative entre les potentiels évoqués auditifs précoces et les potentiels évoqués auditifs stationnaires chez les enfants souffrants de surdité sévère à profonde

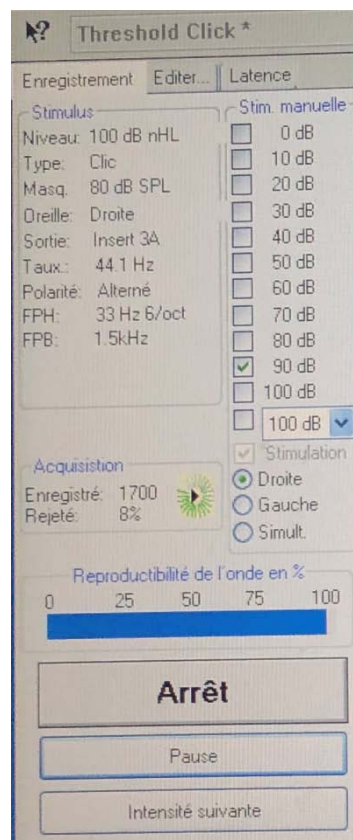
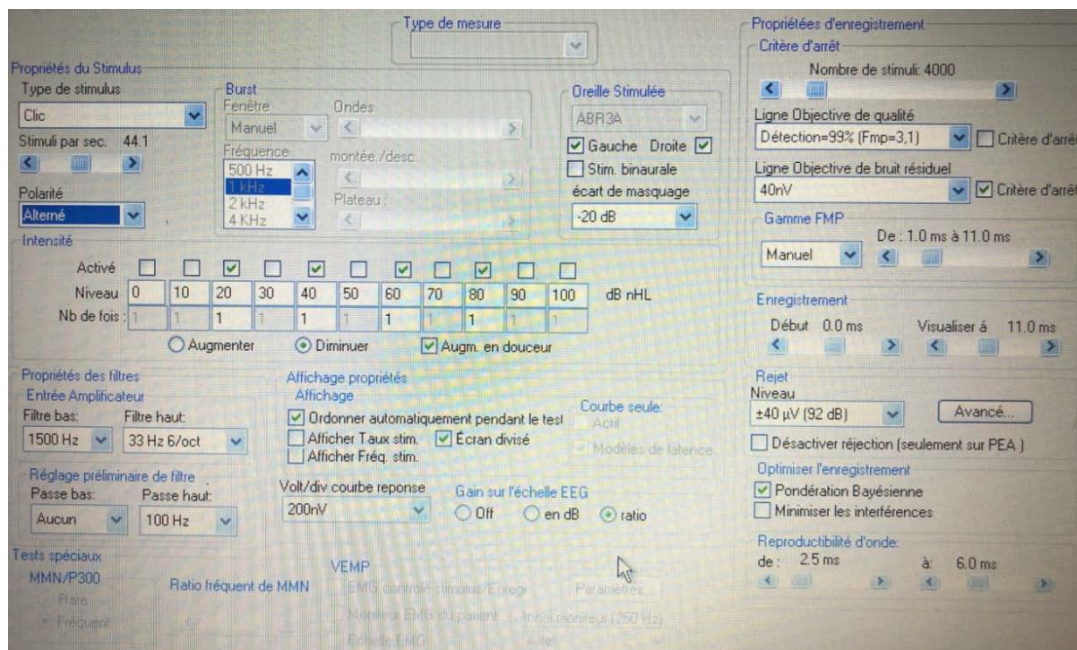


Figure 5. Paramètres de stimulation ABR

Etude comparative entre les potentiels évoqués auditifs précoces et les potentiels évoqués auditifs stationnaires chez les enfants souffrants de surdité sévère à profonde

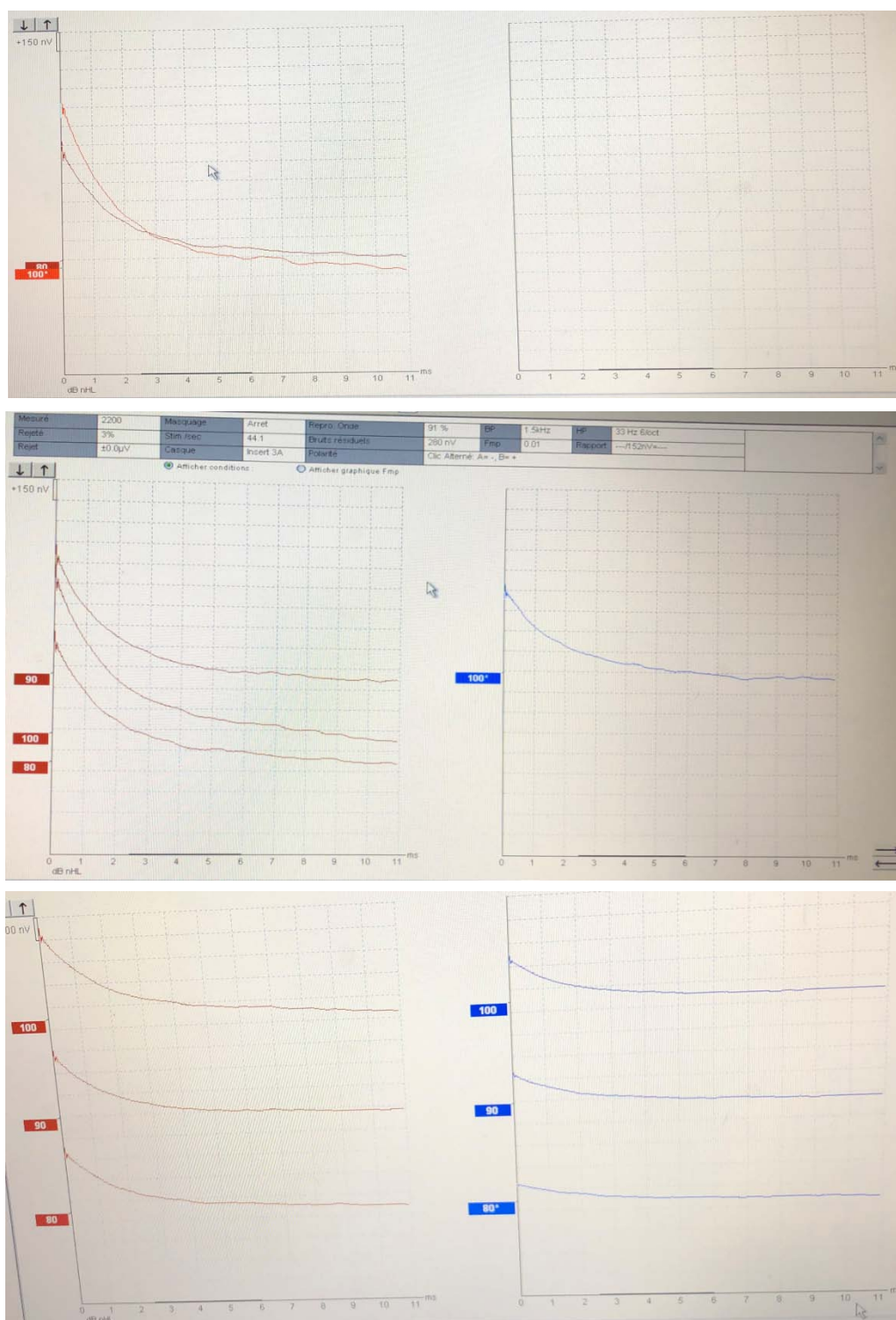


Figure 6. Absence de réponse ABR à 100 dB dans l'oreille droite et dans l'oreille gauche

b. Paramètres de stimulation et d'enregistrement des ASSR :

Les ASSR ont été enregistrés sur deux canaux à l'aide du module ASSR, version logicielle 1.01, du système Eclipse EP15 d'Interacoustics.

Les stimuli utilisés pour déclencher l'ASSR ont été présentés binauralement à travers des écouteurs à insert E-A-RTONE™ ABR 3A, 50 Ω , avec embouts en mousse, calibrés sur un coupleur IEC 711, identiques à ceux utilisés au cours des tests ABR. Les signaux ont été étalonnés selon la norme IEC 60645-7, type 1 pour les audiomètres et la norme IEC 60645-3 pour les signaux de test auditifs. L'EEG a été passé à travers un préamplificateur avec un gain défini automatiquement et filtré par une bande passante. Les signaux entrants ont ensuite été traités à l'aide d'un convertisseur analogique/numérique (A/N) 16 bits avec une fréquence d'échantillonnage de 30 kHz. Le niveau de rejet d'artefact a été fixé à 40 μ V.

Les deux oreilles ont été testées en même temps en utilisant quatre fréquences simultanées dans chaque oreille, correspondant au paradigme de stimulation multiple binaurale (Multiple Auditive Steady-State Response MASTER). De ce fait, huit fréquences porteuses (Carrier Frequencies CF) ont été présentées simultanément aux deux oreilles à une fréquence de modulation (Modulation Frequency MF) spécifique pour chaque CF pour éviter les interférences entre elles.

L'intensité de stimulation initiale des ASSR était de 10 dB au-dessus du seuil déterminé par l'ABR provoqué par clic sauf pour les cas de non réponse aux tests ABR où les tests ASSR commençaient à 100 dB nHL. Les niveaux de présentation maximaux étaient de 100 dB nHL pour toutes les CF. Les seuils ASSR ont été établis en augmentant ou en diminuant le niveau de présentation du stimulus de 10 dB nHL initialement. Près du seuil, des tests supplémentaires par étapes de 5 dB ont été effectués.

Le seuil a été défini comme le niveau le plus bas auquel la réponse pouvait être automatiquement détectée par le système sur des critères de signification statistique. La règle d'arrêt a été fixée à la limite de confiance de 95% et la croissance du détecteur au fil du temps a

été tracée avec le bruit de fond. La réjection du bruit a été réglée à 40 μ V. Huit courbes de croissance (quatre fréquences par oreille) ont été affichées simultanément. Si le moyennage n'est pas arrêté par la détection d'une réponse, le moyennage s'arrête automatiquement en 6 min. Lorsqu'une réponse a été détectée, la courbe de croissance est passée du rouge au vert et le moyennage s'est arrêté. Les résultats des seuils ASSR sont obtenus après application automatique de facteurs de correction (standard correction v1.01) inclus dans le logiciel Eclipse EP15.

Dans le cas où le logiciel ne détecte pas de résultat significatif, cela conduit à une décision de non réponse. Dans le logiciel utilisé dans la présente étude, on peut choisir entre deux niveaux de signification ($p = 0.05$ et $p = 0.01$), représentant un mode d'enregistrement 'vitesse' et 'précision'. Toutes les données rapportées dans cette étude ont été enregistrées en utilisant le mode 'vitesse'. (Figure 7, 8)

La durée totale du test ASSR était en moyenne de 10 min.

Etude comparative entre les potentiels évoqués auditifs précoces et les potentiels évoqués auditifs stationnaires chez les enfants souffrants de surdité sévère à profonde

Disposition d'impression: Assistant d'impression

Débit de stimulus: Enfant (90Hz)

Facteur de correction: Standard Correction v. 1.01 (Preliminary)

Casque: ABR3A

Priorité de méthode de test: ☐ Précision ☒ Vitesse

Niveau de rejet: 40 μ V

Sélection de stimulus

	Initial niveau	500Hz	1kHz	2kHz	4kHz	WN
Droite:	70	☒	☒	☒	☒	☐
Gauche:	70	☒	☒	☒	☒	☐

test L+R 70db

ASSR Audiogramme

Stimuli

Droite

Freq	Running	Waiting
500Hz	95dB	
1kHz	95dB	
2kHz	95dB	
4kHz	95dB	
WN		

Gauche

Freq	Running	Waiting
500Hz	95dB	
1kHz	95dB	
2kHz	95dB	
4kHz	95dB	
WN		

Etat de session totale

Durée écoulée 0:00:35

Débit de stimulus

Enfant (90Hz)

Arret

Pause

Figure 7. Paramètres de stimulation ASSR

Etude comparative entre les potentiels évoqués auditifs précoces et les potentiels évoqués auditifs stationnaires chez les enfants souffrants de surdité sévère à profonde

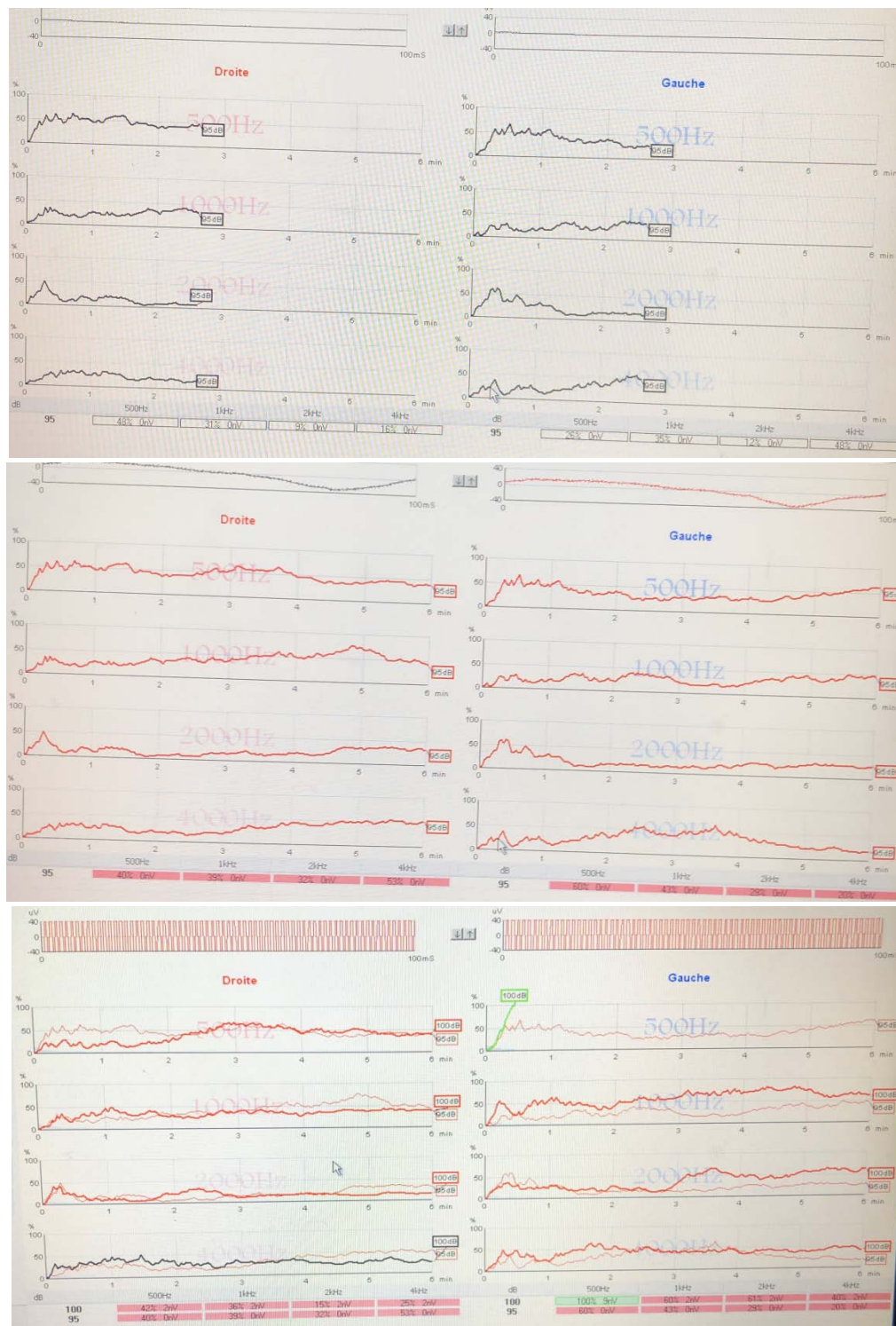


Figure 8. Réponses ASSR : absence de réponse à toutes les fréquences dans l'oreille droite, présence d'une réponse à 500 Hz à 100 dB dans l'oreille gauche

c. Protocole de test :

Les patients inclus dans notre étude ont été évalués par une batterie de tests audiométriques. Le recours aux tests électrophysiologiques ABR et ASSR est justifié par la difficulté voire l'impossibilité de tester ces enfants par des tests d'audiométrie subjective en raison de leur jeune âge et/ou de difficultés secondaires à leur niveau de développement cognitif.

Les ABR et les ASSR ont été réalisées au cours de la même session en utilisant les mêmes électrodes et le même préamplificateur. Les tests ABR ont été effectués en premier lieu suivis des tests ASSR.

Les tests électrophysiologiques ont été effectués dans une salle opératoire disposant d'une table opératoire sur laquelle les patients ont été installés. Le confort des patients a été optimisé pour limiter les artéfacts musculaires. L'obscurité a été obtenue en éteignant les sources de lumières pour favoriser la relaxation et limiter les bruits électriques. (Figure 9)

Tous les enfants ont été testés sous sédation au Sévoflurane. Les examens ont été effectués en absence de gêne respiratoire car elle contre-indique la sédation d'une part et créent des artéfacts musculaires par des mouvements faciaux et thoraciques d'autre part. Tout au long de la procédure, les enfants ont été monitorés avec surveillance de leur saturation en oxygène, leur fréquence respiratoire, leur fréquence cardiaque et leur tension artérielle. Aucun enfant ne s'est réveillé avant que le protocole ne soit achevé.

La durée totale de la session de test variait de 30 à 40 min.

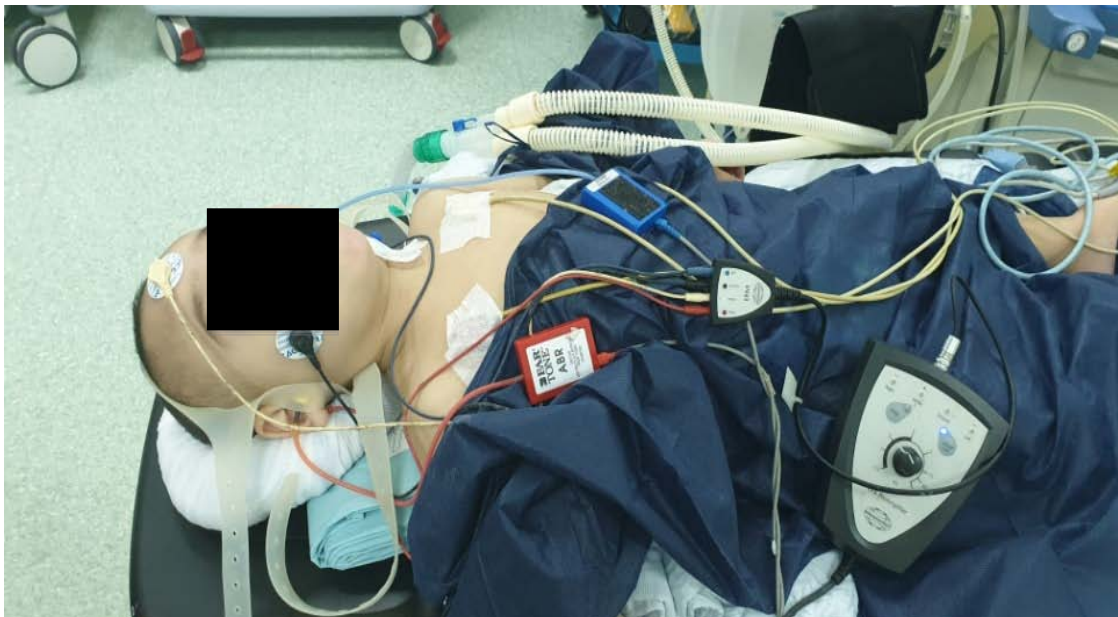


Figure 9. Session de PEA

d. Résultats ABR et ASSR :

- Quarante-huit réponses ont été recueillies (24 patients x 2 oreilles) par les ABR évoquées par des stimuli clics.
- Cent quatre-vingt-douze réponses ont été recueillies (24 patients x 2 oreilles x 4 fréquences) par les ASSR en tonalités modulées aux quatre fréquences porteuses de 0.5, 1, 2 et 4 kHz.

Soit un total de deux cent quarante réponses électrophysiologiques (48+192) enregistrées pour les quarante huit oreilles testées par les ABR et les ASSR.

Le tableau ci-après relate les seuils auditifs en dB nHL enregistrés dans les oreilles droite et gauche de chaque patient aux ABR évoqués par clic et aux ASSR aux quatre fréquences (0.5, 1, 2 et 4 kHz). (Tableau II)

N.B : Les oreilles sans réponses ont été signalées en « NR » pour « non réponse ».

Tableau II: Données des seuils ABR et ASSR (0.5, 1, 2 et 4 kHz) en dB nHL

Numéro d'ordre du patient	Oreille droite					Oreille gauche				
	ABR	ASSR				ABR	ASSR			
		0.5 kHz	1 kHz	2 kHz	4 kHz		0.5 kHz	1 kHz	2 kHz	4 kHz
1	80	65	75	70	80	80	70	90	90	90
2	80	90	90	80	80	80	90	80	80	80
3	NR	NR	NR	70	NR	NR	NR	NR	NR	NR
4	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	75	NR
5	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR
6	NR	NR	NR	75	NR	100	NR	NR	NR	NR
7	100	70	90	NR	NR	90	90	90	90	NR
8	NR	60	70	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR
9	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	80	NR
10	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR
11	NR	70	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR
12	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR	NR
13	NR	NR	NR	70	80	NR	NR	NR	NR	NR
14	NR	80	80	95	85	NR	NR	NR	NR	90
15	NR	NR	NR	NR	NR	NR	100	NR	NR	NR
16	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
17	100	70	80	100	100	100	100	100	100	100
18	100	100	100	100	100	100	100	100	75	100

Etude comparative entre les potentiels évoqués auditifs précoces et les potentiels évoqués auditifs stationnaires chez les enfants souffrants de surdité sévère à profonde

19	100	100	100	80	100	100	100	100	100	100
20	100	100	100	90	90	100	70	80	70	100
21	100	70	80	90	90	100	80	80	90	100
22	100	70	75	75	75	100	70	90	90	90
23	70	85	70	65	70	100	100	90	85	90
24	100	100	100	100	100	90	100	100	95	95

- Sur les 48 oreilles testées, les réponses ABR étaient présentes dans 25 oreilles (52%) contre 23 oreilles (48%) qui n'ont pas montré de réponses aux limites maximales de sortie de l'équipement aux différentes fréquences (100 dB nHL).
- Réponses aux ASSR :
 - 28 réponses (58%) étaient présentes à 0.5 kHz contre 20 réponses (42%) non présentes aux limites maximales de sortie de l'équipement (100 dB nHL).
 - 26 réponses (54%) étaient présentes à 1 kHz contre 22 réponses (46%) non présentes à la même fréquence.
 - 29 réponses (60%) étaient présentes à 2 kHz contre 19 réponses (40%) non présentes à la même fréquence.
 - 25 réponses (52%) étaient présentes à 4 kHz contre 23 réponses (48%) non présentes à la même fréquence.

Au total, sur les 192 réponses ASSR recueillies aux quatre fréquences (0.5, 1, 2 et 4 kHz), 56% des réponses étaient présentes contre 44% qui n'étaient pas présentes. (Figure 10)

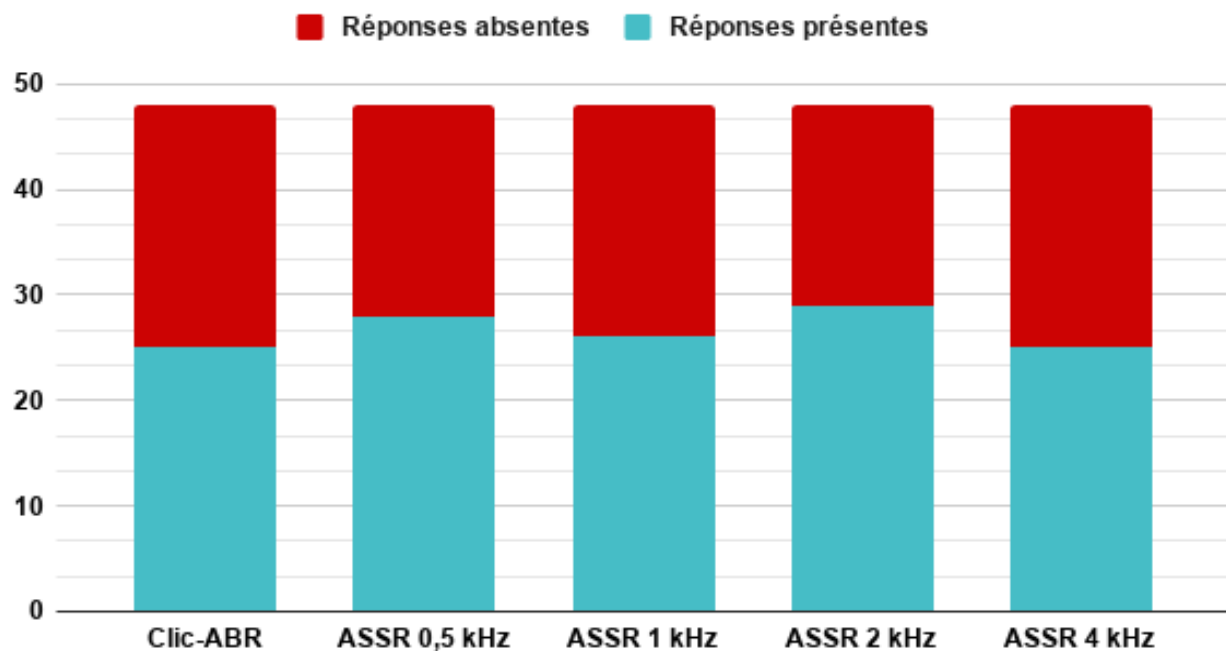


Figure 10. Distribution des réponses et des non réponses au cours des clic-ABR et des ASSR à chaque fréquence (0.5, 1, 2 et 4 kHz)

IV. Méthodes : analyse des données

Nous avons analysé les données de mesures des ABR et des ASSR en ayant recours à la loi statistique de Pearson (r).

Le coefficient de corrélation de Pearson (r) est un produit moment qui permet de mesurer la force d'association linéaire entre deux variables. Fondamentalement, une corrélation de Pearson tente de tracer une ligne de meilleur ajustement à travers les données de deux variables et le coefficient de corrélation de Pearson indique à quelle distance se trouvent tous ces points de données par rapport à cette ligne de meilleur ajustement. La valeur r peut varier dans une plage de -1 à $+1$. Une valeur de 0 indique qu'il n'y a pas d'association entre les deux variables. Une valeur supérieure à 0 indique une association positive qui signifie qu'à mesure que la valeur d'une variable augmente, la valeur de l'autre variable augmente également. Une valeur inférieure

à 0 indique une association négative où à mesure que la valeur d'une variable augmente, la valeur de l'autre variable diminue. Une valeur r comprise entre 0,9 et 1 indique une très forte corrélation. Une valeur r entre 0,7 et 0,9 indique une forte corrélation. Une valeur r entre 0,5 et 0,7 indique une corrélation modérée. Une valeur entre 0,3 et 0,5 indique une faible corrélation. Un coefficient r inférieur à 0,3 indique peu ou pas de corrélation.

L'analyse des données a été menée selon deux approches distinctes :

- La première approche (option 1) tient compte uniquement des oreilles où des réponses ABR et ASSR ont pu être enregistrées.
- La deuxième approche (option 2) tient compte de toutes les oreilles y compris celles non répondantes au niveau maximal de sortie de l'équipement (100 dB nHL). La mesure attribuée aux oreilles sans réponse est de 110 dB nHL.

RESULTATS

I. Moyennes et déviations standards des seuils ABR et ASSR

- Les valeurs moyennes des seuils auditifs obtenus en ABR et en ASSR à chaque fréquence ainsi que leur déviation standard (Standard Deviation SD) ont été calculées en prenant en considération uniquement les cas où les réponses étaient présentes : (Tableau III)
 - Les seuils ABR variaient de 70 dB nHL (valeur minimale) à 100 dB nHL (valeur maximale). Le seuil moyen était de 94,8 dB nHL avec une SD de 9,19 dB nHL.
 - Les seuils ASSR à 0.5 kHz variaient de 60 dB nHL à 100 dB nHL. Le seuil moyen à cette fréquence était de 85,72 dB nHL avec une SD de 14,45 dB nHL.
 - Les seuils ASSR à 1 kHz variaient de 70 dB nHL à 100 dB nHL. Le seuil moyen à cette fréquence était de 88,47 dB nHL avec une SD de 10,62 dB nHL.
 - Les seuils ASSR à 2 kHz variaient de 65 dB nHL à 100 dB nHL. Le seuil moyen à cette fréquence était de 85,51 dB nHL avec une SD de 11,53 dB nHL.
 - Les seuils ASSR à 4 kHz variaient entre 70 dB nHL et 100 dB nHL. Le seuil moyen à cette fréquence est de 91,4 dB nHL avec une SD de 9,42 dB nHL.

Tableau III : Moyennes et déviations standard des réponses présentes en ABR et ASSR à 0.5, 1, 2 et 4 kHz et à la moyenne de 2 et 4 kHz

Libellé	C-ABR	ASSR 0.5 kHz	ASSR 1 kHz	ASSR 2 kHz	ASSR 4 kHz
Nombre de réponses présentes	25	28	26	29	25
Valeur minimale	70	60	70	65	70
Valeur maximale	100	100	100	100	100
Moyenne	94,8	85,72	88,47	85,51	91,4
Déviations standard	9,19	14,45	10,62	11,53	9,42

Etude comparative entre les potentiels évoqués auditifs précoces et les potentiels évoqués auditifs stationnaires chez les enfants souffrants de surdité sévère à profonde

Les graphiques en chandelier ci-après (figure 11 pour l'option 1 et figure 12 pour l'option 2) présentent la relation entre les seuils ASSR et ABR pour les fréquences 0.5, 1, 2, 4 kHz et à la moyenne de 2 et 4 kHz.

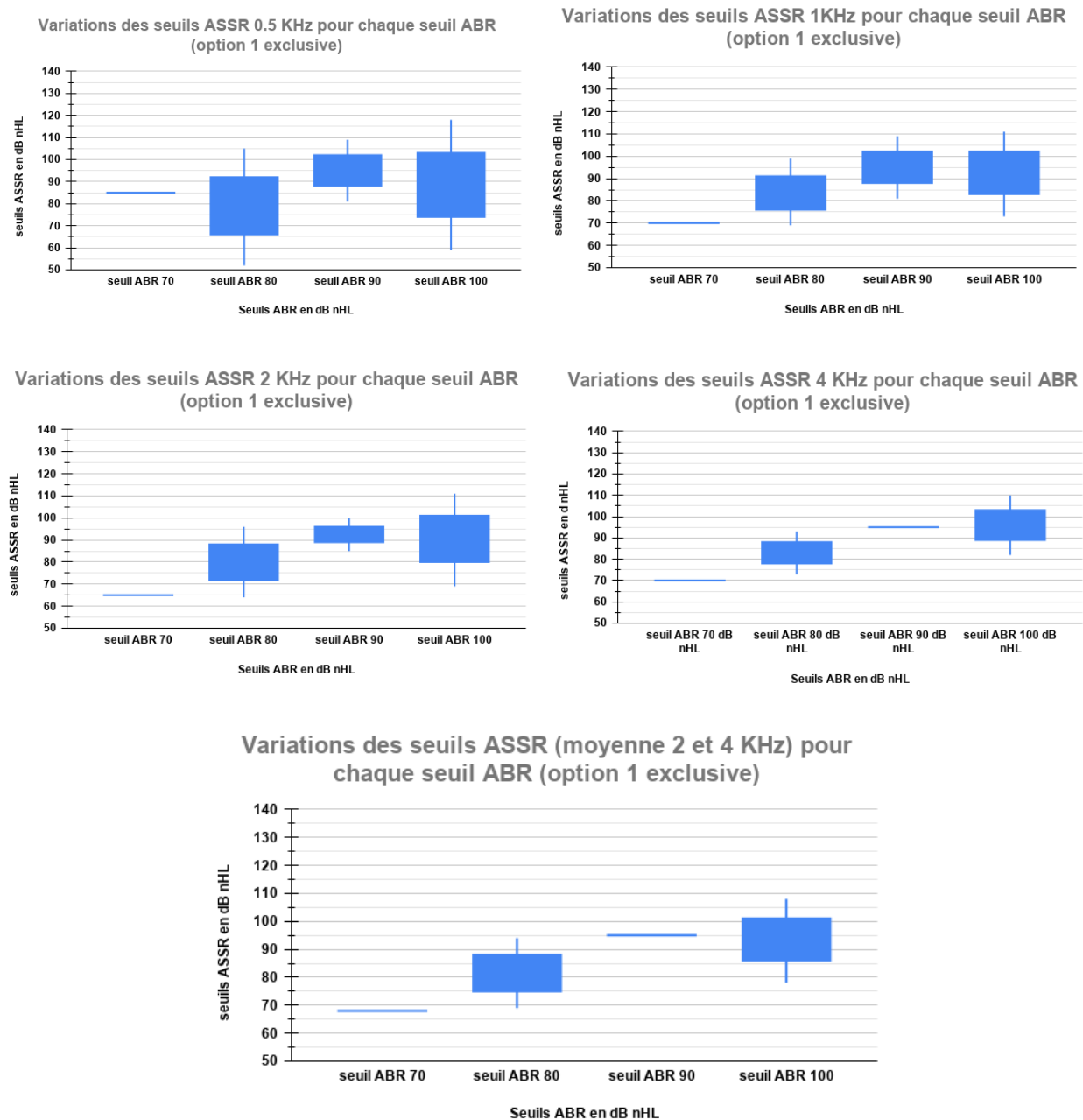


Figure 11. Graphiques en chandelier des variations des seuils ASSR pour chaque seuil ABR à 0.5, 1, 2 et 4 kHz et à la moyenne de 2 et 4 kHz en option 1

Etude comparative entre les potentiels évoqués auditifs précoces et les potentiels évoqués auditifs stationnaires chez les enfants souffrants de surdité sévère à profonde

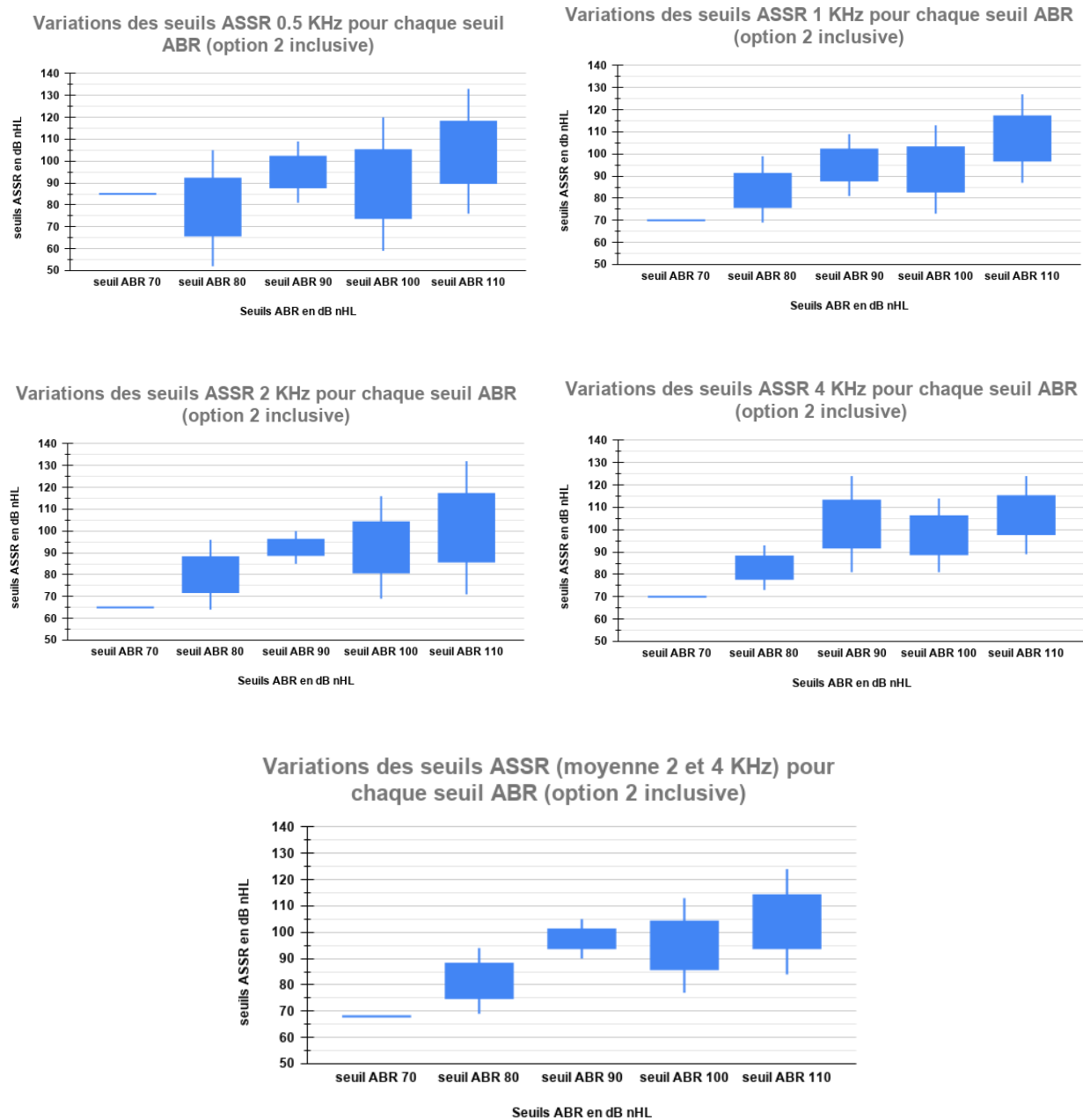


Figure 12. Graphiques en chandelier des variations des seuils ASSR pour chaque seuil ABR à 0.5, 1, 2 et 4 kHz et à la moyenne de 2 et 4 kHz en option 2

II. Comparaison de la détection des réponses par ABR et ASSR

- ABR et ASSR à 0.5 kHz : (Figure 13)
 - 24 oreilles sur les 48 testées (50%) avaient une réponse présente dans les deux tests
 - 19 oreilles (40%) n'avaient pas de réponse dans les deux tests aux intensités maximales de stimulation
 - 1 oreille (2%) avait des réponses ABR sans réponse ASSR
 - 4 oreilles (8%) avaient des réponses ASSR sans réponse ABR.

Réponses à 0,5 KHz

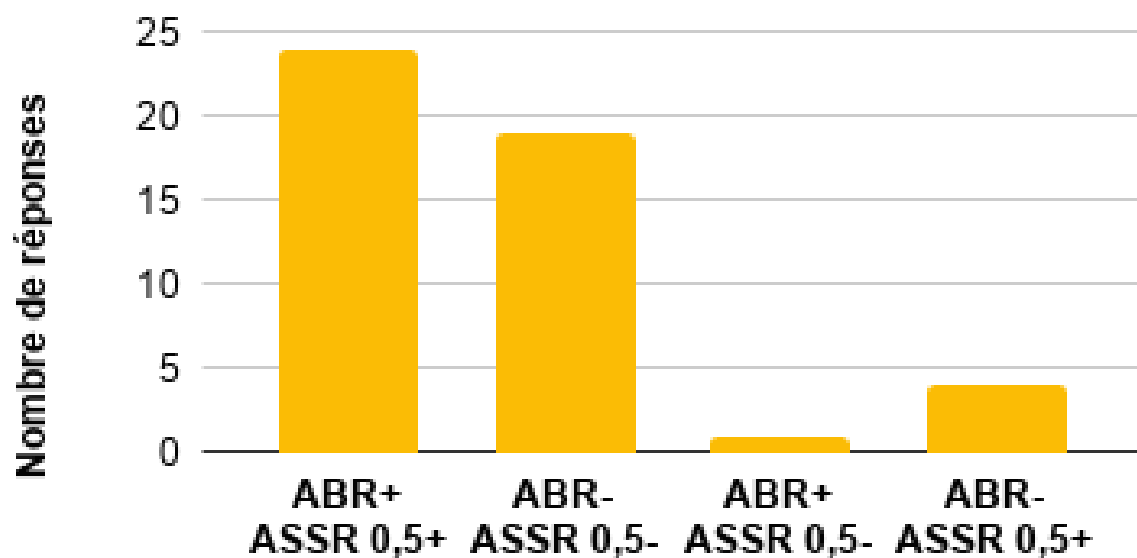


Figure 13. Distribution des réponses présentes (+) et absentes (-) en ABR et ASSR à 0.5 kHz

- ABR et ASSR à 1 kHz : (Figure 14)
 - 24 oreilles (50%) avaient des réponses dans les deux tests
 - 21 oreilles (44%) n'avaient pas de réponse dans les deux tests aux intensités maximales de stimulation

- 1 oreille (2%) avait des réponses ABR sans réponse ASSR
- 2 oreilles (4%) avaient des réponses ASSR sans réponse ABR.

Réponses à 1 KHz

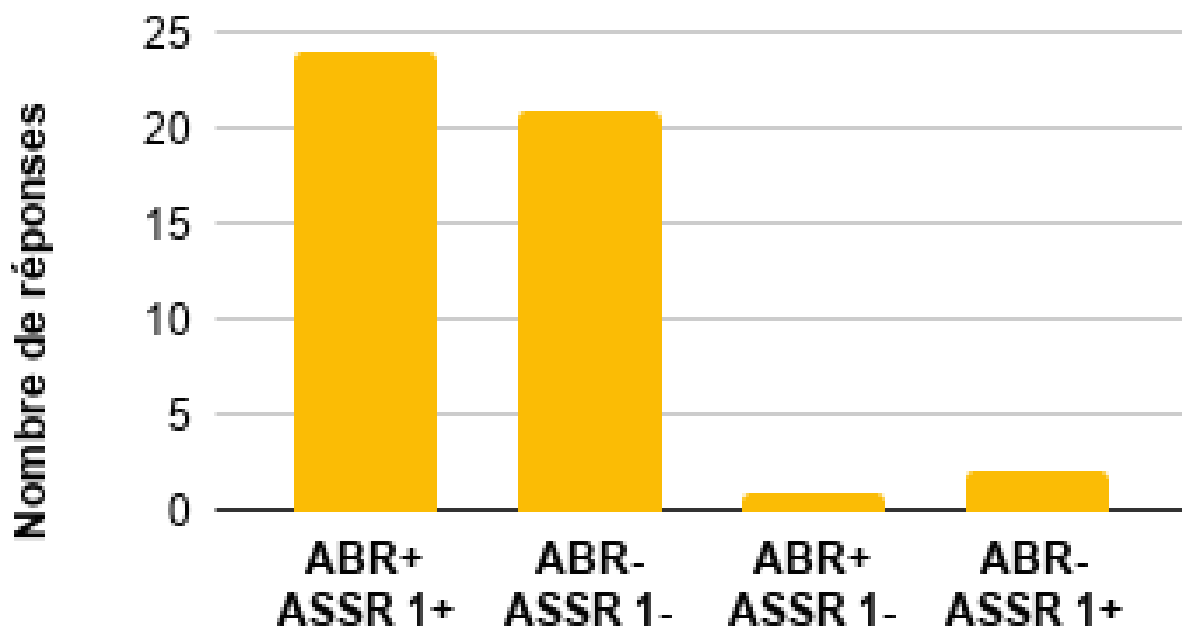


Figure 14. Distribution des réponses présentes (+) et absentes (-) en ABR et ASSR à 1 kHz

- ABR et ASSR à 2 kHz : (Figure 15)

- 23 oreilles (48%) avaient des réponses dans les deux tests
- 17 oreilles (35%) n'avaient pas de réponse dans les deux tests aux intensités maximales de stimulation
- 2 oreilles (4%) avaient des réponses ABR sans réponse ASSR
- 6 oreilles (13%) avaient des réponses ASSR sans réponse ABR.

Réponses à 2 KHz

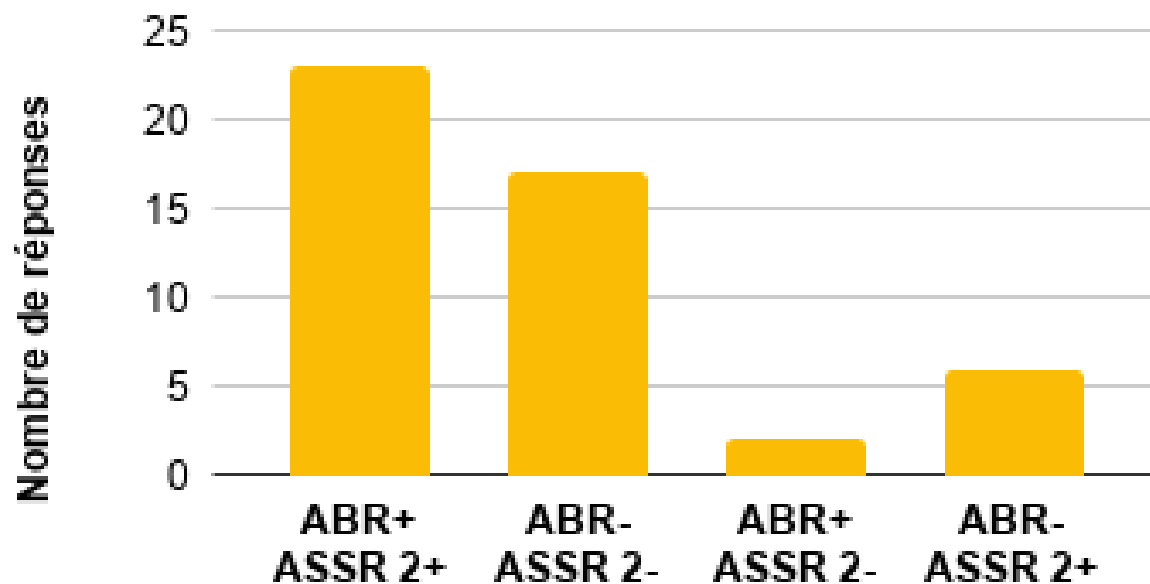


Figure 15. Distribution des réponses présentes (+) et absentes (-) en ABR et ASSR à 2 kHz

- ABR et ASSR à 4 kHz : (Figure 16)
 - 22 oreilles (46%) avaient des réponses dans les deux tests
 - 20 oreilles (42%) n'avaient pas de réponse dans les deux tests aux intensités maximales de stimulation
 - 3 oreilles (6%) avaient des réponses ABR sans réponse ASSR.
 - 3 oreilles (6%) avaient des réponses ASSR sans réponse ABR.

Réponses à 4 KHz

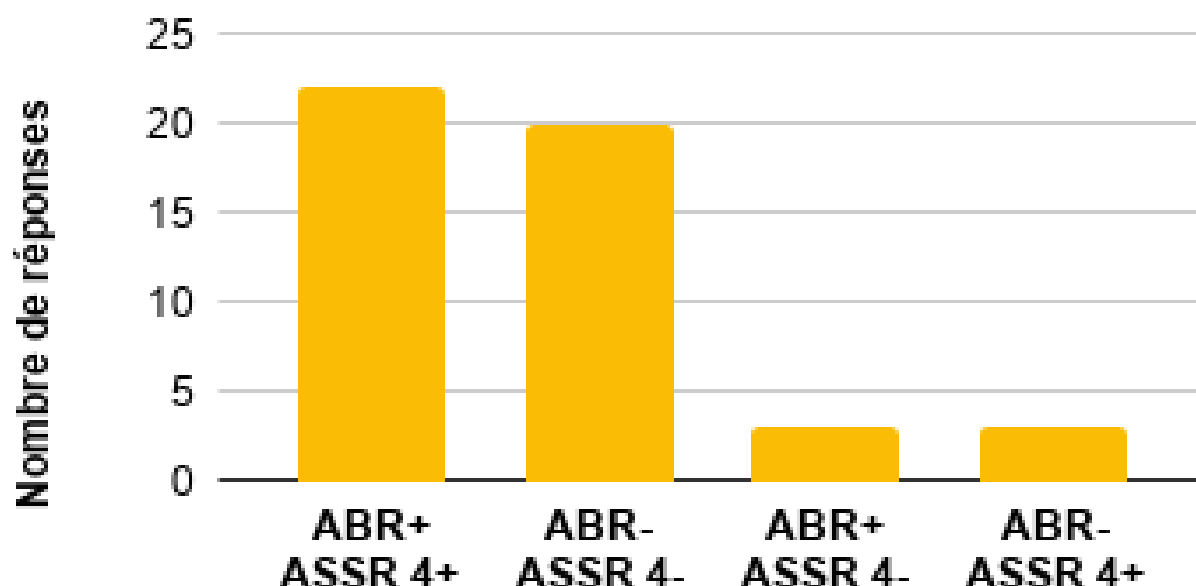


Figure 16. Distribution des réponses présentes (+) et absentes (-) en ABR et ASSR à 4 kHz

III. Corrélation statistique entre les seuils ABR et les seuils ASSR

Les seuils auditifs obtenus suites aux enregistrements clic-ABR ont été comparés aux seuils ASSR à 0.5, 1, 2 et 4 kHz et à la moyenne des fréquences de 2 et 4 kHz. Cette moyenne de seuil a été particulièrement sélectionnée à des fins de comparaison car de fortes corrélation entre ABR et ASSR ont été retrouvées à cette moyenne [3-10].

1. Option 1

1.1. Moyenne des différences entre ABR et ASSR

Le tableau IV relate les moyennes des différences entre les seuils ABR et les seuils ASSR pour chaque fréquence (0.5, 1, 2 et 4 kHz) et la moyenne de 2 et 4 kHz.

On note que les moyennes des différences (ABR-ASSR) sont positives indiquant que la première variable (ABR) surestime la perte auditive par rapport à la deuxième variable (ASSR) pour les différentes fréquences.

Tableau IV : Moyennes des différences entre les seuils ABR et ASSR et leur déviation standard à 0.5, 1, 2 et 4 kHz et à la moyenne de 2 et 4 kHz, en option 1

Fréquences (kHz)	Nombre d'oreille	Moyenne des différences (ABR–ASSR) en dB nHL	Déviati on standard en dB nHL
0.5	24	8	15
1	24	5	10
2	23	7	10
4	22	2	7
Moyenne (2, 4)	22	5	8

1.2. Facteur de corrélation de Pearson (r), test t de Student et valeur du p statistique

La relation entre les seuils ABR et les seuils ASSR a été étudiée en examinant le coefficient de corrélation de Pearson (r) et le test t de Student pour chaque fréquence (0.5, 1, 2 et 4 kHz) et à la moyenne de 2 et 4 kHz. Pour chaque test statistique nous avons calculé la valeur p de significativité statistique. (Tableau V)

Tableau V : Coefficient de corrélation de Pearson (r), test t de Student et p statistique des seuils ABR et ASSR à 0.5, 1, 2 et 4 kHz et à la moyenne de 2 et 4 kHz, en option 1

Fréquence (kHz)	Pearson r	Test t de Student	p value
0.5	0,19	0,02	0,98
1	0,46	0,04	0,97
2	0,51	0,01	1
4	0,73	0,14	0,89
Moyenne (2,4)	0,67	0,01	0,99

2. Option 2

2.1. Moyenne des différences entre ABR et ASSR

Le tableau VI relate les moyennes des différences entre les seuils ABR et les seuils ASSR pour chaque fréquence (0.5, 1, 2 et 4 kHz) et la moyenne de 2 et 4 kHz en option 2.

On note que les moyennes des différences (ABR-ASSR) sont positives indiquant que la première variable (ABR) surestime la perte auditive par rapport à la deuxième variable (ASSR) pour les différentes fréquences.

Tableau VI : Moyennes des différences entre les seuils ABR et ASSR et leur déviation standard à 0.5, 1, 2 et 4 kHz et à la moyenne de 2 et 4 kHz en option 2

Fréquences (kHz)	Nombre d'oreille	Moyenne des différences (ABR-ASSR) en dB nHL	Déviation standard en dB nHL
0.5	48	6	15
1	48	4	10
2	48	7	13
4	48	2	9
Moyenne (2, 4)	48	4	9

2.2. Facteur de corrélation de Pearson (r), test t de Student et valeur du p statistique

La relation entre les seuils ABR et les seuils ASSR a été étudiée dans cette deuxième option en examinant le coefficient de corrélation de Pearson (r) et le test t de Student pour chaque fréquence (0.5, 1, 2 et 4 kHz) et à la moyenne de 2 et 4 kHz. Pour chaque test statistique, nous avons calculé la valeur p de significativité statistique. (Tableau VII)

Tableau VII: Coefficient de corrélation de Pearson (r), test t de Student et p statistique des seuils ABR et ASSR à 0.5, 1, 2 et 4 kHz et à la moyenne de 2 et 4 kHz, en option 2

Fréquence (kHz)	Pearson r	Test t de Student	p value
0.5	0,47	0,005	1
1	0,65	0,02	0,98
2	0,51	0,001	1
4	0,69	0,16	0,87
Moyenne (2,4)	0,65	0,002	1

IV. Corrélation statistique entre les moyennes des seuils ASSR et les seuils ABR

1. Option 1

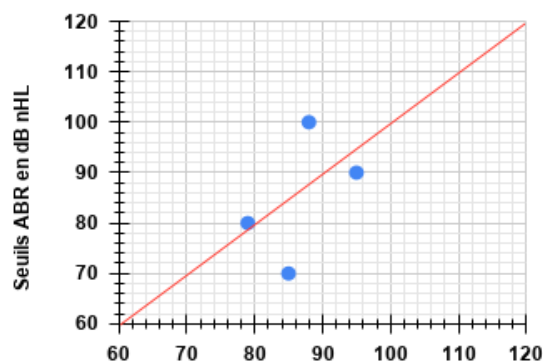
- La relation entre les moyennes des seuils ASSR pour chaque seuil ABR a été évaluée en examinant le coefficient de corrélation de Pearson (r) et le test t de Student (t) pour chaque fréquence (0.5, 1, 2 et 4 kHz) et à la moyenne de 2 et 4 kHz. Pour chaque test statistique, nous avons calculé la valeur p de significativité statistique. (Tableau VIII)

Tableau VIII: Coefficient de corrélation de Pearson (r), test t de Student et p statistique des moyennes des seuils ASSR pour chaque seuil ABR à 0.5, 1, 2 et 4 kHz et à la moyenne de 2 et 4 kHz, en option 1

Fréquence (kHz)	Pearson r	Test t de Student	p value
0.5	0,49	0,78	0,45
1	0,89	0,95	0,35
2	0,91	0,34	0,74
4	0,95	0,69	0,5
Moyenne (2,4)	0,92	0,78	0,44

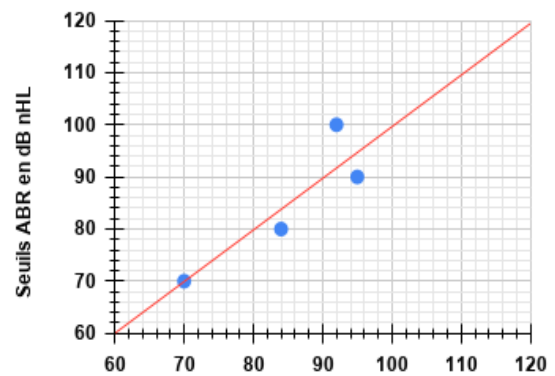
- La relation entre les seuils ABR et les moyennes des seuils ASSR aux différentes fréquences est présentée sous forme du diagramme en nuage de points ci-après pour l'option 1. La droite en rouge représente une corrélation à $r=1$ (corrélation parfaite positive). (Figure 17)

Seuils ABR par rapport aux seuils ASSR moyens à 0.5 KHz



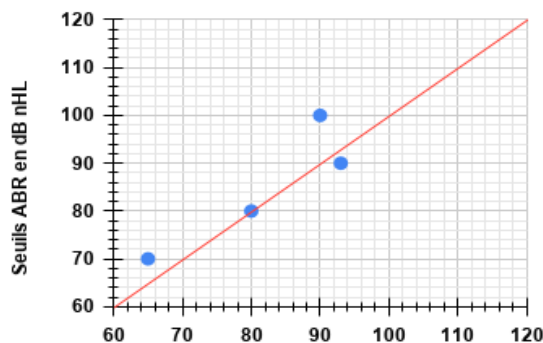
Seuils ASSR moyens à 0.5 KHz en dB nHL

Seuils ABR par rapport aux seuils ASSR moyens à 1 KHz



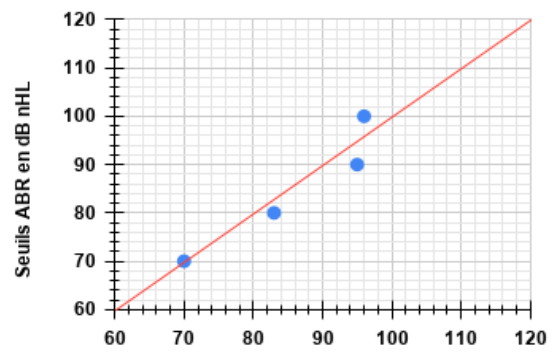
Seuils ASSR moyens à 1 KHz en dB nHL

Seuils ABR par rapport aux seuils ASSR moyens à 2 KHz



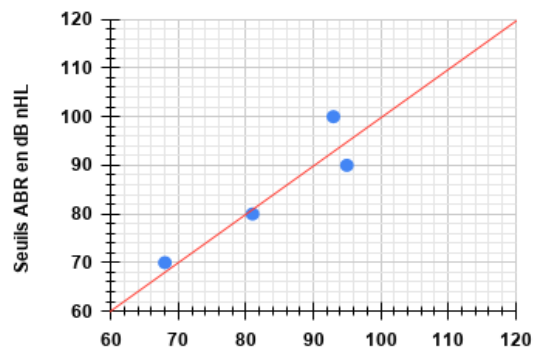
Seuils ASSR moyens à 2 KHz en dB nHL

Seuils ABR par rapport aux seuils ASSR moyens à 4 KHz



Seuils ASSR moyens à 4 KHz en dB nHL

Seuils ABR par rapport aux seuils ASSR moyens à la moyenne de (2 et 4) KHz



Seuils ASSR moyens à la moyenne de (2 et 4) KHz en dB nHL

Figure 17. Nuage de points représentant la relation entre les seuils de l'ABR et les seuils des moyennes des réponses ASSR à différentes fréquences et à la moyenne de 2 et 4 KHz pour

l'option 1

2. Option 2

- La relation entre les moyennes des seuils ASSR pour chaque seuil ABR a été évaluée en examinant le coefficient de corrélation de Pearson (r) et le test t de Student (t) pour chaque fréquence (0.5, 1, 2 et 4 kHz) et à la moyenne de 2 et 4 kHz. Pour chaque test statistique, nous avons calculé la valeur p de significativité statistique. (Tableau IX)

Tableau IX: Coefficient de corrélation de Pearson (r), test t de Student et p statistique des moyennes des seuils ASSR pour chaque seuil ABR à 0.5, 1, 2 et 4 kHz et à la moyenne de 2 et 4 kHz, en option 2

Fréquence (kHz)	Pearson r	Test t de Student	p value
0.5	0,8	0,91	0,37
1	0,95	0,92	0,36
2	0,96	0,16	0,87
4	0,92	0,55	0,58
moyenne (2,4)	0,94	0,72	0,47

- La relation entre les seuils ABR et les moyennes des seuils ASSR aux différentes fréquences est présentée sous forme du diagramme en nuage de points ci-après pour l'option 2. La droite en rouge représente une corrélation à $r=1$ (corrélation parfaite positive). (Figure 18)

Etude comparative entre les potentiels évoqués auditifs précoces et les potentiels évoqués auditifs stationnaires chez les enfants souffrants de surdité sévère à profonde

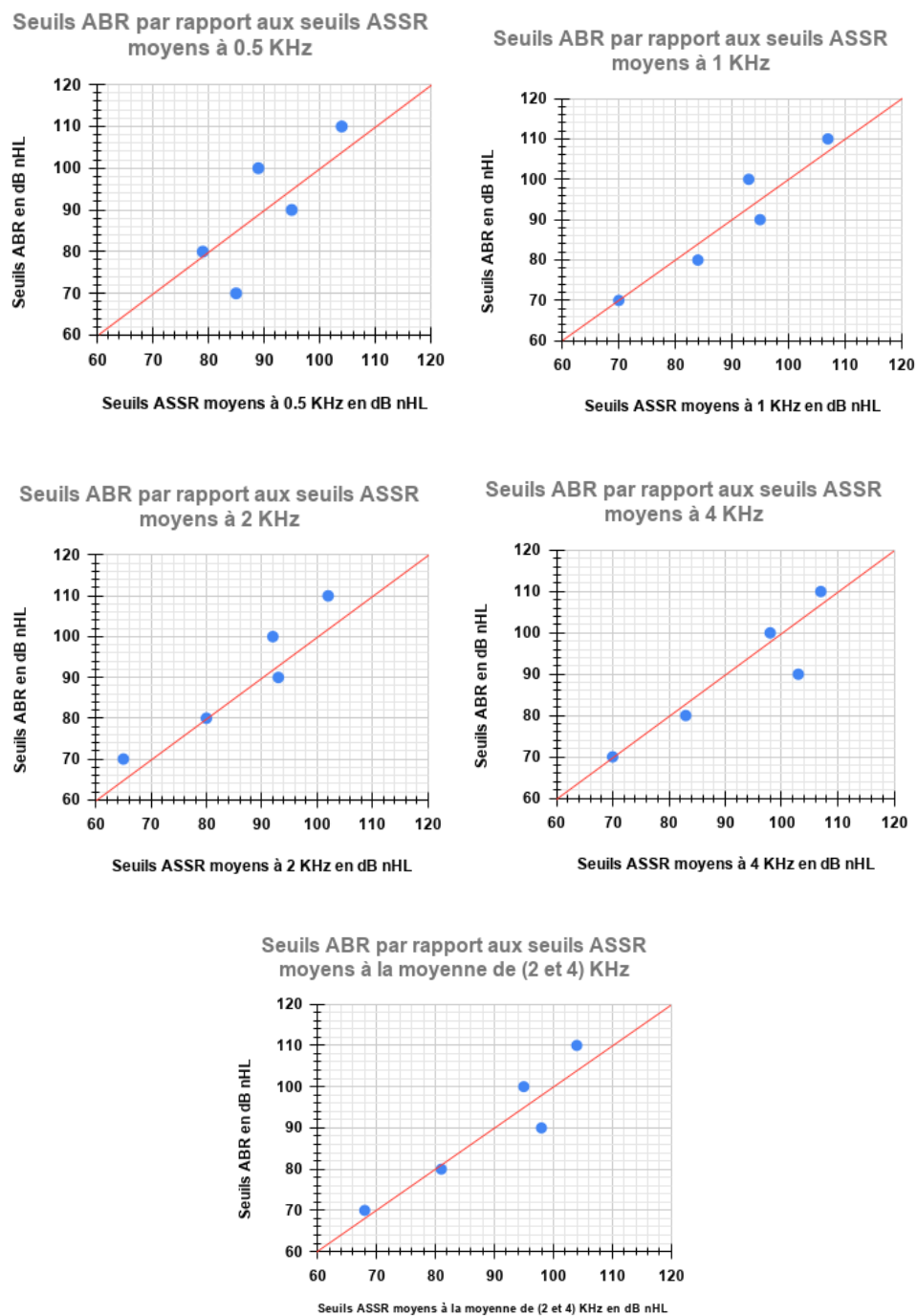
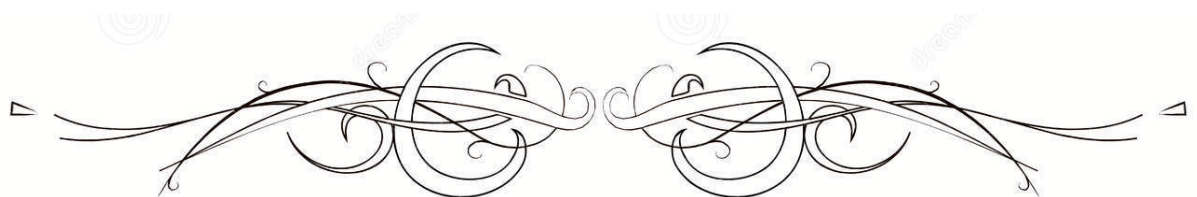
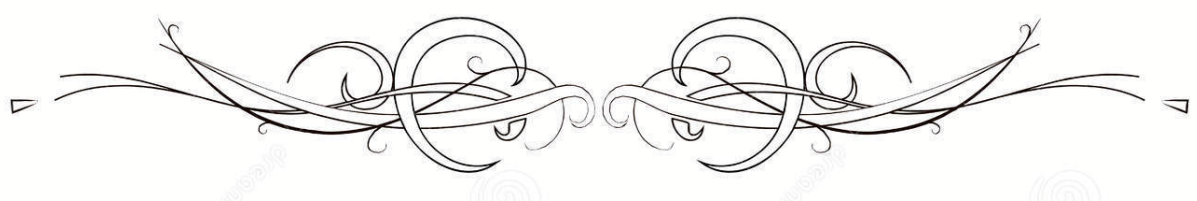


Figure 18. Nuage de points représentant la relation entre les seuils de l'ABR et les seuils des moyennes des réponses ASSR à différentes fréquences et à la moyenne de 2 et 4 kHz pour l'option



DISCUSSION



I. Principes généraux de la réponse auditive du tronc cérébral (ABR) et de la réponse auditive en régime permanent (ASSR)

1. Réponse auditive du tronc cérébral (ABR)

1.1. Principes

Les ABR sont des tests électrophysiologiques de la fonction auditive en réponse à des stimuli auditifs transitoires. Ils reflètent l'activité électrique produite le long des voies auditives périphériques jusqu'aux relais du tronc cérébral en réponse à un stimulus auditif [11]. Ceux sont des potentiels précoces survenant au cours des 10 premières millisecondes après la présentation du stimulus, par opposition aux potentiels moyens, tardifs et corticaux qui se produisent plus tard dans la séquence d'enregistrement et plus haut le long dans la voie auditive [12].

L'ABR est une technique puissante, objective et non invasive générant une réponse robuste, caractérisée par une faible variabilité intra-sujet et inter-sujet bénéficiant d'une littérature substantielle documentant son efficacité [13-15]. Le principal avantage de l'ABR est sa robustesse vis-à-vis de l'état d'éveil et d'attention du sujet [16].

L'ABR trouve particulièrement son application dans une population difficile à tester, comme les nouveau-nés, les nourrissons, les enfants souffrants de retard mental et/ou de déficit de l'attention et/ou d'autres déficiences sensorielles, et même certains adultes, qui ne peuvent pas ou ne veulent pas fournir des résultats fiables dans les tests audiométriques subjectifs [11,17,18].

L'ABR est constituée d'une série de sept ondes désignées par des chiffres romains. Chaque onde est générée par l'activation séquentielle et synchronisée de structures sous-corticales de la voie auditive [14]. La vague V est la vague ABR la plus robuste en ce qui concerne le taux de stimulation et l'intensité [15]. (Figure 19)

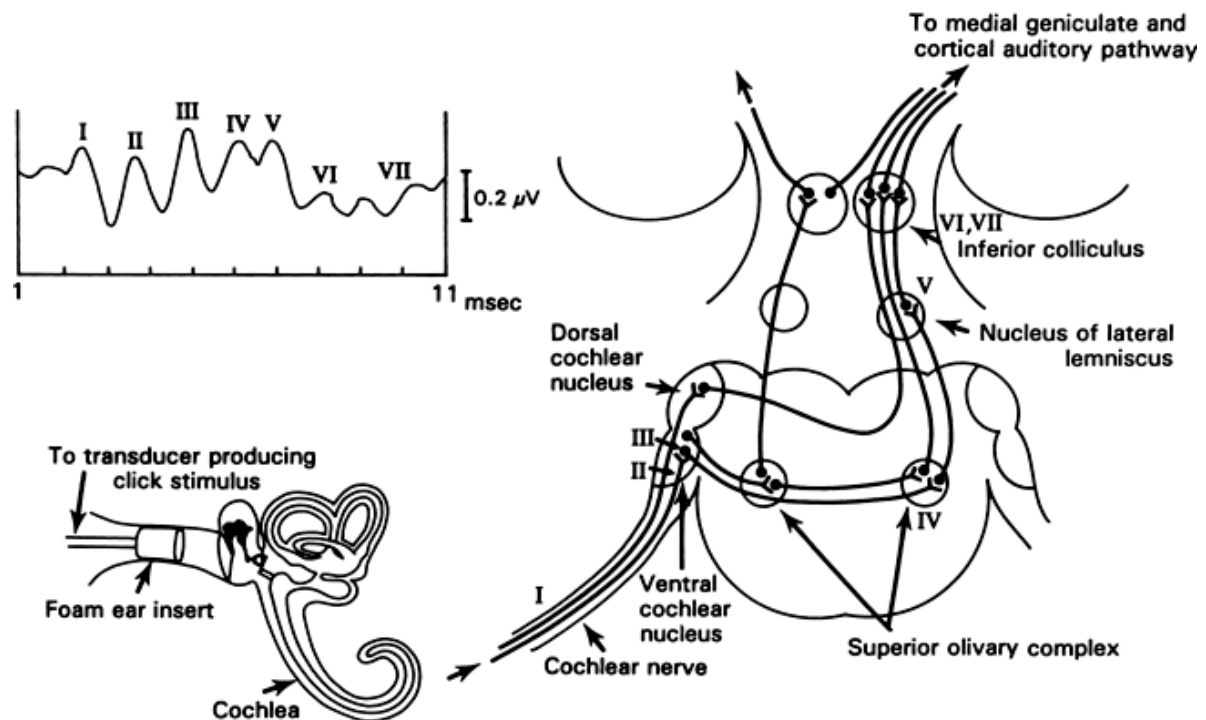


Figure 19.Générateurs neuronaux des ondes de la réponse auditive du tronc cérébral [19]

1.2. Stimuli

Le stimulus est une variable qui doit être contrôlée. Il représente un potentiel exogène affectant de manière significative l'enregistrement ABR [20].

Les principaux types de stimuli sont les clics et les éclats de tonalité, avec l'avènement récent des gazouillis (chirp) [21].

a. Clics

Le clic est une onde carrée de 100 μ s avec une énergie égale de 0,1 à 6 kHz activant une large zone de la membrane basilaire [22].

L'ABR déclenché par clic est la procédure la plus largement utilisée pour l'évaluation électrophysiologique du seuil auditif chez les nourrissons et les jeunes enfants lorsque des résultats audiométriques comportementaux sont impossibles à obtenir ou non fiables [23].

b. Eclats de tonalité

Les stimuli tonaux de courte durée (Tone-Burst TB) sont largement acceptés et jugés efficaces pour estimer les seuils d'audition spécifiques à la fréquence [16,21].

La TB-ABR reste la technique de référence pour évaluer les seuils auditifs à basses fréquences (0.5 et 1 kHz) [23–25].

c. Gazouillis (chirps)

Les gazouillis (chirp) ascendants se caractérisent par des composantes à hautes fréquences retardées par rapport aux composantes à basses fréquences d'environ 5 millisecondes permettant de compenser la dispersion temporelle dans la cochlée [26].

Il a été démontré que le chirp-ABR augmente considérablement la synchronisation des décharges neurales en faisant que toutes les régions de la partition cochléaire contribuent à la genèse de l'ABR [27,28]. On obtient donc des ondes de plus grandes amplitudes offrant une morphologie globale mieux définie et améliore l'estimation des seuils auditifs [27,29].

1.3. Facteurs de variabilité des ABR

La validité de l'interprétation des ABR nécessite une appréciation de la plage de variabilité normale et des facteurs de cette variabilité. Les ABR doivent être interprétées avec une compréhension complète de leur variabilité normale en fonction de facteurs physiologiques, techniques et pharmacologiques [30].

Les facteurs physiologiques les plus importants affectant les ABR sont la température, l'âge et le sexe.

Les facteurs techniques sont des facteurs limitant de la résolution et de la reproductibilité des ABR [30].

2. Réponse auditive en régime permanent (ASSR)

2.1. Principes

La méthode ASSR consiste à mesurer une activité périodique obtenue par la présentation des stimuli acoustiques à un taux dépassant la limite transitoire de l'acquisition des réponses [31]. En conséquence, la réponse ne revient pas à un état de base mais reste une réponse 'à l'état d'équilibre' ou soutenue [32]

Les stimuli sonores sont caractérisés par leur CF et leur MF en AM et/ou FM [33].

Le traitement du signal est statistique, basé sur des algorithmes de détection mathématique dans le domaine fréquentiel [34]. (Figure 20)

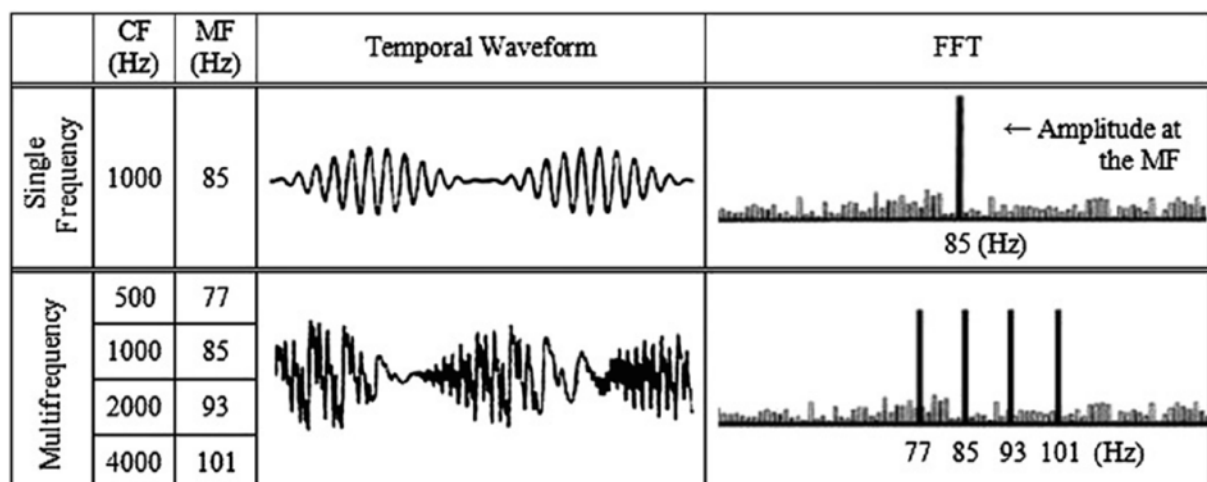


Figure 20. Techniques de stimulation en monofréquence et multifréquence dans les domaines temporel et fréquentiel, analyse spectrale FFT [34].

2.2. Stimuli

Les stimuli utilisés dans l'enregistrement des ASSR sont des stimuli tonaux AM, FM et à modulation mixte (mixed modulation MM) [35]. La CF représente la fréquence test d'intérêt[32]. La MF est la fréquence à laquelle l'activité EEG est synchronisée pour se déclencher [35].

Les deux principaux modes de stimulation utilisés pour enregistrer l'ASSR sont le mode de stimulation à fréquence unique et le mode de stimulation multifréquence [35].

2.3. Facteurs de variabilité des ASSR

Les réponses ASSR peuvent être affectées par divers facteurs du sujet, notamment l'âge, l'état d'éveil du sujet, l'attention de l'auditeur à la tâche et le mode de stimulation.

II. Analyse et explications des écarts de détection des seuils entre ABR et ASSR

L'écart de détection des seuils auditifs est de 4% entre ABR et ASSR en faveur de cette dernière, donnant un avantage aux ASSR par rapport aux ABR dans la détection des seuils auditifs dans le domaine des surdités sévères à profondes.

La figure 21 (à gauche) montre la distribution des cas de réponses ABR présentes en l'absence de réponses ASSR aux quatre CF 0.5, 1, 2 et 4 kHz.

La figure 21 (à droite) montre la distribution des cas de réponses ABR absentes en présence de réponses ASSR aux quatre CF 0.5, 1, 2 et 4 kHz.

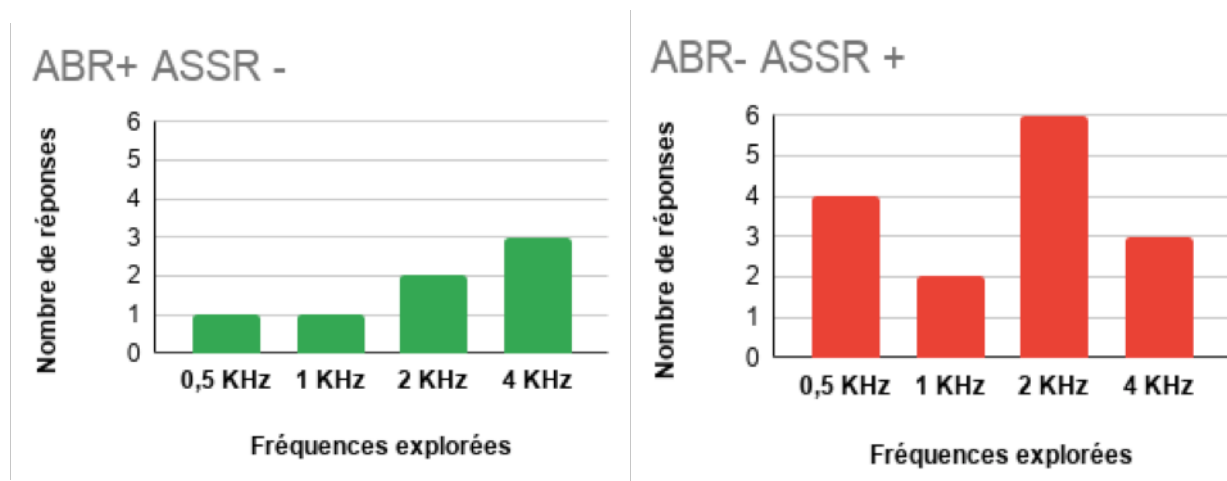


Figure 21. À gauche : Distribution des cas de présence de réponses ABR (ABR +) sans réponses ASSR (ASSR -) à 0.5, 1, 2 et 4 kHz.

À droite : Distribution des cas d'absence de réponses ABR (ABR -) avec présence de réponses ASSR (ASSR +) à 0.5, 1, 2 et 4 kHz

L'obtention de plus de réponses en ASSR qu'en ABR aux limites supérieures de stimulation de l'équipement permet d'avancer que les ASSR fournissent des informations supplémentaires par rapport aux ABR concernant l'estimation des seuils auditifs.

Plusieurs études se sont intéressées à la question de supériorité des ASSR par rapport aux ABR dans la détection des seuils auditifs dans le domaine des surdités sévères à profondes. Dans une étude menée sur 23 nourrissons présentant une surdité sévère à profonde évalués par clic-ABR et ASSR, les ondes ABR n'ont pu être obtenues que dans 13% des oreilles contre 39% des oreilles dans lesquelles au moins un seuil ASSR pouvait être obtenu [36]. Dans une autre étude menée sur 57 patients malentendants d'âge moyen de 42 mois testés par clic-ABR avec une limite supérieure de stimulation à 90 dB HL et par ASSR en stimulation binaurale multifréquence avec une limite supérieure de stimulation à 100 dB HL, le taux de présence de réponses ABR était de 37.7% contre 50.9% pour les ASSR [4]. Une autre étude rapportant les données de 31 oreilles pour lesquelles aucun clic-ABR n'a été enregistré aux limites de stimulation, des seuils ASSR étaient présents dans 58% des cas à 2 kHz et dans 33% à 0,5 kHz [37]. De multiples autres études ont rapporté cette même tendance de supériorité quant à la présence des réponses ASSR par rapport aux réponses ABR aux limites maximales de sortie de l'équipement [34,38-44].

Les données présentées ci-dessus confortent la supériorité des ASSR par rapport aux ABR dans la détection des seuils auditifs dans le domaine des surdités sévères à profondes.

À ce sujet, de multiples études de recherches se sont intéressées à étudier les raisons des écarts de détection entre les ABR et les ASSR, dus principalement à la possibilité de stimuler à plus haute intensité en ASSR qu'en ABR. La limite supérieure de stimulation en ABR est de 90 à 100 dB nHL [4,38,40], alors que le niveau maximal de présentation des ASSR peut être aussi élevé que 120 dB HL [4,40,41]. Autrement dit, une ASSR absente implique qu'aucune audition n'est présente à cette fréquence, alors que l'absence de clic-ABR n'exclut pas la possibilité d'une audition résiduelle qui pourrait être utile [9,37,41,45]. Ces éléments d'études plaident en faveur

d'un avantage potentiel de l'ASSR par rapport à l'ABR dans le domaine des surdités sévères à profondes. En effet, l'obtention d'informations auditives à ces intensités élevées devient de plus en plus pertinent compte tenu de la réduction de l'âge des patients subissant une implantation cochléaire (IC) et de la nécessité d'évaluer l'audition résiduelle à cet effet [40,41].

Dans notre équipement, la limite supérieure de stimulation était identique pour l'ABR et l'ASSR, fixée à 100 dB nHL. Toutefois l'écart de détection entre ABR et ASSR constaté dans notre étude peut trouver son explication dans la notion d'équivalence d'énergie entre les deux outils. Les clics, considérant leur contenu spectral, répartissent leur énergie sur une gamme de fréquences plus large que les tons modulés des ASSR qui concentrent leur énergie dans une région de fréquence plus étroite [38]. De ce fait, les tonalités modulées des ASSR génèrent une quantité d'énergie plus importante sur une zone de la partition cochléaire comparées aux stimuli clics [38].

Néanmoins, la supériorité de l'ASSR par rapport à l'ABR dans la gamme des surdités sévères à profondes rencontre un certain nombre de difficultés. Elle est remise en question par la possibilité de présence de réponses artéfactuelles non auditives qui contamineraient les tracés EEG à de fortes intensités de stimulation.

Des études antérieures prouvent l'existence de réponses artificielles à des intensités élevées de stimulation [36,46–48]. La problématique est mentionnée pour les ABR mais s'avère plus envahissante pour les ASSR vu qu'ils stimulent à des intensités encore plus fortes [38]. On parle de réponses spurieuses ou artéfactuelles. Des études ont prouvé l'existence de ces dernières en démontrant que des 'réponses' claires étaient présentes chez des personnes cophotiques qui ne pouvaient en aucun cas entendre les stimuli [38]. Ces réponses artéfactuelles peuvent revêtir plusieurs natures. Les artéfacts peuvent être de stimulation et se présenter sous forme d'un potentiel d'origine électromagnétique de haute amplitude qui contamine l'électroencéphalogramme (EEG) enregistré, en particulier à 0.5 et 1 kHz [38]. Ces artéfacts peuvent compliquer la reconnaissance de la réponse physiologique voir rendre ces mesures

ininterprétables [38]. Ils sont liées à des erreurs de traitement A/N au cours des enregistrements [49]. Il a été démontré qu'un traitement approprié de l'EEG, un changement du taux A/N, l'usage d'un filtre anti aliasing et d'une polarité alternée supprime largement ces réponses parasites non physiologiques [49,50]. Les réponses artéfactuelles peuvent aussi être physiologiques non auditives se produisant dans les délais d'acquisition des ABR et des ASSR [4,49,50]. Il a été suggéré que des réponses d'origine vestibulaire se produisent à haute intensité surtout aux basses fréquences (0.5 et 1 kHz) [38]. Elles se révèlent particulièrement problématiques pour l'interprétation des ASSR à hautes intensités chez les individus ayant une surdité sévère profonde [38]. À l'heure actuelle, Il n'existe pas de méthode pour différencier les réponses auditive des artéfacts vestibulaires dans un enregistrement ASSR [38].

En conclusion, bien que la capacité d'évaluer les surdités profondes soit déclarée comme une caractéristique de l'ASSR et un avantage par rapport à l'ABR, il n'y a pas encore de méthodologie comparative appropriée qui contrôle l'énergie de stimulation et les réponses artéfactuelles. Plus de recherches sont nécessaires pour apporter des éléments de réponses.

III. Analyse de la corrélation entre les seuils ABR et ASSR

Le facteur de corrélation de Pearson (r) montre la force d'association linéaire entre deux variables :

- Une valeur r comprise entre 0,9 et 1 indique une très forte corrélation
- Une valeur r entre 0,7 et 0,9 indique une forte corrélation
- Une valeur r entre 0,5 et 0,7 indique une corrélation modérée
- Une valeur entre 0,3 et 0,5 indique une faible corrélation
- Un coefficient r inférieur à 0,3 indique peu ou pas de corrélation [51].

Dans notre travail de recherche, le coefficient de corrélation de Pearson (r) entre les seuils des clic-ABR et les seuils des ASSR était de 0.49, 0.89, 0.91 et 0.95 respectivement aux

fréquences de 0.5, 1, 2 et 4 kHz. Le coefficient de Pearson (r) était de 0.92 à la moyenne des fréquences de 2 et 4 kHz. La valeur moyenne des coefficients de corrélation de Pearson aux quatre fréquences était de 0,81.

L'analyse de ces données permet d'avancer que la corrélation entre les seuils des clic-ABR et des ASSR était faible à 0.5 kHz, forte à 1 kHz et très forte à 2 kHz et à 4 KHz ainsi qu'à la moyenne de ces deux dernières fréquences. Par ailleurs, la corrélation moyenne entre les seuils ABR et ASSR aux quatre fréquences (0.5, 1, 2 et 4 kHz) était forte (r à 0.81). (Figure 22)

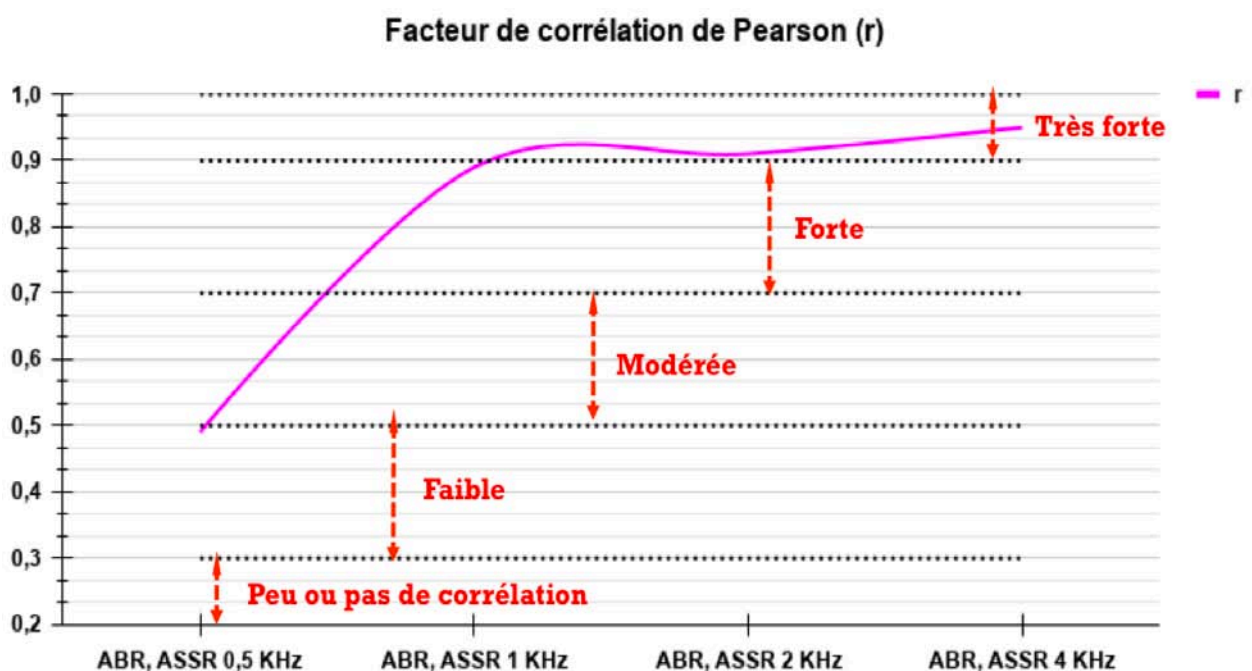


Figure 22. Évolution du facteur de corrélation de Pearson (r) entre les seuils ABR et la moyenne des seuils ASSR à chaque fréquence (0.5, 1, 2 et 4 kHz), en option 1

Nos résultats sont concordants avec de multiples études qui se sont penchées sur la question de corrélation entre les seuils clic-ABR et les seuils ASSR. Ces études montrent que de fortes corrélations sont obtenues entre ces deux outils de mesure et ceux particulièrement aux fréquences de 2 kHz, de 4 kHz et à leur moyenne [9,36,44,49,52-55]. (Figure 23)

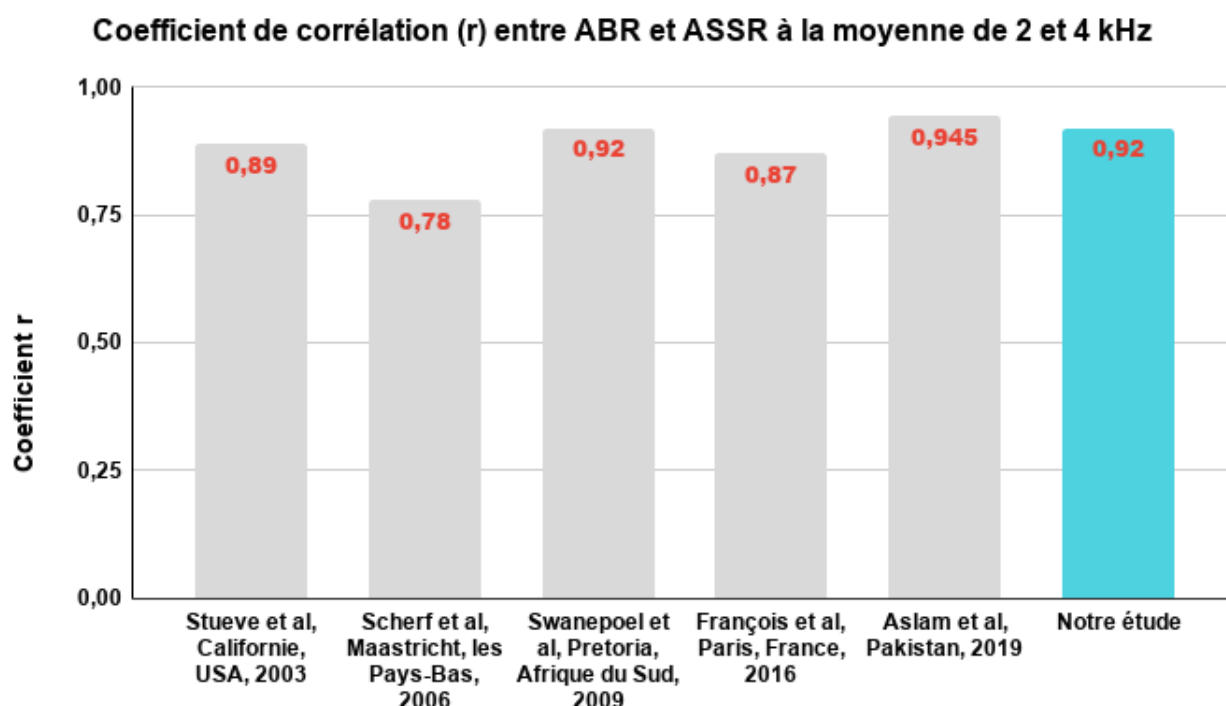


Figure 23. Coefficient de corrélation de Pearson (r) entre les seuils ABR et ASSR à la moyenne des fréquences de 2 et 4 kHz dans différentes études

La force de corrélation entre les seuils ABR et ASSR est sujette à variation en fonction du degré de surdité [9,56]. Ainsi, les résultats de nombreuses études comparant les seuils ABR et ASSR chez des sujets malentendants montrent que la corrélation entre les seuils ABR et ASSR augmente avec la profondeur de la surdité [6,8,57].

Par ailleurs, la corrélation entre les seuils ABR et ASSR à la fréquence de 0.5 kHz était la plus faible ($r=0.49$). Ceci est concordant avec de nombreuses études qui démontrent que la corrélation entre ces deux outils est faible à modérée aux basses fréquences [6,34,55,58].

IV. Limite

Notre population d'étude était de 24 patients (48 oreilles) et nous proposons à ce sujet d'élargir la taille de l'échantillon pour consolider et confirmer les résultats obtenus.

CONCLUSION

Dans notre étude, les résultats d'analyse des corrélations entre les seuils auditifs mesurés par les ABR et les ASSR montrent une forte corrélation entre ces deux outils aux hautes fréquences (2 kHz, 4 kHz et leur moyenne) et une corrélation faible à modérée aux basses fréquences (0.5 et 1 kHz). Ces résultats de corrélation sont concordants avec ceux de la littérature.

Néanmoins, notre étude est préliminaire et nécessite un échantillon plus large pour tirer des conclusions plus significatives.

Nous sommes convaincus que l'usage de l'ASSR dans le diagnostic auditif est un outil qu'il faut prendre en considération mais reste à corrélér avec les données d'ABR et d'audiométrie comportementale.

Enfin, la gestion de la surdité des enfants nécessite une approche de prise en charge impliquant des compétences multidisciplinaires.

RESUMES

Résumé

Le diagnostic de la surdité et sa caractérisation est la pierre angulaire d'une intervention optimale.

L'audiométrie tonale conventionnelle reste l'étalon-or pour quantifier et décrire la surdité chez les patients coopérants. Les techniques d'audiométrie comportementale peuvent être utilisées pour l'évaluation de l'audition chez les enfants. Cependant, obtenir une information auditive précise chez les jeunes enfants reste une tâche difficile. Ainsi, des méthodes alternatives deviennent nécessaires pour évaluer les patients trop jeunes ou qui présentent des déficiences cognitives entravant leur participation active. Le recours aux outils ABR et ASSR permet d'évaluer l'audition de cette population difficile à tester.

Ce travail de recherche consiste en une étude comparative rétrospective incluant des enfants ayant été évalués par les deux outils ABR et ASSR et ayant une surdité sévère à profonde. L'étude a été menée au service d'Oto-Rhino-Laryngologie du Centre Hospitalier universitaire Mohammed VI de Marrakech de janvier 2013 à novembre 2020.

Un échantillon de 24 patients (48 oreilles) ayant une surdité sévère à profonde a été étudié. Le coefficient de corrélation de Pearson (r) entre les seuils auditifs mesurés par les clic-ABR et les ASSR montre une faible corrélation entre ces deux outils à 0.5 kHz ($r=0.49$), une forte corrélation à 1 kHz ($r=0.89$) et une très forte corrélation à 2 kHz ($r=0.91$) et 4 kHz ($r=0.95$) ainsi qu'à la moyenne de ces deux dernières fréquences ($r=0.92$). Ces résultats sont en accord avec les résultats de plusieurs études de recherche.

Nous considérons que l'ASSR contribue de manière significative au diagnostic auditif mais nécessite toujours le recoupement avec l'ABR.

Abstract

The diagnosis of deafness and its characterization is the cornerstone of an optimal intervention.

Conventional tonal audiometry remains the gold standard for quantifying and describing deafness in cooperating patients. Behavioral audiometry techniques can be used for the assessment of hearing in children. However, obtaining accurate auditory information in young children remains a difficult task. Thus, alternative methods are becoming necessary to assess patients who are too young or who present cognitive impairments that hamper their active participation. The use of ABR and ASSR tools makes it possible to assess the hearing of this difficult to test population.

This research work consists of a retrospective comparative study including children having been evaluated by the two tools ABR and ASSR and having severe to profound deafness. The study was conducted in the Otorhinolaryngology department of the Mohammed VI University Hospital Center in Marrakech from January 2013 to November 2020.

A sample of 24 patients (48 ears) with severe to profound deafness was studied. The Pearson correlation coefficient (r) between the hearing thresholds measured by click-ABRs and ASSRs shows a weak correlation between these two tools at 0.5 kHz, a strong correlation at 1 kHz and a very strong correlation at 2 and 4 kHz as well as the average of these last two frequencies. These results are in agreement with the results of several research studies.

We consider that ASSR contributes significantly to auditory diagnosis but still requires cross-checking with ABR.

ملخص

يعتبر تشخيص الصمم وتوصيفه حجر الزاوية في التدخل الأمثل.

يظل قياس السمع النغمي التقليدي هو المعيار الذهبي لقياس ووصف الصمم في المرضى المتعاونين. يمكن استخدام تقنيات قياس السمع السلوكي لتقييم السمع عند الأطفال. ومع ذلك ، لا يزال الحصول على معلومات سمعية دقيقة عند الأطفال الصغار مهمة صعبة. وبالتالي ، أصبحت الأساليب البديلة ضرورية لتقييم المرضى الصغار جدًا أو الذين يعانون من إعاقات إدراكية تعيق مشاركتهم النشطة. يتيح استخدام أدوات ABR و ASSR تقييم سمع هؤلاء المرضى الذين يصعب اختبارهم.

يتكون هذا العمل البحثي من دراسة مقارنة بأثر رجعي بما في ذلك الأطفال الذين تم تقييمهم بواسطة الأداتين ABR و ASSR والذين يعانون من الصمم الشديد إلى العميق. أجريت الدراسة في قسم طب الأنف والأذن والحنجرة في مركز مستشفى جامعة محمد السادس في مراكش من يناير 2013 إلى نوفمبر 2020.

تمت دراسة عينة من 24 مريضاً (48 أذن) يعانون من الصمم الشديد إلى العميق. يُظهر معامل ارتباط بيرسون (r) بين عتبات السمع المقاسة بواسطة click-ABRs و ASSRs ارتباطاً ضعيفاً بين هاتين الأداتين عند 0.5 كيلو هرتز ($r = 0.49$) ، وارتباط قوي عند 1 كيلو هرتز ($r = 0.89$) وقوي جداً الارتباط عند 2 kHz ($r = 0.91$) و 4 kHz ($r = 0.95$) وكذلك عند متوسط هذين الترددتين الأخيرين ($r = 0.92$) تتوافق هذه النتائج مع نتائج العديد من الدراسات البحثية.

نحن نعتبر أن ASSR يساهم بشكل كبير في التشخيص السمعي ولكن لا يزال يتطلب التداخل مع ABR.

ANNEXES

ANNEXE 1 : EXPLORATION DE L'AUDITION

I. Audiométrie tonale conventionnelle

1. Principes

La pierre angulaire des tests audiolologiques est l'audiométrie tonale pure (Pure Tone Audiometry PTA) qui constitue un test audiolologique d'excellence. C'est un test subjectif utilisé pour mesurer la sensibilité auditive [59]. Cette mesure explore le système auditif de sa périphérie aux centres auditifs corticaux avec pour objectif d'établir les seuils d'audition. En cas d'anomalie, elle permet de déterminer le type, le degré et la configuration de la perte auditive [60]. (Figure 24)

La PTA s'effectue en conduction aérienne et en conduction osseuse. La PTA en conduction aérienne évalue la sensibilité auditive pour un signal sonore transmis par voie aérienne. Cela implique le passage du son à travers l'oreille externe, l'oreille moyenne puis l'oreille interne et la transmission par les voies nerveuses auditives jusqu'au cortex cérébral. Le test peut être effectué à l'aide d'un casque, d'écouteurs ou de champs sonores [60].

La PTA en conduction osseuse évalue la sensibilité auditive lorsque le signal est transmis via le crâne à la cochlée. Ce type de test contourne l'oreille externe et moyenne. Elle fait appel à un vibreur osseux placé sur la proéminence mastoïde ou sur le front. Il est nécessaire d'avoir recours au masquage au cours des tests en conduction osseuse pour surmonter les problèmes d'audition croisée [61]. Le croisement se produit lorsque le son présenté à l'oreille test traverse la tête jusqu'à l'oreille non testée. Le masquage est réalisé en présentant un bruit de masquage à l'oreille non testée à une intensité appropriée pour l'empêcher de détecter les signaux tests [61].

La gamme typique des fréquences testées s'étend de 0.125 à 8 kHz, qui est la gamme nécessaire pour comprendre la parole [59]. Les seuils auditifs sont mesurés pour des stimuli

Etude comparative entre les potentiels évoqués auditifs précoces et les potentiels évoqués auditifs stationnaires chez les enfants souffrants de surdité sévère à profonde

tonaux de fréquences de 0.125 à 8 kHz pour la conduction aérienne et de 0.25 à 4 kHz pour la conduction osseuse.

L'audiométrie doit être réalisée dans une cabine insonorisée et fait appel à un audiomètre. Ce dernier est un instrument électrique composé d'un générateur de sons purs, d'un oscillateur à conduction osseuse, d'un casque ou d'écouteurs pour les tests de conduction de l'air et d'un atténuateur pour varier l'intensité sonore.

L'étalonnage de l'équipement et des stimuli est nécessaire avant le test selon les normes de l'International Organization for Standardization (ISO). Une période de repos d'au moins 16 heures après la dernière exposition au bruit est conseillée afin d'éviter l'influence sur le résultat du test audiométrique [62].

Les principales limites de la PTA sont les difficultés de coopération des patients en raison de leur jeune âge ou d'autres conditions compromettant leur participation active au test [60].

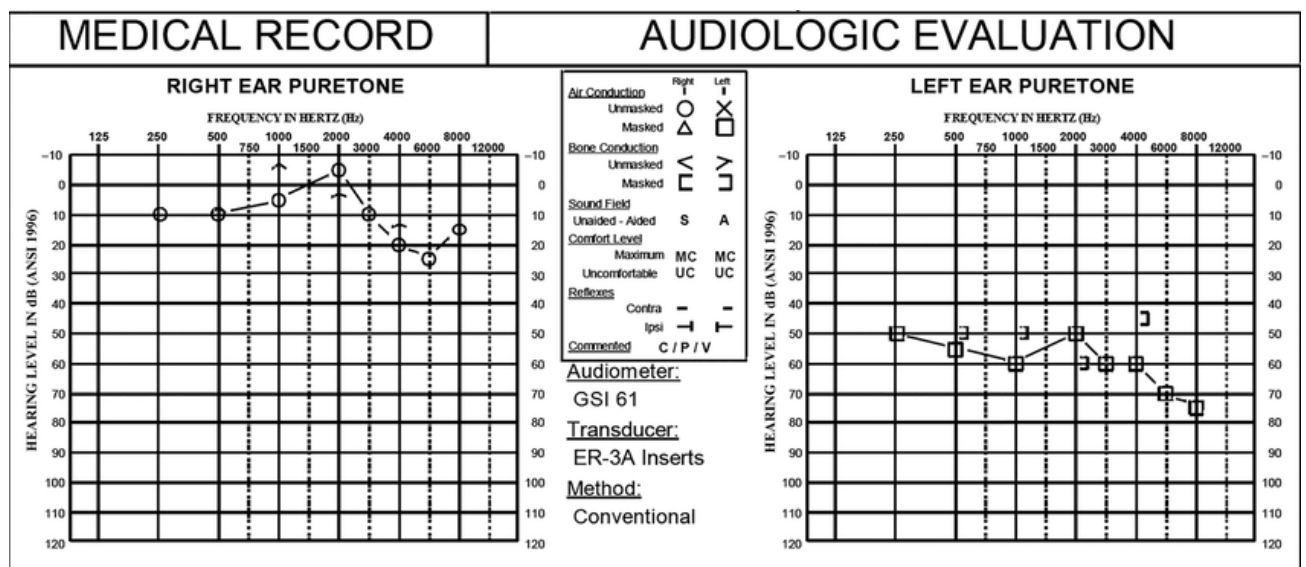


Figure 24. Audiogramme montrant une sensibilité auditive normale dans l'oreille droite et une perte auditive neurosensorielle dans l'oreille gauche [63].

2. Transducteurs

Plusieurs transducteurs peuvent être utilisés pour les tests PTA en conduction aérienne : les écouteurs à insert, le casque circumaural et le casque supra-aural. (Figure 25)

Le casque circumaural se couple au crâne autour du pavillon et l'espace aérien scellé sous les écouteurs contient la totalité du pavillon et la conque ainsi qu'un espace aérien supplémentaire à l'extérieur du pavillon. Il est généralement utilisé pour réduire le bruit ambiant [60].

L'écouteur supra-auriculaire se couple au pavillon de l'oreille et l'espace aérien scellé sous l'écouteur contient de l'air à l'intérieur du brassard supra-auriculaire et de l'air à l'intérieur de la coque. Les écouteurs supra-auriculaires sont plus courants mais n'offrent généralement aucune réduction du bruit ambiant et peuvent collaber le conduit auditif externe (CAE) [60].

Les écouteurs à insertion ont un tube à embout en mousse qui s'insère dans le conduit auditif et ne comprennent pas de volume d'air de couplage supplémentaire. Ils aident à limiter l'effondrement du conduit auditif et à réduire le bruit ambiant et l'audition croisée [64].

Lorsque des écouteurs non insérés sont utilisés, les sons supérieurs à 40 dB HL, à toutes les fréquences, présentés à une oreille peuvent traverser vers l'oreille opposée, probablement dû aux vibrations de l'écouteur contre le crâne agissant comme un transducteur osseux. Lorsque la sensibilité auditive est beaucoup plus faible dans l'oreille test que dans l'oreille non testée, le signal peut traverser et être perçu dans l'oreille avec une meilleure audition, donnant ainsi une fausse impression de sensibilité auditive dans l'oreille test. Les écouteurs à inserts permettent de réduire le crossover en réduisant la surface de contact [65].

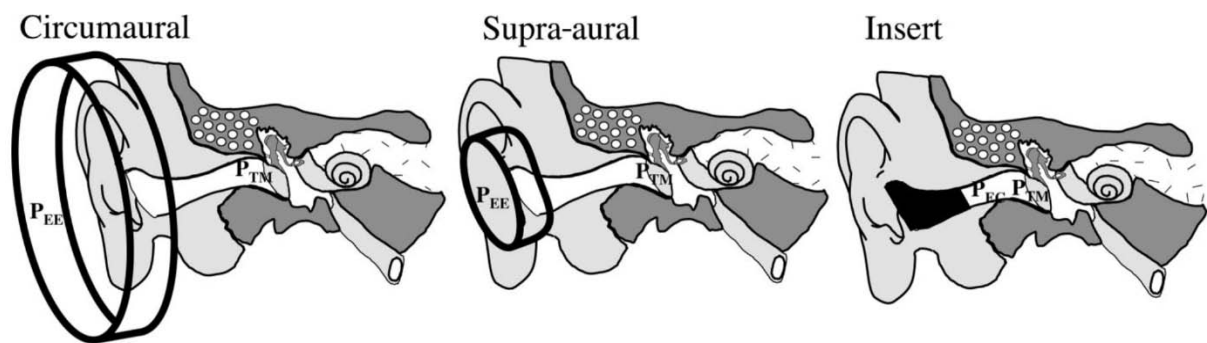


Figure 25. Représentation du couplage entre chaque type de transducteur et l'oreille [64].

3. Seuils auditifs

3.1. Définition

Le seuil auditif est défini comme la plus faible intensité à laquelle le signal sonore peut être identifié à 50% du temps. Les seuils sont généralement obtenus à des intervalles d'octave entre 0.125 et 8 kHz (0.125, 0.25, 0.5, 1, 2, 4 et 8 kHz). Des fréquences proches de la demi-octave sont également disponibles (0.75, 1.5, 3 et 6 kHz).

L'American Speech–Language–Hearing Association (ASHA) a recommandé une procédure pour les tests de recherche de seuil de tonalité pure : le test commence à 1 kHz, car cette fréquence est facilement entendue par la plupart des patients et a la plus grande fiabilité test–retest, puis l'enchaînement par la séquence de fréquences 2, 3, 4, 8, 1 (répétition), 0.5 et 0.25 kHz [66].

Les résultats obtenus sont représentés sur un tracé nommé audiogramme : c'est un graphique affichant l'intensité sonore en dB en ordonnée en fonction de la fréquence en Hz en abscisse avec deux courbes représentant les seuils auditifs en conduction aérienne et en conduction osseuse. En cas d'audition normale, les deux courbes sont placées sur le tracé de l'audiogramme dans la plage de valeurs qui ne dépasse pas 20 dB HL. (Figure 26)

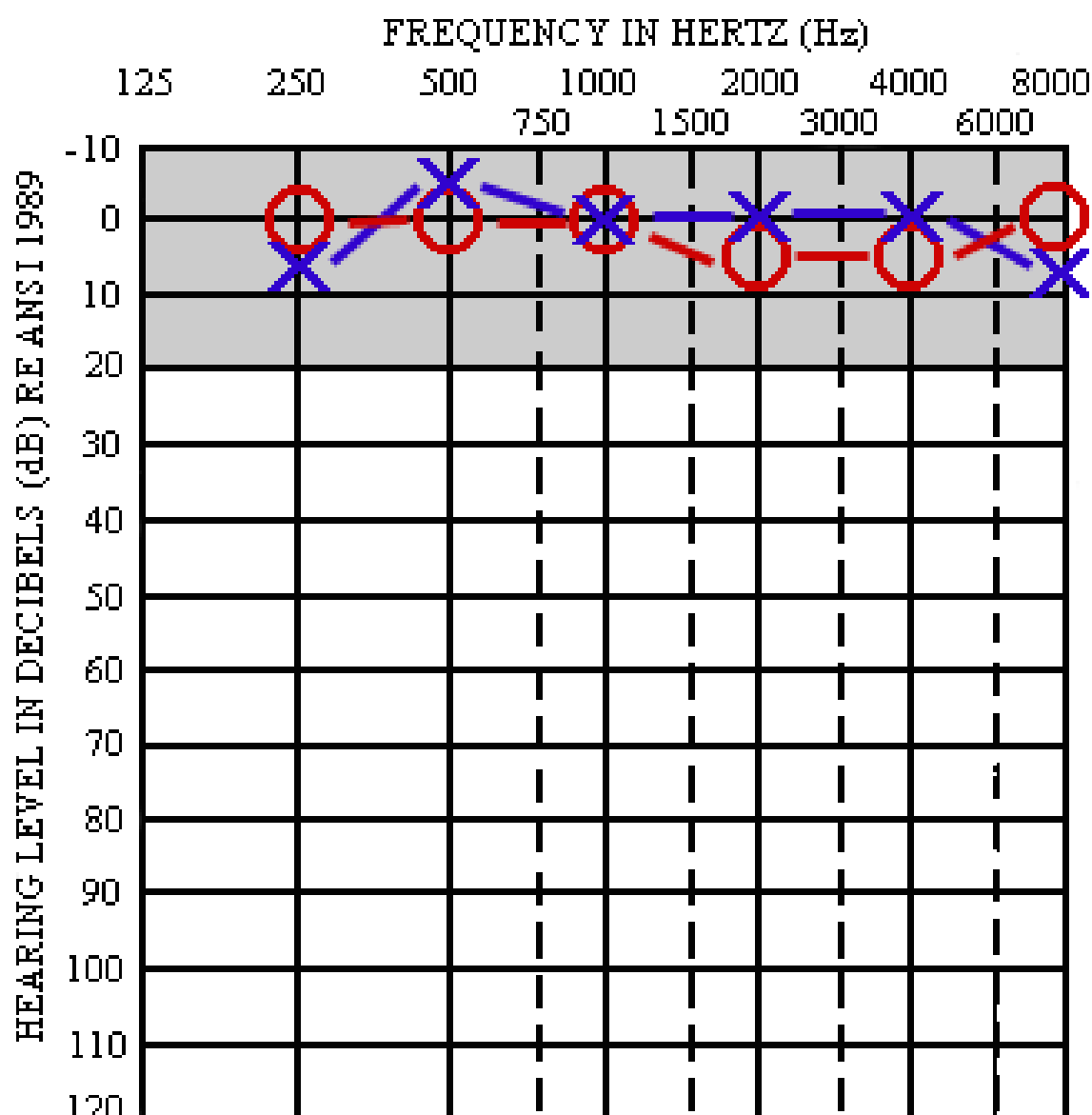


Figure 26. Audiogramme normal [67]

3.2. Types de surdité

a. Surdité de transmission

La surdité de transmission est secondaire à une anomalie de l'oreille externe et/ou de l'oreille moyenne. Elle peut être causée par l'occlusion du CAE par du cérumen ou une masse, par une infection de l'oreille externe et/ou l'oreille moyenne, une perforation de la membrane tympanique ou encore par des anomalies de la chaîne ossiculaire.

Ces anomalies réduisent l'intensité effective du signal conduit par l'air atteignant la cochlée, mais n'affecte pas le signal conduit par l'os vu que la voie de conduction osseuse court-circuite l'oreille externe et l'oreille moyenne. En conséquence, les seuils de conduction aérienne s'aggravent, de sorte que la courbe de conduction aérienne est abaissée tandis que les seuils de conduction osseuse restent inchangés. La différence entre la courbe de conduction aérienne et la courbe de conduction osseuse est appelée un espace air-os ou encore Rinne audiométrique.

(Figure 27)

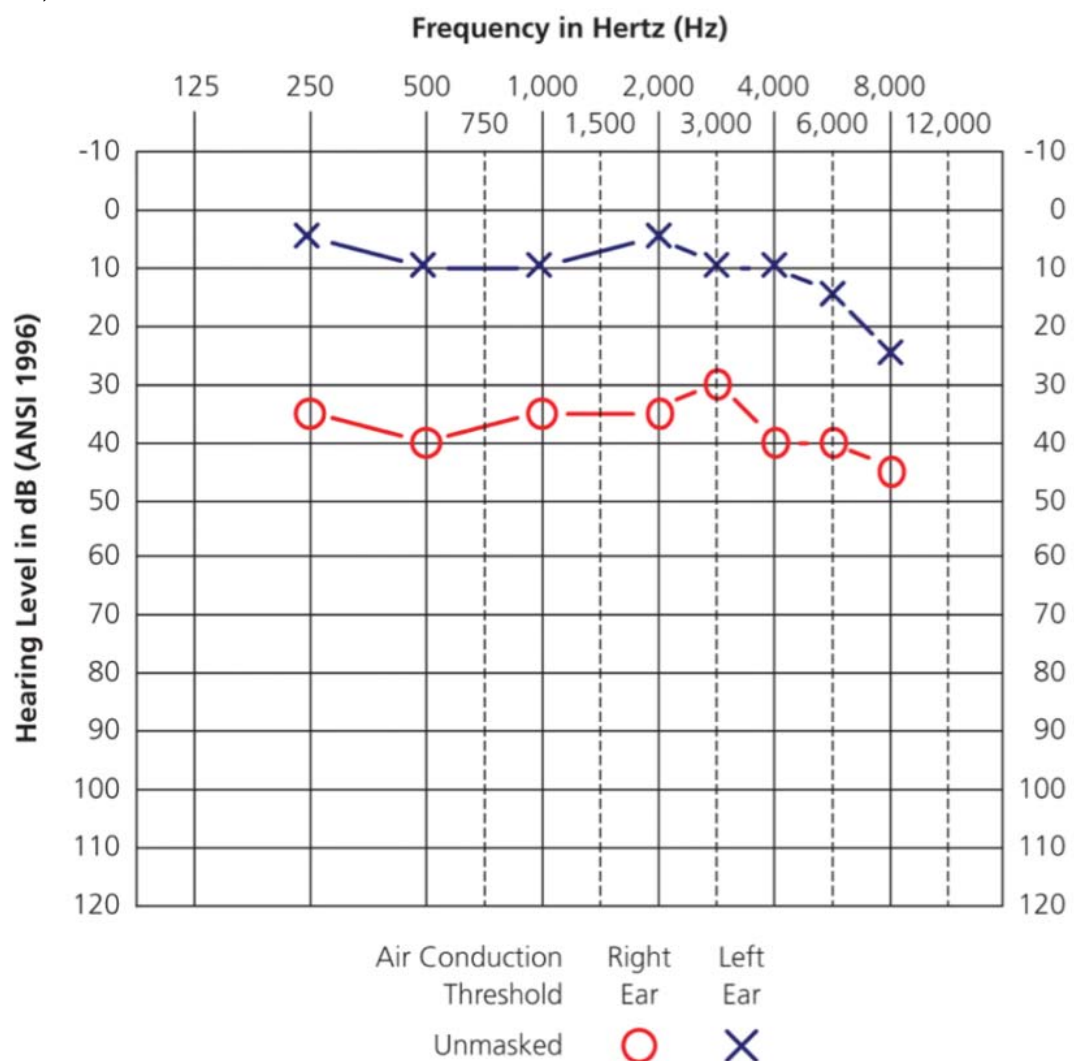


Figure 27. Surdité de transmission [66]

b. Surdité de perception

La surdité de perception est secondaire à des anomalies cochléaires, du nerf auditif et/ou des voies auditives centrales.

Cette condition peut être due à des lésions cochléaires (presbyacousie, maladie de Ménière) ou rétro cochléaires (schwannome vestibulaire, tumeur cérébrale).

Dans la surdité de perception, les courbes de conduction aérienne et de conduction osseuse s'abaissent et aucun espace air-os n'est présent. (Figure 28)

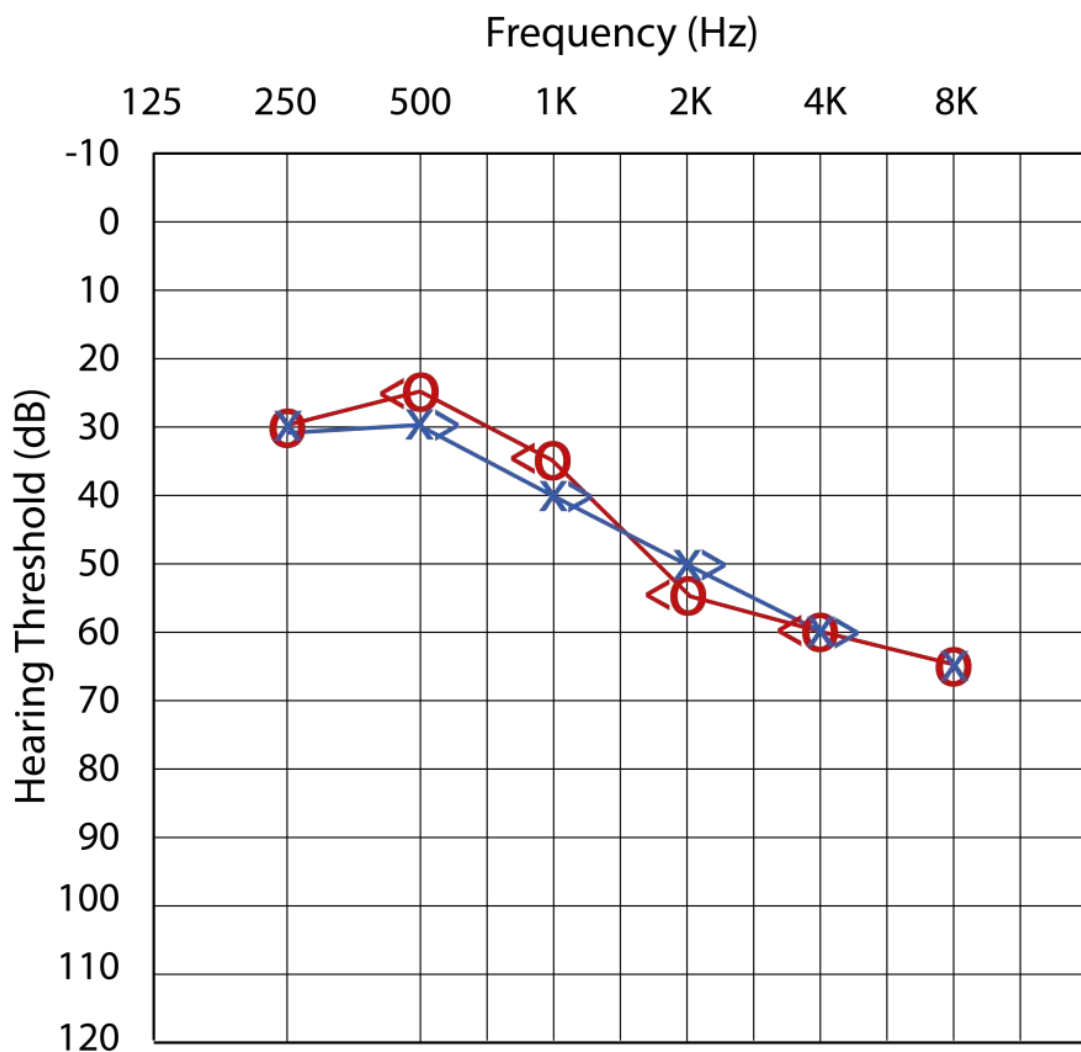


Figure 28. Surdité de perception [68]

c. *Surdité mixte*

La surdité est dite mixte lorsqu'elle cumule des composantes conductrices et neurosensorielles. Elle est caractérisée par des seuils de conduction aérienne et de conduction osseuse élevés avec un intervalle air-os de 15 dB ou plus. (Figure 29)

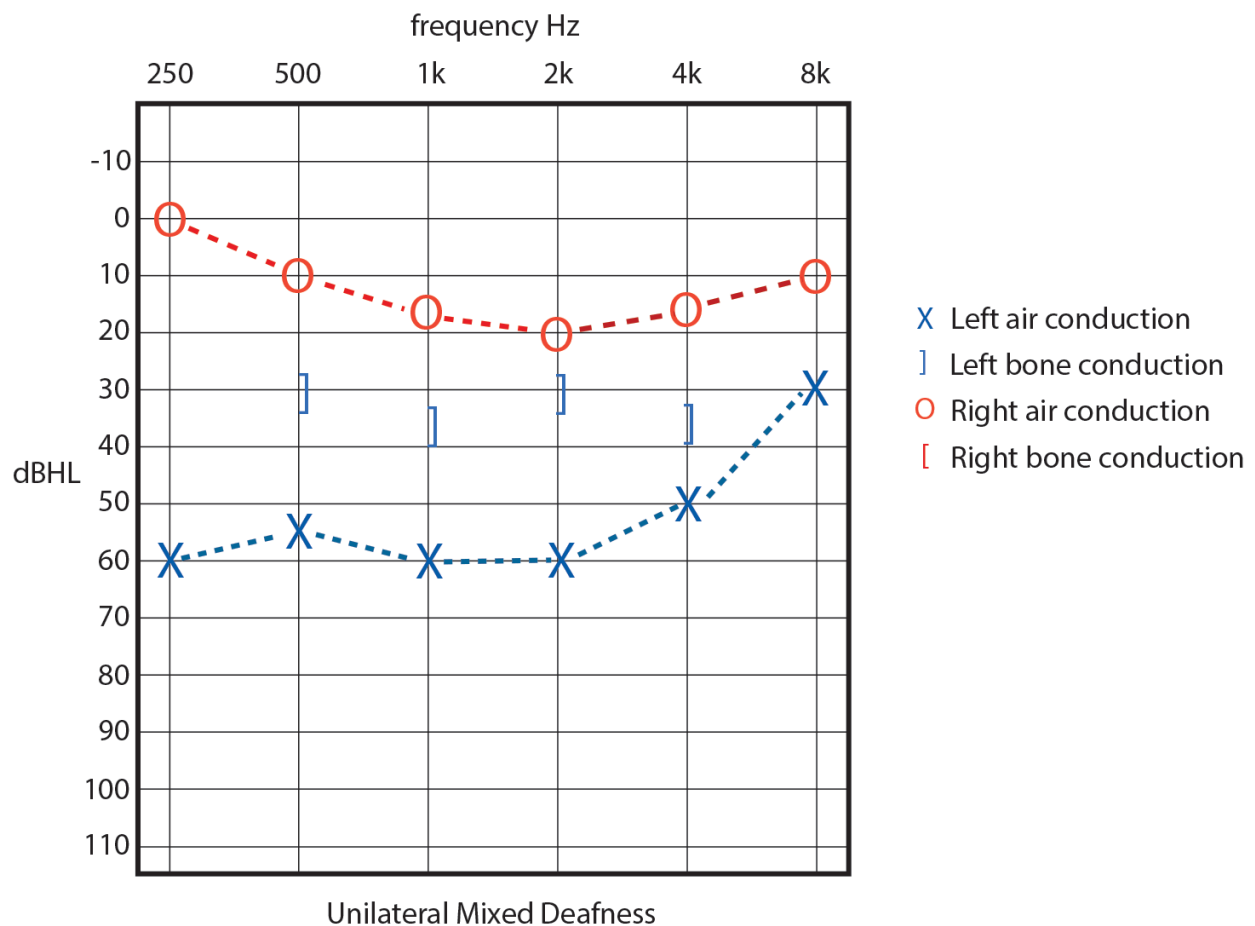


Figure 29. Surdité mixte [69]

3.3. Quantification de la surdité

La surdité peut être qualifiée de légère, modérée, sévère ou profonde.

Une surdité légère se définit par un seuil auditif entre 20 et 40 dB HL. Elle peut provoquer une inattention, des difficultés à supprimer le bruit de fond et une augmentation des efforts d'écoute. Les patients souffrants de surdité légère présentent des difficultés à entendre la parole douce et sont fatigués après une écoute prolongée. Une surdité modérée se définit par un seuil

auditif entre 40 et 70 dB HL. Elle peut affecter le développement du langage, la syntaxe et l'articulation, l'interaction avec les pairs et l'estime de soi. Les patients présentant ce degré de surdité ont du mal à entendre certains discours conversationnels. Une surdité sévère se définit par un seuil auditif entre 70 et 90 dB HL. Elle peut entraîner des problèmes d'élocution et une diminution de l'intelligibilité de la parole. Les patients présentant ce degré de surdité n'entendent pas la plupart des discours de niveau conversationnel. Une surdité profonde se définit par un seuil auditif supérieur à 90 dB HL. La parole et le langage se détériorent fortement à ce degré de surdité. (Figure 30)

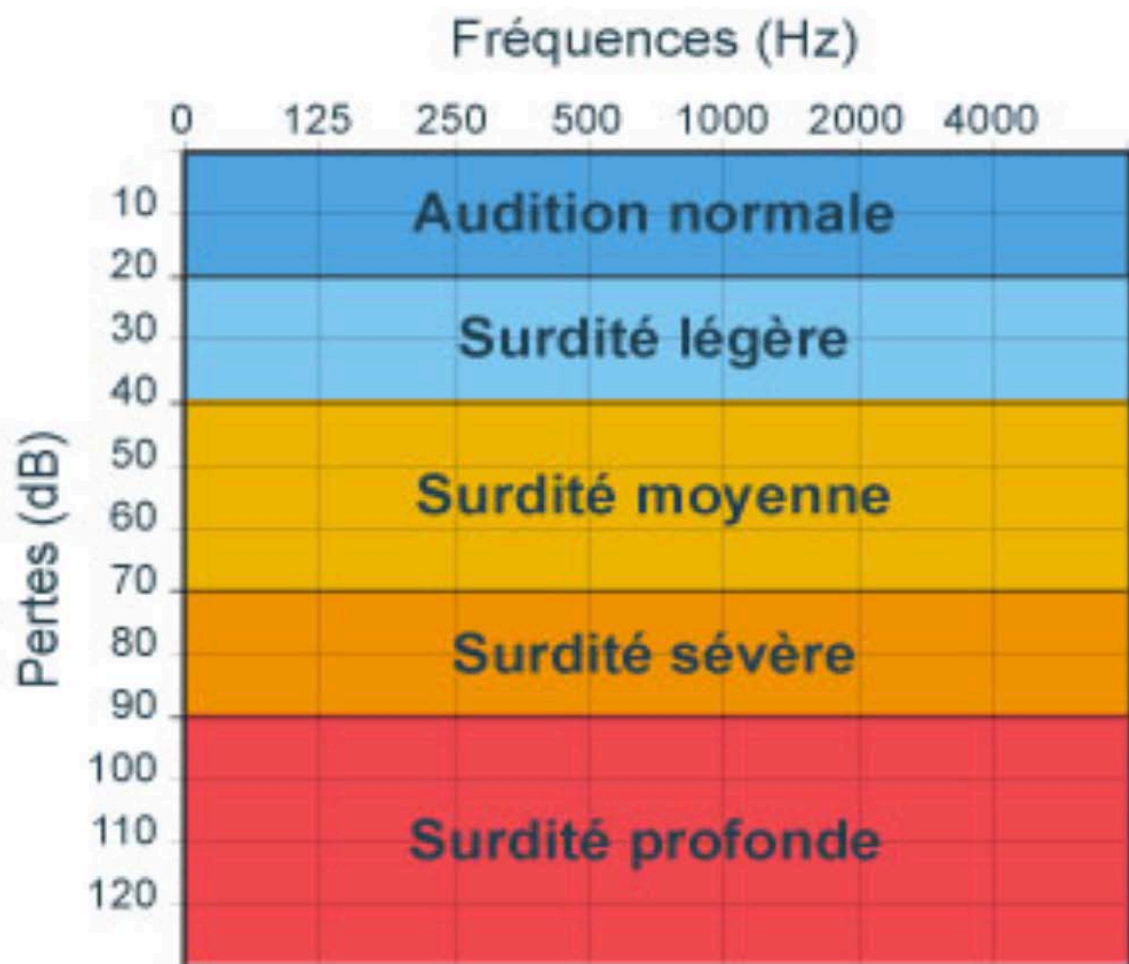


Figure 30. Quantification de la perte auditive [70]

II. Audiométrie subjective chez l'enfant

1. Introduction

L'exploration de l'audition est une tâche particulièrement délicate chez l'enfant. Ce dernier ne répond pas au son pour diverses raisons et pose le défi de différencier le comportement auditif anormal à la suite d'une perte auditive d'autres conditions, telles qu'un déficit neurologique, un retard mental ou encore des troubles émotionnels [71]. Une fois le diagnostic de surdité établi, il est nécessaire de caractériser aussi précisément que possible l'état auditif de l'enfant pour mettre en place un programme thérapeutique approprié.

Pour choisir la technique appropriée d'évaluation de l'audition chez l'enfant, il faut tenir compte de son âge, de son état de développement et de son état physique [72].

Les tests formels pour l'évaluation de l'audition utilisée chez l'adulte ne sont généralement pas adaptés à l'enfant [71]. La PTA reste accessible à un niveau de développement cognitif avancé où l'enfant est capable de comprendre et de se concentrer sur la tâche de réponse [73]. De 3 à 5 ans, la concentration est enregistrée comme 'passable' ou 'médiocre' et la PTA peut être difficile. L'audiométrie de jeu doit être tentée lorsque la PTA n'est pas possible dans ce groupe d'âge [74]. À l'âge de 5 ans, un enfant avec des capacités cognitives moyennes et un peu d'encouragement supplémentaire, peut être testé en utilisant des techniques de PTA conventionnelle [72].

D'autres techniques d'évaluation de l'audition ont été développées pour les enfants plus jeunes adaptées à leur niveau de développement. Ces procédures peuvent être différenciées en audiométrie observationnelle (audiométrie comportementale) et en audiométrie par conditionnement dans lesquelles les enfants sont explicitement instruits sur la façon de réagir aux signaux. Ces tests diffèrent considérablement en termes d'application, de construction et de critères de qualité [75]. L'approche d'évaluation de l'audition par une batterie de test fait partie

des meilleures pratiques limitant le risque d'erreur suivant le principe de vérification croisée [72].

Le personnel engagé dans la réalisation des tests comportementaux devrait avoir reçu une formation spécifique pour effectuer ce type de tests avec des compétences en matière d'utilisation de l'équipement déployé et de l'interprétation correcte des résultats [76].

2. Principes

L'objectif principal des procédures audiométriques subjectives chez l'enfant est de déterminer les seuils d'audition.

Le choix du test auditif est basé sur l'âge de l'enfant et son niveau de développement qui conditionnent les performances d'audition, de perception et de comportement pendant la mesure [77]. La maturation croissante de la voie auditive fait que les enfants réagissent à des bruits de plus en plus faibles et développent également des comportements auditifs de plus en plus complexes avec la possibilité de réagir d'une manière précédemment expliquée à un signal acoustique cible [77].

Bien que l'âge chronologique seul ne puisse être le seul critère de sélection des techniques de test auditif, il peut servir de guide pour le diagnostic. Si un enfant testé ne répond pas à un stimulus auditif de la manière appropriée pour un enfant considéré normal du même âge chronologique, la possibilité d'une perte auditive doit être envisagée [71].

Les tests audiométriques peuvent être effectués à l'aide d'écouteurs ou de casque pour des tests spécifiques à l'oreille. Toutefois, certains enfants peuvent ne pas les accepter et des tests en champ sonore devront être considérés. Dans ce cas, les résultats reflètent uniquement la meilleure oreille [72].

3. Audiométrie d'observation comportementale

3.1. Principe

L'audiométrie d'observation comportementale (Behavioural Observational Audiometry BOA) est un test subjectif de l'audition n'utilisant aucun renforcement (conditionnement) de sorte que les enfants ne sont pas spécifiquement chargés de réagir d'une certaine manière au signal sonore [78].

La BOA évalue la réponse réflexive de l'enfant aux stimuli auditifs : le comportement de l'enfant est observé à la recherche de changements comportementaux aux signaux auditifs qui sont verrouillés dans le temps et sont interprétés comme corrélés ou non aux stimuli [77]. Les réponses réflexives incluent le sursaut, le clignement des yeux, des réponses attentives telles que l'arrêt du mouvement et l'élargissement des yeux, le sourire, pointer et la cessation/initiation de pleurs ou babillage [78]. Ces réponses se caractérisent par leur corrélation aux stimuli : elles surviennent dans les quelques secondes qui suivent leur présentation, et leur cohérence sur plusieurs présentations [71].

Dans la procédure BOA, le son n'est pas un signal très motivant pour une réponse continue et l'enfant peut s'y habituer rapidement après des présentations répétées [71].

3.2. Réponses comportementales

Pour évaluer les réponses comportementales, il est nécessaire de différencier le comportement auditif normal du comportement anormal chez l'enfant à différents niveaux de développement.

À la naissance et pendant environ deux mois, le nouveau-né est réveillé du sommeil par des signaux sonores de 90 dB SPL dans un environnement bruyant et 50 à 70 dB SPL au calme. La réponse auditive est une réaction généralement réflexive, les plus courantes sont le réflexe de Moro (sursaut généralisé) et le réflexe auro-palpébral (fermeture rapide des paupières) [71]. Les

autres réponses notées sont les pleurs, la cessation d'activité, légère secousse du corps, inhibition de la respiration et changement de la fréquence de succion [77].

Entre le troisième et le quatrième mois, l'enfant commencera à devenir immobilisé et attentif aux sons et commencera à orienter et à localiser. Il commence à faire un tour de tête rudimentaire vers un signal sonore de 50 à 60 dB SPL. Les réflexes de surprise diminuent et l'attention remplace les pleurs [71]. Cependant, la localisation n'est possible que si les seuils d'audition des deux oreilles ne diffèrent pas de plus de 20 dB l'une de l'autre. Si la différence est supérieure à 20 dB, les réactions de l'enfant ne fournissent que des informations auditives de la meilleure oreille [77].

Entre le cinquième et le neuvième mois, l'enfant affine la réponse d'orientation et de localisation. De plus, il devient sensible aux sons de la parole et plus attentif aux sons de faible intensité. L'enfant tourne sa tête directement vers le côté d'un signal de 40 à 50 dB SPL [77].

Après le neuvième mois, l'enfant localise la source sonore d'un tour de tête complet accompagné de mouvements des yeux. Le nourrisson localise directement une source sonore de 30 à 40 dB SPL [71].

Dès l'âge d'un an, le nourrisson répondra à des commandes simples accompagnées d'un geste et généralement arrête son activité lorsqu'on lui parle. Le nourrisson localise directement une source sonore de 25-35 dB SPL sur les côtés et en dessous. Dès 21 mois, le nourrisson localise directement les signaux sonores de 25 dB dans tous les angles [71].

4. Audiométrie par conditionnement

4.1. Principe

L'audiométrie par conditionnement correspond aux méthodes audiométriques subjectives dans lesquelles les enfants sont explicitement instruits sur la façon de répondre aux signaux sonores. La caractéristique de l'audiométrie par conditionnement ou pédagogique est qu'elle n'est plus un comportement plus ou moins réflexif inconscient de l'enfant qui est observé

en réponse à un signal test, mais l'enfant est instruit, de manière définie, à réagir au signal sonore de manière précédemment expliquée : pointer une source sonore, effectuer une action de jeu lors de l'écoute d'un son, montrer une image sur un tableau ou répéter un mot de test [77]. Le paradigme est celui du stimulus-réponse-renforcement : un stimulus est présenté et l'enfant apprend qu'une réponse entraînera un renforcement, par exemple un jouet animé enfermé dans du plexiglas fumé. La réponse doit être verrouillée dans le temps à quelques secondes de la présentation du stimulus pour qu'elle soit considérée comme une véritable réponse [72].

Pour ce type d'audiométrie, les enfants doivent avoir des compétences cognitives suffisantes pour comprendre les instructions du test, être motivés pour passer le test et avoir la persévérance et la concentration nécessaires pour pouvoir le faire [77].

Les deux méthodes d'audiométrie par conditionnement les plus fréquemment utilisées sont l'audiométrie par renforcement visuel (Visual Reinforcement Audiometry VRA) et l'audiométrie conditionnelle par le jeu (Conditioned Play Audiometry CPA).

4.2. Audiométrie par renforcement visuel

La VRA est une procédure couramment utilisée pour évaluer l'audition chez les nourrissons et les jeunes enfants [79]. La VRA peut être menée avec fiabilité à partir d'un âge de développement de 6 à 24 mois, du moment que le nourrisson est capable de s'asseoir sans soutien, ou avec un soutien minimal, et capable de tourner la tête d'un côté à l'autre [80,81].

La VRA est une procédure de conditionnement opérant dans laquelle le nourrisson ou l'enfant est récompensé par un stimulus visuel pour un tour de tête correctement synchronisé en réponse au son, selon le réflexe d'orientation conditionné. Il faut savoir que les signaux visuels attirent souvent mieux l'attention des enfants que les signaux sonores : la complexité, la nature dynamique et la luminosité des renforts visuels les rendent plus attrayants pour l'enfant [80].

Les renforts visuels (animations vidéo, jouets éclairés) sont placés à 90 degrés de chaque côté du patient dans une armoire masquée par un écran en plexiglas fumé de sorte que les

jouets ne soient pas visuellement attrayants sans éclairage. Un interrupteur dans la salle d'observation devrait contrôler l'animation et l'éclairage lumineux des jouets [76].

L'enfant s'assoit droit sur les genoux d'un parent ou d'un soignant dans une pièce insonorisée et l'audiologiste émet un son à l'une des oreilles de l'enfant. Dans une situation idéale, deux audiologistes sont utilisés: L'un pour initier le stimulus et le second pour observer la réponse de l'enfant [80]. Durant la période de conditionnement, l'audiologiste allume les boîtes en conjonction avec le son. Cela forme l'enfant à réagir en tournant la tête vers la source sonore [82]. Lorsqu'une réponse de tour de tête est déclenchée de manière fiable au stimulus combiné, le conditionnement est vérifié en présentant le signal sonore seul et en présentant le stimulus visuel comme récompense après la réponse de tour de tête. Une fois que l'enfant répond au son seul, le test peut commencer [76]. La séquence de test consiste à présenter pendant 2 à 3 secondes un son. Si le testeur juge que l'enfant s'est tourné en réponse au son, un renforcement visuel sera présenté pendant 1 à 2 secondes. La réponse souhaitée est une rotation claire de la tête pour voir le renfort. Les regards ou les petits mouvements des yeux doivent être interprétés avec plus de prudence [76]. L'audiologiste réduit progressivement l'intensité du son jusqu'à ce que le seuil auditif minimum de l'enfant soit atteint.

L'objectif est d'obtenir des informations spécifiques à l'oreille et à la fréquence avant que l'enfant ne se désintéresse. Les tests continuent jusqu'à ce que l'audiologiste dispose de données suffisantes sur l'audition de l'enfant [71]. Les seuils obtenus par la VRA se sont avérées être étroitement corrélés avec les seuils de tonalité pure obtenus avec la technique standard chez les enfants plus âgés et les adultes [78]. Les résultats des tests de VRA peuvent aussi être utilisés pour la gestion des aides auditives, faire des comparaisons entre les aides, leurs réglages et pour surveiller les changements des niveaux d'audition [81].

Un inconvénient de la VRA est que les nourrissons et les jeunes enfants s'habituent rapidement et se lassent. Ceci est plus important chez les enfants de plus de 2 ans que chez les nourrissons de moins de 1 an. Pour le maintien du comportement de réponse, la force du

renforçateur est un facteur critique car l'augmentation du nombre et de la nouveauté des renforts s'est révélée ressusciter l'intérêt des enfants. Une autre stratégie pour augmenter le nombre de réponses au cours d'une session est de fournir une pause. La pause a été démontrée d'entraîner une reprise significative du comportement de réponse chez les nourrissons de 1 an [80].

4.3. Audiométrie conditionnelle par le jeu

La CPA est le prochain niveau de test comportemental et peut souvent être utilisée pour des enfants de 2 à 4 ans [78]. Le principal objectif de la CPA est d'obtenir des seuils spécifiques à l'oreille et à la fréquence.

La CPA est basée sur le principe du conditionnement instrumental. L'enfant apprend à associer un son dépourvu de sens à une expérience qui a du sens comme laisser tomber un jouet dans un bac, placer un anneau sur une cheville ou insérer un bloc dans un trou [71]. La CPA comprend deux temps : le conditionnement et le test. Dans la phase de conditionnement opérant, l'enfant apprend à écouter un signal vocal puis à effectuer une activité en réponse [83]. Une fois que l'enfant a compris le lien entre entendre le signal sonore et être autorisé à jouer, la phase de test peut commencer. Au fur et à mesure du test, les stimuli sonores deviennent de plus en plus faibles jusqu'à déterminer les seuils auditifs [77].

La CPA a lieu dans une salle insonorisée. Elle peut être utilisée dans le champ libre et chez les enfants plus coopérants avec des écouteurs [77].

Le succès de la CPA dépend de certaines caractéristiques de l'examineur : Il doit être capable de comprendre et de gérer l'enfant et de sélectionner et d'ajuster la technique pour répondre aux besoins et intérêts de l'enfant. Il est important de choisir une tâche que l'enfant puisse effectuer facilement et de savoir la changer pour éviter l'ennui [83]. Une étude de 2013 a mis en exergue qu'une audiomètre sur tablette électronique pourrait être un outil d'avenir pour réaliser les tests CPA chez l'enfant [77].

5. Paramètres techniques

5.1. Environnement de test

La pièce où s'effectue les tests auditifs doit être insonorisée, de taille adaptée et doit offrir un confort adéquat car des enfants mal à l'aise sont moins susceptibles de bien répondre aux tests [76]. La pièce doit offrir une distraction minimale à l'enfant. Les lumières devraient pouvoir être atténuées afin de permettre l'amélioration de la visualisation des renforts visuels éclairés; ceci est particulièrement utile pour les enfants qui ont une déficience visuelle [76]. Le contrôle des stimuli et de la récompense doit être opéré à partir d'une deuxième salle (d'observation) par le second testeur. Une telle disposition réduit le potentiel de distraction et permet une observation frontale optimale des réponses comportementales de l'enfant [77].

Les renforts doivent être positionnés aussi près que possible de 90° afin d'obtenir le virage de tête le plus clair. Les renforts doivent être placés à peu près au niveau de la tête de l'enfant à une distance de 1 à 2 m. Une proximité étroite entre le haut-parleur et le renfort est préférable afin de faciliter le conditionnement lors de l'utilisation de stimuli de champ sonore mais il faut veiller à ne pas interférer avec le champ sonore calibré du haut-parleur [76]. Des précautions doivent être prises lors du positionnement du parent et de l'enfant pour ne pas compromettre l'étalonnage du champ sonore [76]. (Figure 31)

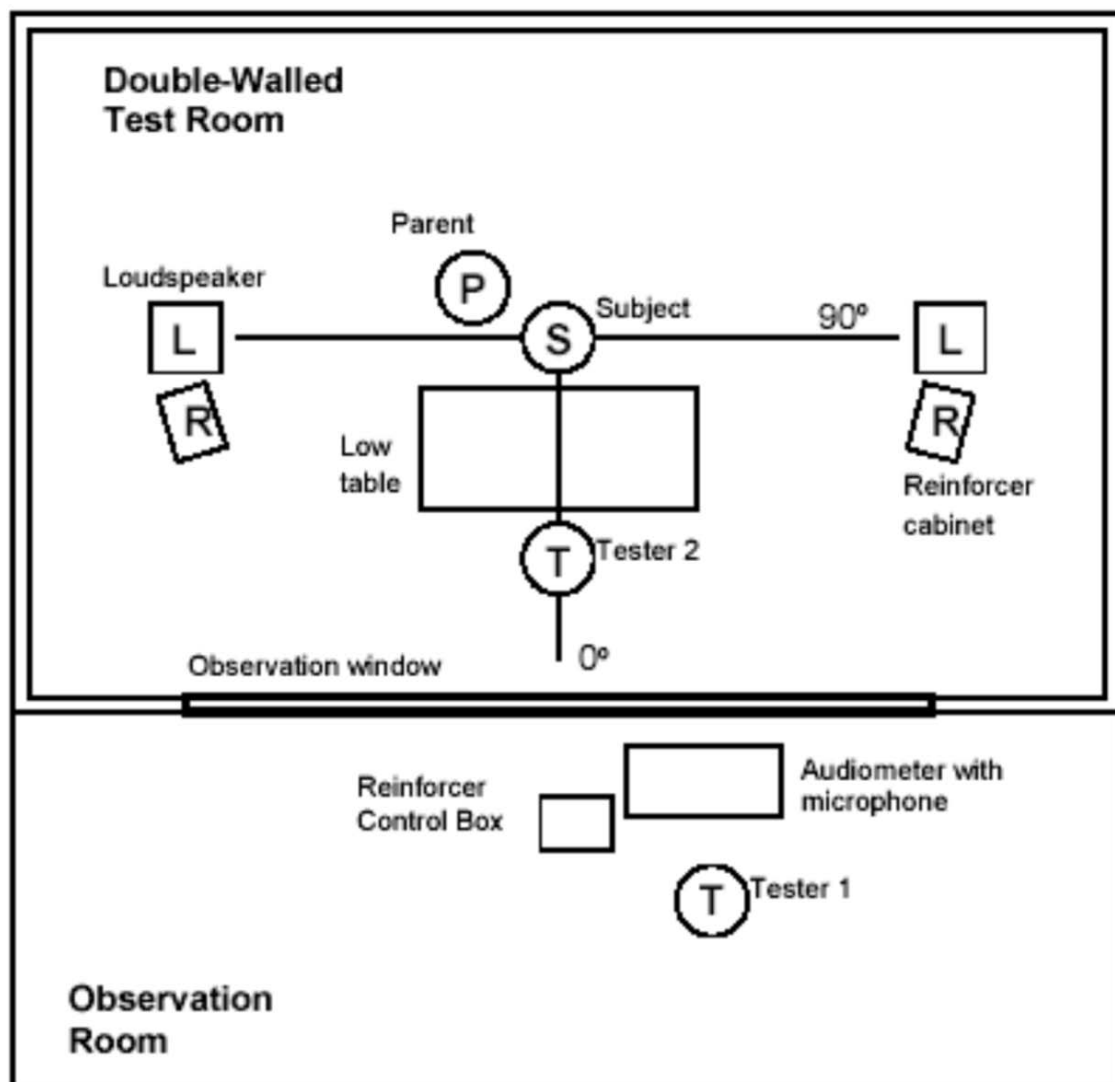


Figure 31. Disposition recommandée de la salle d'audiométrie par conditionnement [76]

5.2. Transducteurs

Il y a des avantages et des inconvénients liés à chaque méthode d'administration de stimulus. Une gamme complète de transducteurs devrait être disponible pour utilisation : un casque supra-auriculaire, des écouteurs à inserts, des haut-parleurs pour la présentation du champ sonore et un vibreur osseux pour les tests de conduction osseuse [72].

Lorsque des informations spécifiques à l'oreille sont recherchées, des écouteurs à inserts ou un casque supra-auriculaire doivent être utilisés. Les écouteurs à insert présentent l'avantage

d'éliminer le risque de rétrécissement du conduit auditif et de minimiser le besoin en masquage. De plus, le poids plus léger des écouteurs à inserts peut conduire à plus de tours de tête et donc à plus d'estimations de seuil au cours d'une session de test par rapport au casque supra-aural plus lourd [84]. Dans les cas où l'enfant rejette ces transducteurs, Il peut être nécessaire d'avoir recours aux haut-parleurs pour des tests en champ libre [76]. L'audiologiste doit décider en début de session du risque de rejet des écouteurs et possiblement de commencer les tests dans le champ sonore pour obtenir d'abord une estimation de l'audition pour la meilleure oreille avant de tenter de placer les écouteurs [84].

Les stimuli présentés par des écouteurs, casque ou vibreur osseux doivent être étalonnés conformément aux normes internationales, de préférence en dB HL afin de présenter une documentation unifiée de l'audiogramme. Outre l'exigence d'un étalonnage complet initial et annuel, l'étalonnage doit être effectué lorsque des modifications majeures sont apportées, par exemple à la disposition de la pièce, ou lorsque des changements de niveaux de bruit externes se produisent [76].

III. Méthodes électroacoustiques et électrophysiologiques

1. Introduction

Les examens audiométriques électroacoustiques et électrophysiologiques se sont développés depuis les années 1960 comme outils audiométriques objectifs qui ne nécessitent pas la participation active des sujets testés dans la détermination de leur seuil auditif [85,86]. Ils ont pour principes l'enregistrement et l'analyse des réponses physiologiques du système auditif.

Les test objectifs s'avèrent particulièrement utiles lorsque l'audiométrie subjective est non réalisables dans les cas de patients trop jeunes pour fournir une réponse fiable ou encore les patients souffrants de troubles mentaux ou toutes autres conditions compromettant leur participation active aux tests [87]. Le besoin en ces procédures est devenu plus prononcé avec l'avènement du dépistage auditif du nouveau-né [88].

Les méthodes audiométriques électroacoustiques et électrophysiologiques peuvent être utilisées à des fins de dépistage de surdité, de recherche d'une atteinte rétrocochléaire, de détermination des seuils auditifs ou encore pour préciser le site lésionnel le long des voies auditives [86]. Ces tests comprennent l'impédancemétrie, OAE et PEA.

2. Impédancemétrie

2.1. Introduction

L'impédancemétrie, est un test électroacoustique objectif qui permet d'évaluer le volume physique du CAE et la compliance de l'oreille moyenne. Cette mesure fournit des informations concernant l'intégrité du système de sonorisation de l'oreille moyenne et sa capacité à transférer l'énergie mécanique de l'onde sonore à la cochlée [72].

Elle comprend la tympanométrie et la mesure du seuil du réflexe acoustique stapédien. Ces mesures permettent de déterminer la pression existante dans l'oreille moyenne, la mobilité de la membrane tympanique, la fonction de la trompe d'Eustache, la continuité et mobilité de la chaîne ossiculaire et les seuils du réflexe acoustique. Chaque procédure renseigne sur le fonctionnement du système auditif et en combinaison elles ont une capacité diagnostique [71].

2.2. Tympanométrie

La tympanométrie est la mesure dynamique de l'impédance acoustique de l'oreille moyenne en fonction de la pression du CAE. Elle est très utile pour évaluer les épanchements de l'oreille moyenne [72].

Durant la tympanométrie, une sonde est placée dans le CAE de manière étanche. Elle délivre un son en faisant varier la pression de l'air dans le CAE. La sonde mesure par la suite l'énergie acoustique réfléchi (impédance) présente dans le CAE. La déduction de l'énergie acoustique traversant l'oreille moyenne (admission) est possible. La mobilité de la membrane tympanique et la pression de l'oreille moyenne peuvent être ainsi mesurées [72].

Un système de classification est utilisé pour décrire la forme de la courbe qui reflète l'état de l'oreille moyenne et sa pathologie concomitante. Il existe trois modèles mesurables de la compliance de l'oreille moyenne: normal (à pic ou type A), plat (type B) et rétractable (pression négative ou type C) [89]. (Figure 32)

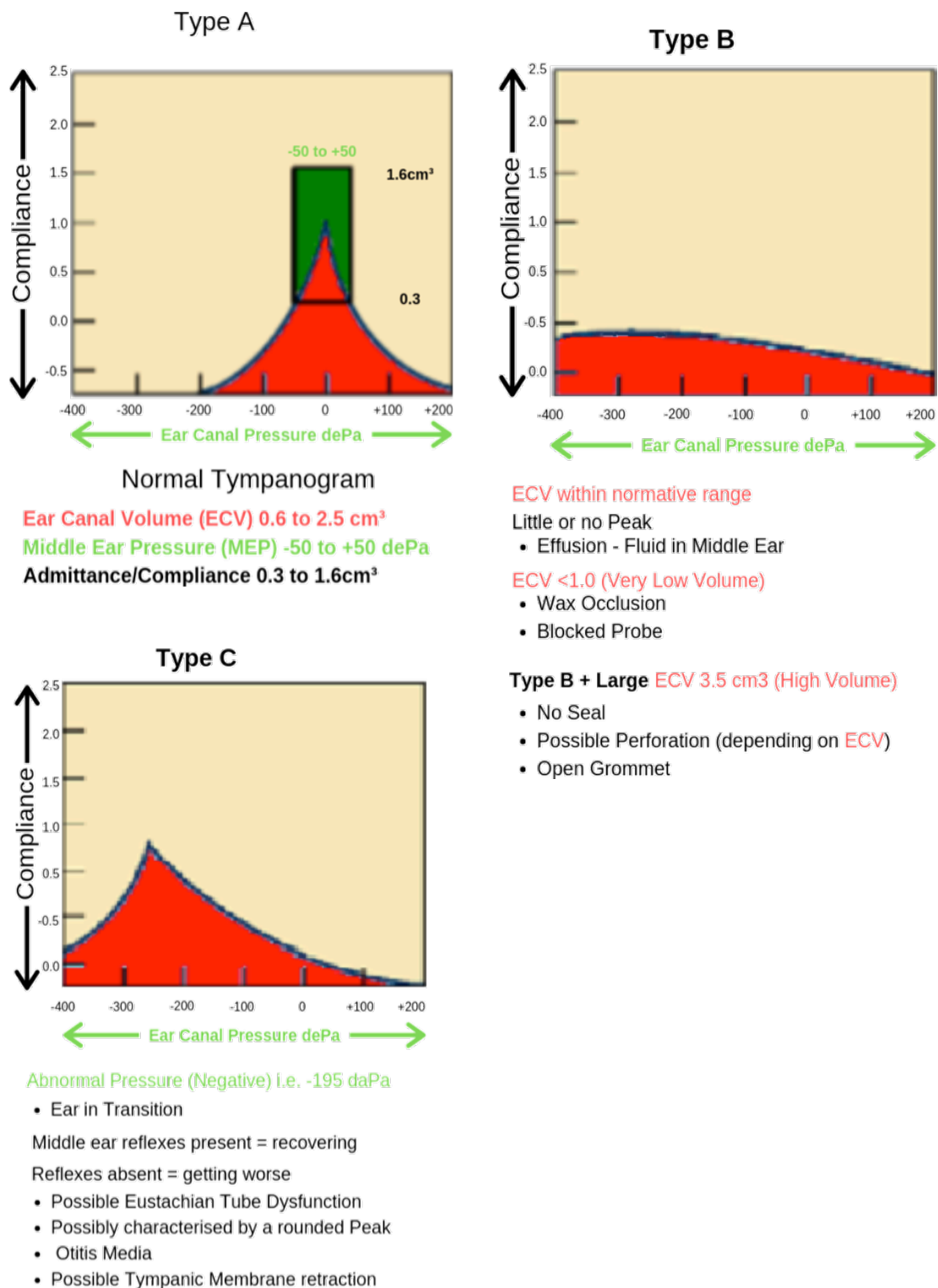


Figure 32. Tympanogramme par type et pathologie associée, basés sur la fréquence de sonde adulte 226 Hz [90]

2.3. Réflexe acoustique

Le seuil du réflexe acoustique est une mesure de l'intensité sonore supra-seuil nécessaire pour provoquer un changement d'impédance de l'oreille moyenne (résistance accrue) en raison de la contraction du muscle stapédien. L'amplitude, la latence et la décroissance sont quantifiées pour refléter diverses pathologies [72].

Une oreille à audition normale nécessite un son d'environ 80 dB au-dessus du seuil d'audition pour déclencher le réflexe acoustique. Le seuil peut être élevé ou absent pour les patients présentant une perte conductrice ou une perte neurosensorielle par atteinte cochléaire ou rétro cochléaire[72]. Lorsque le réflexe acoustique est absent avec un tympanogramme normal, la perte auditive sensorielle cochléaire est une considération primordiale et des tests supplémentaires sont nécessaires [89].

3. Otoémissions acoustiques

3.1. Principes

Les OAE, décrites par Kemp à la fin des années 1970, offrent une technique clinique pour mesurer l'intégrité et la sensibilité de la cochlée [87].

Les OAE sont des sous-produits acoustiques de l'activité physiologique de la cochlée. Elles se basent sur les propriétés contractiles des CCE [91]. Suite à une stimulation sonore, il va y avoir émission d'un son en provenance des CCE qui va s'échapper de l'organe de Corti dans toutes les directions, notamment par voie rétrograde jusqu'à la membrane tympanique. Les OAE sont alors enregistrables par une sonde miniaturisée placée dans le CAE. Les OAE peuvent être différenciées du bruit car elles sont reproductibles et enregistrées avec un délai de 20 ms par rapport à l'émission du stimulus auditif [86].

Les OAE indiquent l'état de santé de la cochlée : les OAE disparaissent après endommagement de l'oreille interne, mais persistent après la section du CN VIII. Les OAE renseignent également sur l'intégrité fonctionnelle de l'oreille moyenne et l'oreille externe dans leur capacité à transmettre les OAE [92].

Les tests OAE sont souvent utilisés comme outil de dépistage pour déterminer la présence ou l'absence de fonction cochléaire [93]. Les seuils d'OAE sont présentes chez les personnes ayant une audition meilleure que 25 à 30 dB ce qui correspond à une audition normale ou presque normale [87]. Il est important d'obtenir des mesures tympanométriques en conjonction avec les OAE pour exclure la présence d'une perte auditive conductrice ayant interférer avec la transmission des OAE [72]. Les OAE peuvent également être utiles pour démontrer l'AN. La présence d'OAE en l'absence de réponses aux ABR est associée à un diagnostic de AN [89]. (Figure 33)

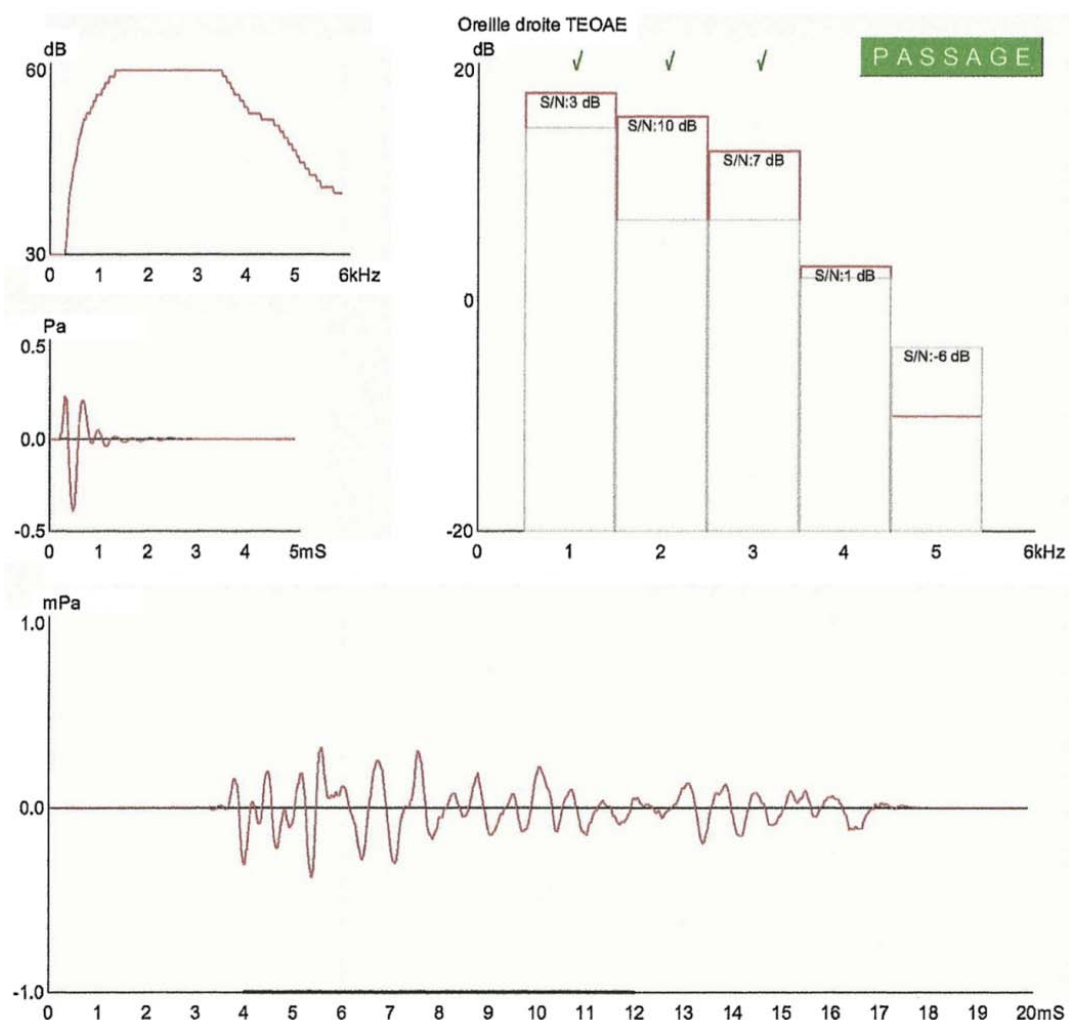


Figure 33. Otoémissions acoustiques normales [86]

3.2. Types d'otoémissions acoustiques

Différents stimuli peuvent être utilisés pour évoquer les OAE.

Il peut s'agir de clics comportant un ensemble de tons de fréquences différentes et de durée brève. On enregistre alors comme réponse les TEOAE. Les TEOAE sont capturées dans les 20 premières ms après la présentation du stimulus. Elles sont réputées présentes si l'amplitude de la réponse est supérieure de 4 dB au bruit de fond. Les TEOAE représentent les émissions de la source de réflexion qui surviennent à travers un processus équivalent à la réflexion linéaire [94]. Elles sont efficaces pour échantillonner la fonction cochléaire dans la région des moyennes fréquences [94].

En clinique, les TEOAE sont couramment utilisés pour dépister l'audition du nouveau-né/nourrisson, pour valider les seuils auditifs comportementaux ou électrophysiologiques et pour évaluer la fonction cochléaire. La plupart des cliniciens utilisent la présence d'un TEOAE dans une bande d'octave particulière pour suggérer que la sensibilité auditive devrait être de 30 dB HL ou mieux [93].

On peut également utiliser deux tons purs de fréquences proches (f_1 et f_2). La réponse enregistrée est $2*f_1-f_2$ et correspond aux produits de distorsion, on parle alors d'OAE de produits de distorsion (Distorsion Product Otoacoustic Emissions DPOAE). Les DPOAE se déplacent de son site de génération sur la membrane basilaire, autour des fréquences f_1 et f_2 , jusqu'à la région de sa propre fréquence caractéristique. La distorsion générée par le cochléaire devient un produit acoustique une fois dans CAE et peut être mesurée avec un microphone sensible placé au niveau du CAE [95]. Les DPOAE surviennent par distorsion non linéaire. Elles ont le potentiel de tester les propriétés micromécaniques des CCE dans des régions spécifiques de fréquence [94].

Lorsque les DPOAE sont présentes et normales en amplitude et en configuration, cela indique que les CCE sont normalement fonctionnelles. En l'absence de dysfonctionnement neurologique ou atteinte des CCI, ce résultat est compatible avec une audition normale. Lorsque

les DPOAE sont absentes, cela indique que les CCE sont non fonctionnelles ou dysfonctionnelles et qu'il y a une perte auditive, bien que le niveau de dysfonctionnement et le degré de la perte auditive ne soient pas clairs [95].

Les DPOAE permettent une plus grande spécificité de fréquence par rapport aux TEOAE. Les DPOAE se révèlent ainsi particulièrement utiles pour la détection précoce des dommages cochléaires induits par ototoxicité ou par le bruit [93].

Les TEOAE restent tout de même mieux établies que les DPOAE surtout pour le dépistage auditif du nouveau-né/nourrisson [93].

3.3. Applications et limites

Les OAE sont des tests objectifs qui peuvent être obtenues auprès de patients endormis, comateux ou dans toutes autres conditions compromettant leur participation active car aucune réponse comportementale n'est requise. Les avantages de ces tests sont une durée brève (inférieure à une minute), des réponses reproductibles, la non invasivité et le caractère automatique et objectif [88].

Le but principal des tests d'OAE est de déterminer le statut cochléaire. Ils trouvent leur principale indication dans le dépistage néonatal de la surdité. La réponse est binaire en fonction de la présence ou de l'absence d'OAE. Leur présence signe des seuils meilleurs que 30 à 40 dB HL, bien que cela n'assurent pas une audition normale [91].

Les OAE font aussi partie de la batterie de tests audiolgiques réalisée dans certains centres dans le cadre des surdités ototoxiques et des traumatismes sonores. Les OAE sont également utilisées par certaines équipes pour le monitoring peropératoire de la fonction cochléaire [88].

Cependant les réponses d'OAE peuvent être altérées en cas de bruits parasites (déglutition, bruit ambiant) mais aussi en cas d'anomalies de l'oreille externe et/ou de l'oreille

moyenne. Aussi, les OAE explorent uniquement l'oreille interne et méconnaît l'état des voies auditives et du cortex auditif avec le risque d'induire des faux négatifs [86].

4. Potentiels évoqués auditifs

4.1. Principes

Les PEA sont des réponses électrophysiologiques mesurant la fonction bioélectrique de la voie auditive en réponse à des stimuli sonores [89]. L'activation du système nerveux auditif suite au stimulus sonore est détectée comme un changement d'énergie neuroélectrique depuis le nerf auditif au cortex cérébral auditif [22]. Les potentiels d'action sont dus aux changements des potentiels électriques à travers la membrane cellulaire neuronale créant des zones relativement plus négatives et positives le long des neurones. Ceci permet de modéliser le neurone comme un dipôle électrique caractérisé par son moment dipolaire P , où $P=q*r$ avec q la charge et r le vecteur de déplacement. Le moment dipolaire pour un système de dipôles est la somme des moments dipolaires individuels avec $P=\sum_i q_i r_i$ étant donné que chaque neurone individuel produit un très petit moment dipolaire, il est nécessaire d'avoir un moment dipolaire résultant suffisamment grand pour être détectable [15].

L'enregistrement des PEA peut être effectué en champ proche ou en champ lointain. L'enregistrement en champ proche consiste à enregistrer les réponses à proximité de la source en plaçant les électrodes dans le cerveau. Il en résulte une réponse forte avec une grande amplitude qui est facilement identifiable au-dessus des réponses non apparentées et non évoquées. L'inconvénient est qu'un tel enregistrement est très invasif et nécessite une sorte d'intervention chirurgicale afin de placer des électrodes à proximité des générateurs PEA [15].

L'enregistrement en champ lointain est beaucoup plus pratique et se fait en plaçant les électrodes à distance de la source, à la surface du scalp [15]. Les potentiels enregistrés représentent l'activité des générateurs entre et autour des électrodes [22]. La capacité d'enregistrer les PEA en champ lointain dépend de quatre facteurs : le nombre de cellules activées par le stimulus, le degré de synchronisation de cette activation, la géométrie de la

structure activée (la disposition des dipôles) et la capacité des tissus environnants (os, muscle, liquide céphalo-rachidien (LCR), glie) à conduire les potentiels électriques [96]. Ce mode d'enregistrement exige qu'il doit y avoir un grand nombre de dipôles alignés et synchronisés de manière cohérente pour produire un moment dipolaire net suffisamment grand pour être enregistrable au niveau du cuir chevelu [22].

La détection des réponses PEA se fait selon les principes de l'EEG. On obtient une succession d'ondes positives et négatives qui suivent le stimulus de manière verrouillée dans le temps [96]. Les réponses enregistrées par l'EEG contiennent à la fois les réponses PEA et d'autres EEG non liés à la stimulation sonore [89]. L'extraction des réponses PEA d'amplitude relativement faible de l'activité de fond d'amplitude plus grande nécessite des techniques de moyennage de signal [89]. Parce que les PEA resteront constants pour les stimuli car ils sont verrouillés dans le temps alors que le bruit de fond variera, le moyennage améliorera le SNR [96].

Les PEA sont utiles pour diagnostiquer une variété de troubles neurologiques, étudier l'intégrité du système auditif et de faire des déductions sur l'audition [97].

4.2. Classification des potentiels évoqués auditifs

Les PEA peuvent être classés en PEA transitoires et en PEA en régime permanent.

a. Potentiels évoqués auditifs transitoires

Les PEA transitoires sont observés lorsque le taux de présentation du stimulus est suffisamment lent pour que la réponse évoquée disparaisse avant le prochain stimulus. Chaque réponse enregistrée représente alors l'activité neuronale évoquée par un seul stimulus et est présentée dans une fenêtre d'acquisition [15]. Les réponses obtenues sont caractérisées par leur latence et leur amplitude [96]. (Figure 34)

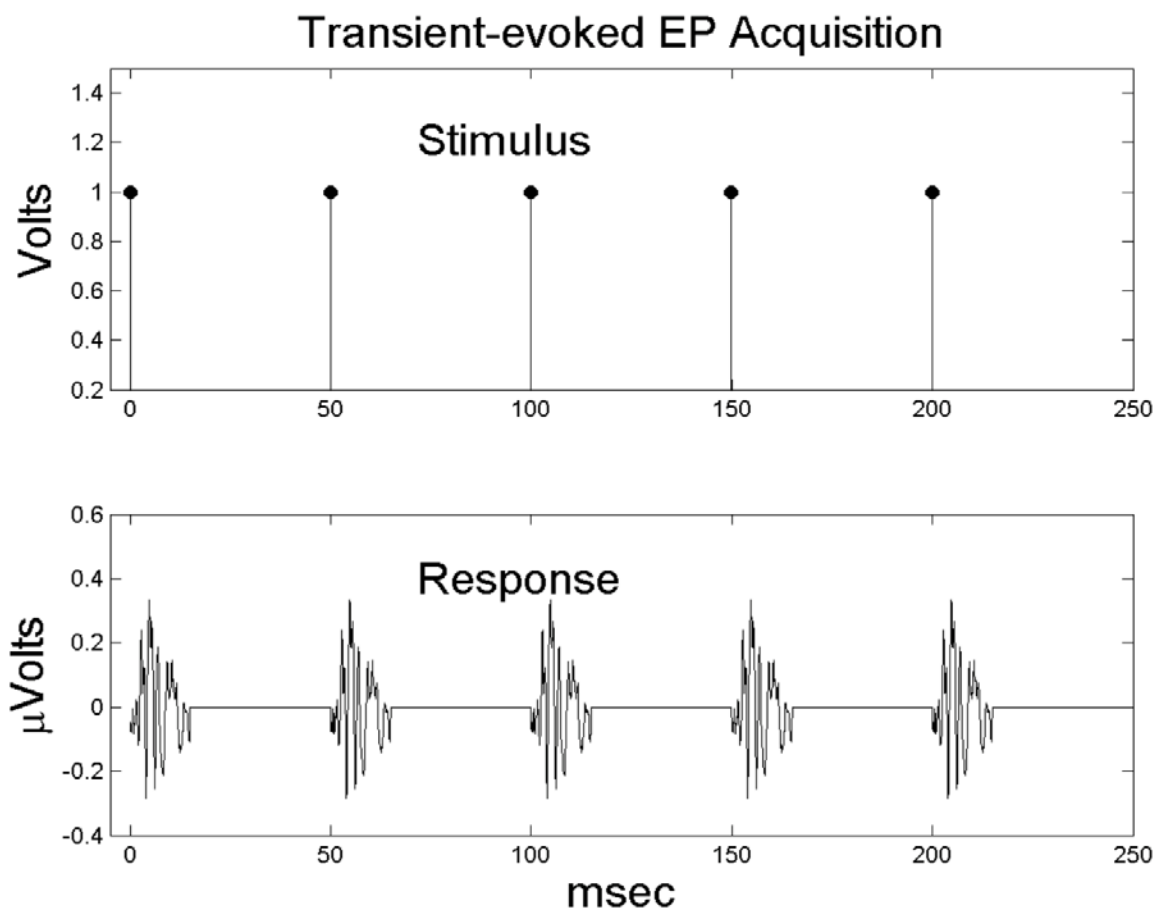


Figure 34. Représentation des stimuli (20 Hz) et des réponses au cours des PEA transitoires [15].

Il existe plusieurs systèmes de classification des PEA transitoires. L'un des plus largement acceptés est celui de Davis, qui a proposé que les PEA soient classés par latence [22]. Le stimulus sonore déclenche une séquence bien définie d'ondes permettant d'identifier des composants successifs en fonction de leur ordre d'apparition et qui sont très cohérents d'un sujet à l'autre [98]. Ce critère de latence permet de classer les réponses transitoires en réponses précoces (6–10 millisecondes), réponses intermédiaires (10–50 millisecondes), réponses lentes (50–250 millisecondes) et réponses tardives (au-delà de 250 millisecondes) [96]. (Figure 35)

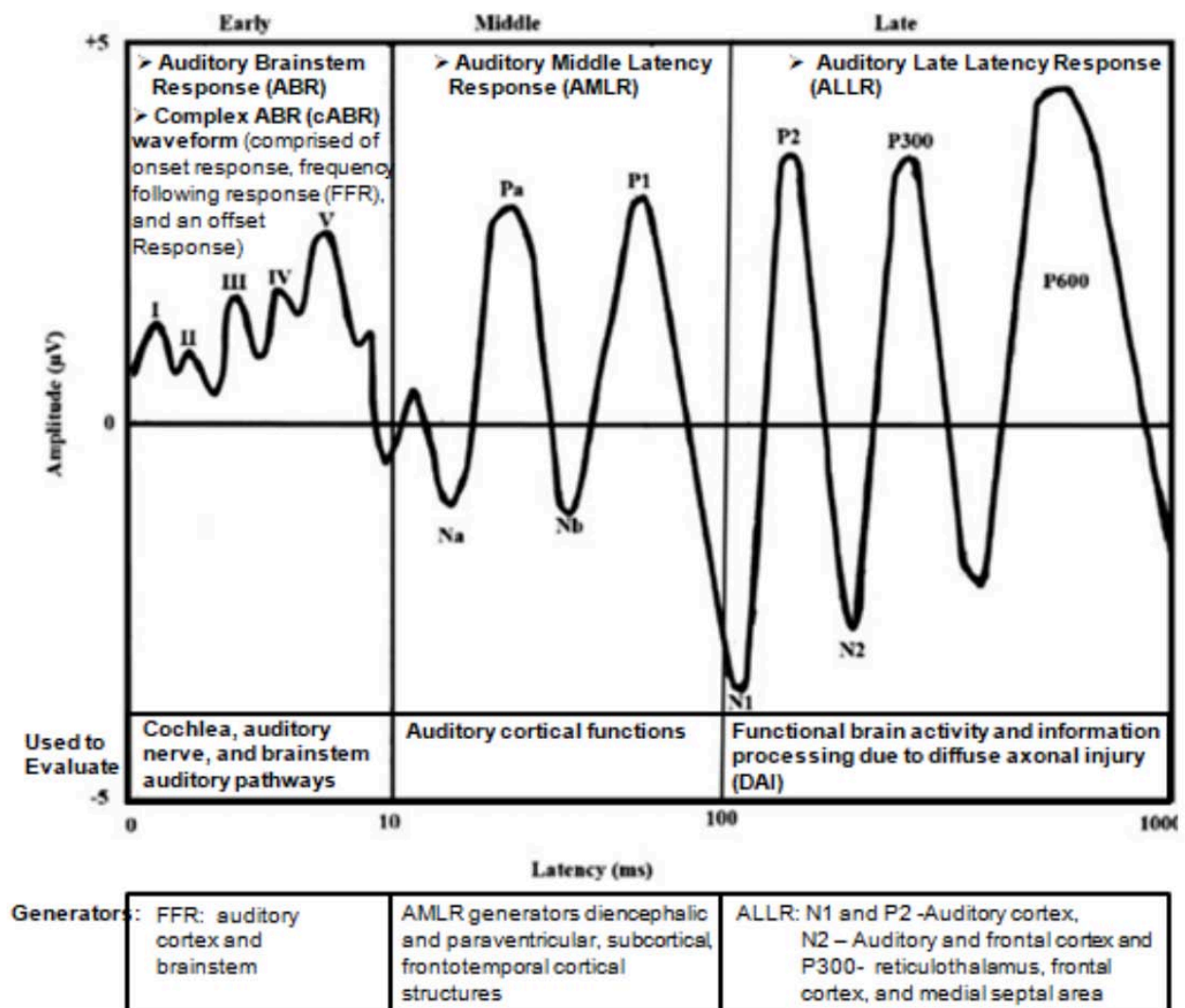


Figure 35. Représentation des PEA transitoires dans le domaine temporel [99]

a.1. Potentiels évoqués auditifs précoces

Les PEA transitoires précoces sont les PEA les plus étudiés [15]. Ils correspondent aux premiers PEA et se produisent à une latence de 0 à 20 ms. Ils représentent les premiers composants (ondes I – VI) de la séquence d'activation des voies auditives [98].

Les PEA précoces comprennent l'électrocochléographie (ECoG) et l'ABR. Ils représentent respectivement l'activation de la cochlée et des noyaux auditifs du tronc cérébral [98]

Les PEA précoces peuvent être considérés comme des fonctions auditives automatiques non volontaires. Ces tests peuvent donc être effectués avec un patient endormi, voire sous anesthésie générale [22].

Les stimuli sonores habituellement utilisés au cours de ces PEA sont des clics délivrés à un rythme de 20 à 30 clics/s [15].

a.2. Potentiels évoqués auditifs intermédiaires

Les PEA intermédiaires se produisent à une latence entre 20 et 100 ms du début du stimulus. Ils se réfèrent aussi aux PEA à latence moyenne (Middle Latency Auditory Evoked Potentials MLAEP) [100].

Ces PEA exploreraient les relais sous-corticaux et corticaux là où les composantes de latence moyenne (No, Po, Na, Pa, Nb) représenteraient probablement l'activation du thalamus auditif et du cortex [101].

Les MLAEP sont influencés par l'état d'éveil du sujet et sont donc contraignants et peu utilisés en clinique [15].

a.3. Potentiels évoqués auditifs lents et les potentiels évoqués auditifs tardifs

Les PEA lents, aussi nommés PEA corticaux (Cortical Auditory Evoked Potentials CAEP), se produisent à une latence de 50 à 300 ms après le début du stimulus et représentent l'activation du cortex auditif. Quant aux PEA tardifs, ils réfèrent aux PEA se produisant de 150 à 1000 ms [100]. Les composantes de latence plus longues sont les ondes P1, N1, P2 et N2 [101].

Les PEA lents et tardifs explorent la distalité de la voie auditive au niveau des relais corticaux et associatifs en réponse à des stimuli sonores. Ils nécessitent que le patient écoute et que son cortex soit éveillé. Ce type de PEA demande donc la coopération du sujet et n'est utilisé en pratique que dans les laboratoires de recherche.

b. Potentiels évoqués auditifs en régime permanent

Les PEA en régime permanent, aussi dit PEA à l'état d'équilibre (Auditory Steady-State Response ASSR), sont observés lorsque le taux de présentation du stimulus est suffisamment rapide pour provoquer un chevauchement des réponses transitoires individuelles. On dit que des ASSR se produisent chaque fois qu'il y a plus d'un stimulus présenté dans chaque fenêtre d'acquisition [96].

Les stimuli utilisées au cours des ASSR sont des tonalités sinusoïdales modulées en amplitude (amplitude modulation AM) et/ou en fréquence (Frequency Modulation FM) [87]. Les réponses recueillies se présentent sous forme d'ondes sinusoïdales ayant la même fréquence que celle de la stimulation. Elles sont caractérisées par leur phase et leur amplitude [96]. (Figure 36)

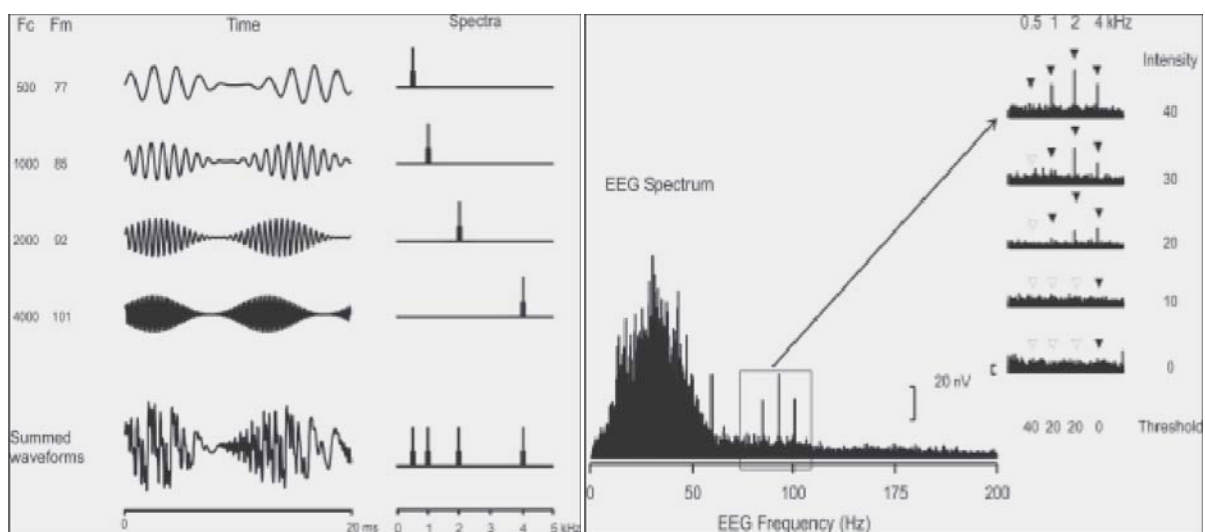


Figure 36. Spectres temporels et fréquentiels des stimuli ASSR [102]

5. Electrocochléographie

5.1. Principes

L'ECOG est disponible depuis plus de 60 ans et permet de recueillir les potentiels en provenance de la cochlée et du nerf cochléaire [103]. Elle est actuellement largement supplantée par l'ABR [86].

Les composants de l'ECOG se produisent dans une période de latence de 10 millisecondes après le début du stimulus, et sont donc considérés comme faisant partie de la famille des PEA à latence précoce [104].

Les trois principaux signaux détectés par l'ECOG sont les microphonies cochléaires (Cochlear Micophonics CM), le potentiel de sommation (Summation Potential SP) et les potentiels d'action composés (Compound Action Potentials CAP). Les CM et SP reflètent l'activité électrique cochléaire et le CAP reflète l'activité de la huitième paire crânienne [103]. (Figure 37)

Les CM correspondent aux mouvements micromécaniques cochléaires au niveau des CCE. Ils se produisent dans la fenêtre post-stimulus de 0,7 à 1 ms et présentent des caractéristiques de forme d'onde similaires à celles du stimulus. La présence de CM indique une réponse préneurale au son. Les CM en présence d'un ABR anormal sont typiques d'une AN [89].

Les SP représentent l'enveloppe de la stimulation générée par les CCE [105]. La durée des SP dépend de la durée du stimulus acoustique mais reste indépendant de la phase de stimulation. L'amplitude des SP est le reflet de la quantité de distorsion qui accompagne les processus de transduction de la cochlée. Cette caractéristique a rendu les SP utiles pour certaines conditions cliniques notamment la maladie de Ménière (Meniere's Disease MD) / hydrops endolymphatiques (Endolymphatic Hydrops ELH) avec des SP souvent élargis [89].

Le CAP reflète l'activité de la huitième paire crânienne [103]. Le CAP est caractérisé par une série de pics brefs, principalement négatifs. Le premier et deuxième pic négatif N1 et N2 sont pratiquement les mêmes composants que les ondes I et II de la réponse ABR. Les

caractéristiques les plus utiles du CPA concernent son amplitude et sa latence. L'amplitude est le reflet du nombre de fibres nerveuses qui se dépolarisent. La latence représente le temps entre le début du stimulus et le pic de N1. Cette mesure est analogue à la latence absolue pour les composants ABR [89].

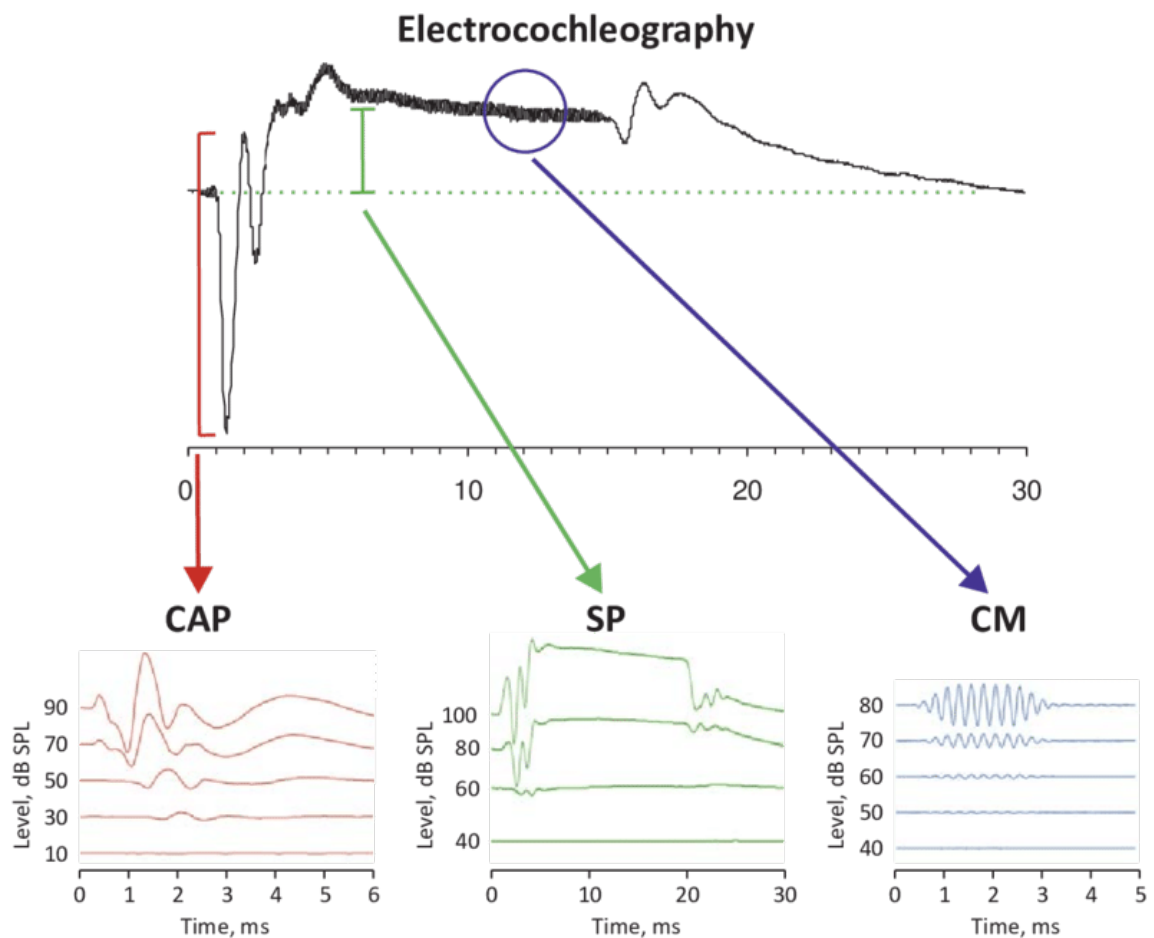


Figure 37. Enregistrement d'électrocochléographie montrant le potentiel d'action composé du nerf auditif (CAP), le potentiel de sommation (SP) et les microphonies cochléaires (CM)[106]

5.2. Mode d'enregistrement

L'enregistrement de l'ECOG nécessite la mise en place d'une électrode de référence et d'une électrode active [86]. L'électrode active peut être placée au niveau du promontoire par voie trans-tympanique (TT). Cette dernière représente une procédure d'enregistrement invasive en champ proche [104]. L'électrode active peut être alternativement placée en extratympanique (ET)

pour les dernières générations avec une électrode reposant contre la peau du conduit auditif ou la surface de la membrane tympanique. On parle d'ECOG ET [86].

Le principal avantage de l'approche TT est que la proximité immédiate de l'électrode d'enregistrement avec les générateurs de réponse permet un rapport SNR très favorable. Les potentiels cochléaires dans l'ECOG TT sont jusqu'à 20 fois plus amples que ceux enregistrés de manière non invasive [89]. En comparaison, les enregistrements ET sont de plus faible amplitude et nécessitent un moyennage de signal plus élevé [104].

5.3. Indications

Les applications cliniques de l'ECOG sont multiples et se développent à mesure que les processus de transduction de la cochlée sont mieux compris [104].

L'ECOG est le plus souvent utilisée pour aider au diagnostic de la MD/ELH[103]. Le rapport entre le SP et le CAP aide au diagnostic de cette pathologie. Dans la population normale le rapport SP/AP est généralement situé entre 0,5 et 0,75. Un rapport supérieur à cet intervalle est pathognomonique de la MD/ELH[89]. L'ECOG peut aussi intervenir dans la surveillance de la MD/ELH et l'évaluation des stratégies thérapeutiques [104].

L'ECOG peut également être utile pour déterminer la présence d'ANSD[22]. L'ANSD impliquerait l'atteinte du nerf auditif, des CCI et/ou de la synapse interposée [107]. L'ECOG serait un marqueur de l'ANSD : les CM et SP (générés par la cochlée) seraient conservés alors que le potentiel AP (réponse du nerf cochléaire) serait désynchronisé [86,105].

L'ECOG peut être utilisée pour le monitoring de la fonction auditive au cours de la chirurgie de l'angle ponto-cérébelleux, la technique procurant une information peropératoire quasi-instantané des fonctions cochléaires et de la partie distale du nerf cochléaire [103]. Les enregistrements ECOG peropératoires peuvent également être utiles pour l'identification des repères anatomiques (tels que le sac endolymphatique) et prédire les résultats postopératoires, en particulier pour les patients subissant une décompression endolymphatique/une chirurgie

shunt pour le traitement de la MD/ELH [104]. L'utilisation de l'ECOG dans le cadre de l'IC fait actuellement l'objet de recherche [86].

6. Réponse auditive du tronc cérébral

L'ABR, également nommée les PEA du tronc cérébral, décrite pour la première fois en 1971 par Jewett et Williston, est l'ensemble des premiers composants des PEA qui se produisent dans les 10 à 15 premières millisecondes après le début du stimulus sonore [22,72].

L'ABR est caractérisée par 5 à 7 pics positifs représentant la décharge neuronale synchrone de générateurs situés le long de la voie auditive. Chaque pic est marqué par les chiffres romains de I à VII. L'ABR serait le reflet de l'activité électrique du CN VIII et des voies auditives du tronc cérébral [71]. La latence et les intervalles des ondes sont étudiés et comparés aux normes et aux réponses enregistrées en controlatéral [86]. (Figure 38)

L'attention d'un participant aux stimuli, ou leur absence, a peu ou pas d'effet sur les réponses ABR, résultant en des enregistrements robustes et reproductibles malgré les différences dans l'état de conscience d'un participant [22].

La réalisation des tests ABR doit se faire dans une chambre insonorisée et faradisée. Le patient doit être détendu au calme, allongé et immobile pour réduire les artefacts. La sédation est parfois requise pour les enfants ou même les adultes qui ne s'y conforment pas [22].

La stabilité de l'ABR, la relative facilité avec laquelle elle peut être enregistrée et sa sensibilité aux dysfonctionnements du système auditif la rendent idéale pour une utilisation clinique. L'ABR est stable à la fois en intra et inter-sujet, que ce soit éveillé, endormi ou sous sédation [71]. Cela a conduit à l'application presque universelle de l'ABR pour l'estimation des seuils auditifs pour les enfants trop jeunes pour être testés à l'aide de mesures comportementales standard ou encore pour les adultes non coopérants ou simulateurs [72]. La détermination des seuils auditifs se fait par détection de l'intensité minimale où l'onde V est présente et reproductible [86]. L'ABR ne teste pas l'audition au sens perceptif mais plutôt la fonction

neuronale et sa synchronie. Par conséquent, les résultats de l'ABR doivent être interprétés dans le contexte d'autres informations cliniques et paracliniques [71].

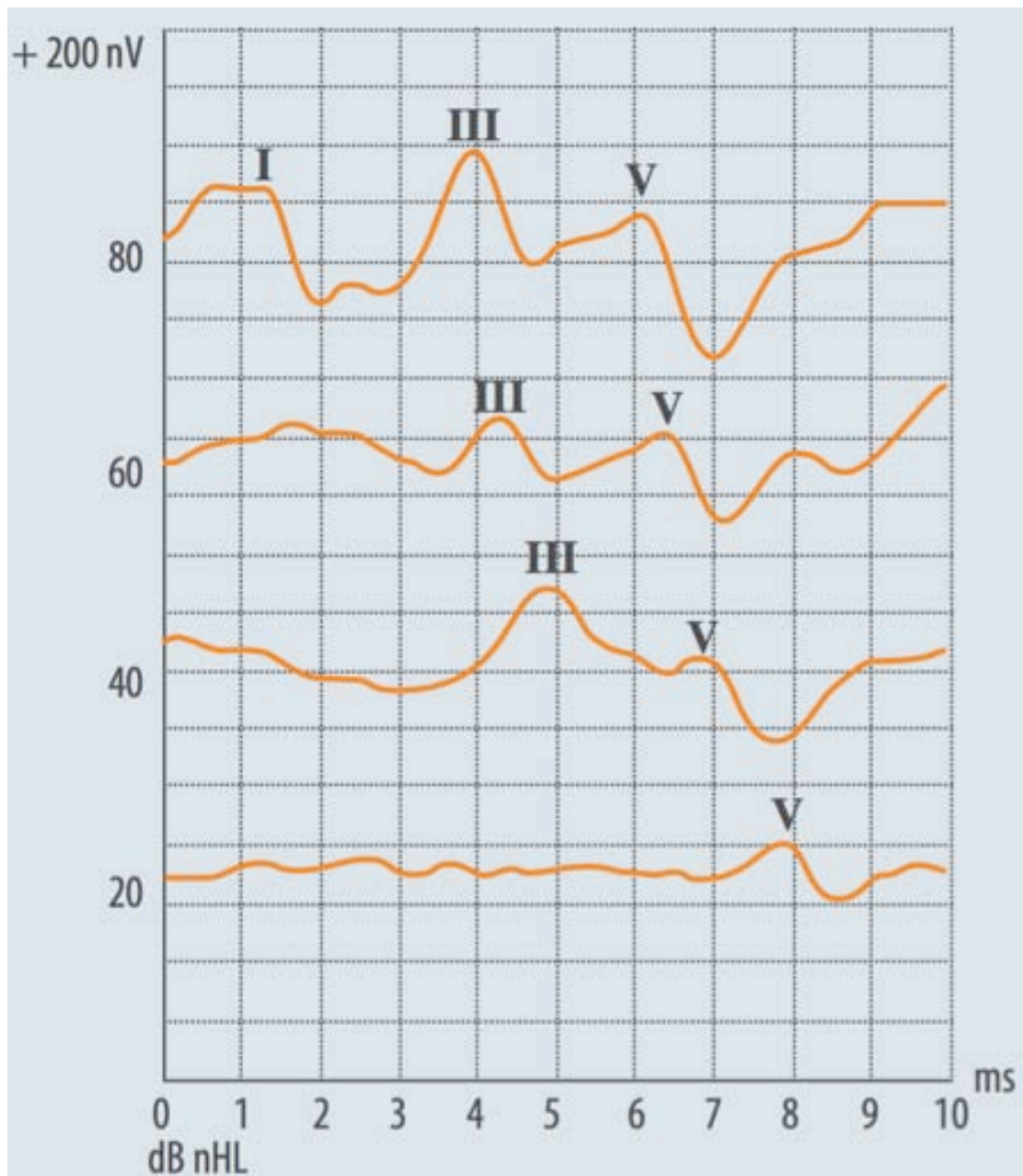


Figure 38. Enregistrement normal de la réponse auditive du tronc cérébral [108].

7. Potentiels évoqués auditifs de latence moyenne

Les MLAEP sont un enregistrement électrophysiologique de l'activité électrique du thalamus auditif et du cortex auditif primaire. Elles se produisent 10 à 80 ms après le début du stimulus sonore [22].

Les MLAEP se composent de quatre ondes positives (Po, Pa, Pb, Pc) et de trois ondes négatives (Na, Nb, Nc). L'onde Pa est la composante la plus importante et la plus robuste des MLAEP et aurait comme source le cortex auditif et des générateurs sous-corticaux [22]. L'onde Na proviendrait des structures mésencéphaliques et l'onde Nb du cortex auditif secondaire [96]. Les MLAEP évaluent la voie auditive dans sa quasi-totalité constituant un avantage sur les PEA à latence précoce comme l'ABR et l'ECOG [22]. (Figure 39)

En raison des origines anatomiques centrales des MLAEP, le sommeil et la sédation affectent les réponses obtenues en augmentant leur latence et en réduisant leur amplitude [22,96].

Plusieurs auteurs rapportent un accord entre les MLAEP et les réponses de PTA. Les MLAEP sont préconisés en raison de leur bonne spécificité de fréquence mais peuvent sous-estimer l'ampleur de la perte auditive à haute fréquence [22].

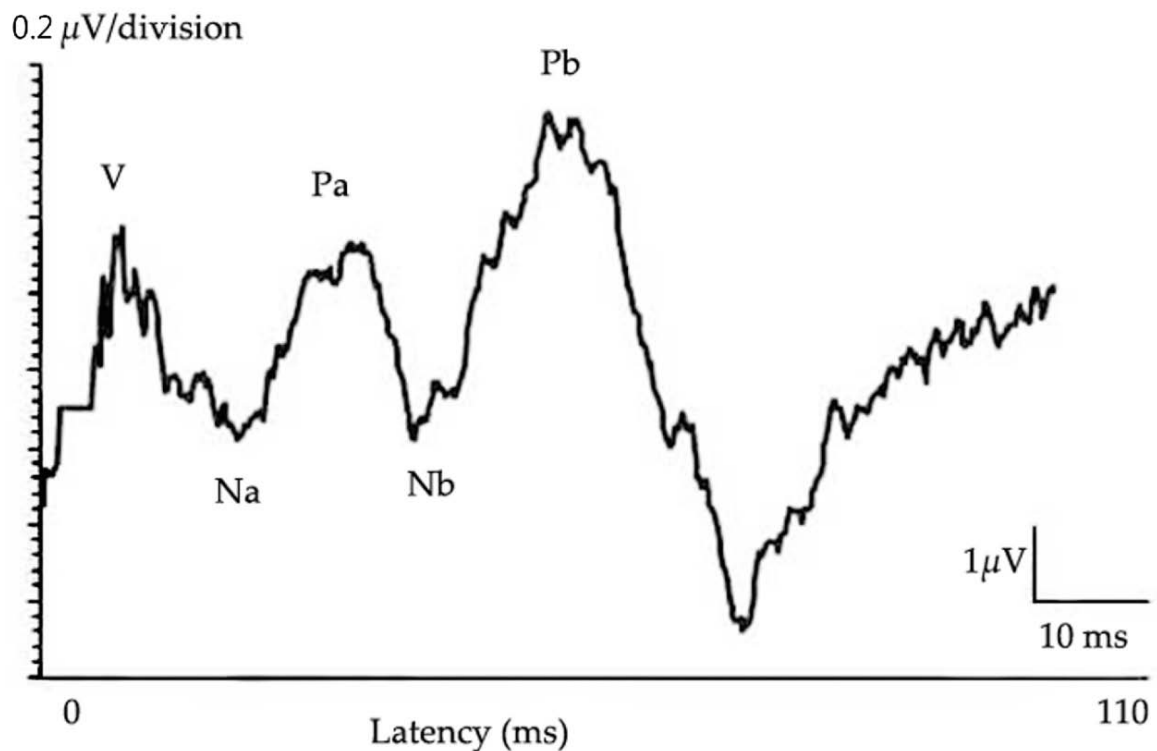


Figure 39. Forme d'onde des potentiels évoqués auditifs de latence moyenne [109]

8. Potentiels évoqués auditifs corticaux

Les CAEP sont un complexe de potentiels évoqués auditifs induit par des changements dans l'environnement auditif perçu. Les CAEP se produisent entre 50 et 300 ms après le début du stimulus et suivent les ABR et les MLAEP dans le domaine temporel [22].

Les CAEP sont composés d'une séquence d'onde P1–N1–P2. L'onde N1 est une déflexion négative avec une latence d'environ 100 ms qui, avec le pic positif P2, constitue la composante la plus importante du CAEP. La présence de N1 fournit une preuve physiologique de l'arrivée du stimulus au niveau du cortex auditif et donc que le stimulus sonore est audible [22]. (Figure 40)

Les CAEP sont idéaux pour l'évaluation électrophysiologique auditive spécifique à la fréquence. De nombreuses études ont démontré que les seuils de CAEP et les seuils de PTA sont généralement à moins de 10 dB HL les uns des autres [22].

Un avantage important du CAEP par rapport aux PEA précédents est qu'il représente la totalité du système auditif. Cependant, la sensibilité de cette réponse à l'état d'éveil rend les CAEP inadaptés pour l'évaluation des nourrissons et des jeunes enfants [22].

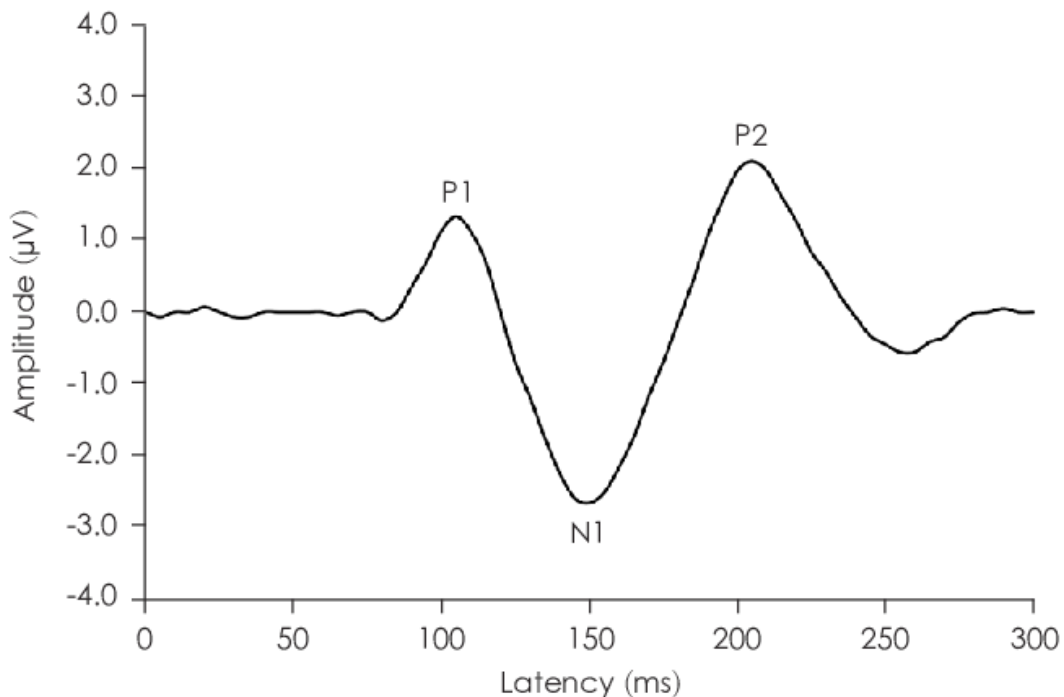


Figure 40. Forme d'onde du potentiel évoqué auditif cortical [110]

9. Potentiels évoqués auditifs stationnaires

Les ASSR, développées au début des années 1980, font partie des examens électrophysiologiques objectifs pour explorer l'audition [86].

Les ASSR sont évoquées par des stimuli continus AM et/ou FM avec une fréquence porteuse (Carrier Frequency CF) qui correspond à la fréquence test. Les tonalités sont présentées à un taux de modulation suffisant pour provoquer le chevauchement des potentiels transitoires [22]. À une fréquence de modulation (Modulation Frequency MF) de 25 à 55 Hz, la réponse évoquée est enregistrée à une latence supérieure à 30 ms et explore le colliculus inférieur et les centres auditifs corticaux [108]. À une MF plus rapide, compris entre 70 et 100 Hz, les réponses

évoquées ont une latence de 7 à 9 ms et sont assimilables aux réponses ABR et donc beaucoup moins sensibles à l'endormissement [108]. (Figure 41)

Les tonalités modulées offrent des avantages significatifs sur les techniques utilisant des stimuli transitoires. Ils ne souffrent pas des problèmes de distorsion spectrale, sont comparativement plus fréquence spécifique que les réponses transitoires et permettent l'évaluation à haut niveau d'intensité. Un autre avantage de l'ASSR est que plusieurs fréquences peuvent être évaluées simultanément sans perte significative en amplitude ce qui permettrait un gain de temps [22,108].

L'ASSR peut être un outil approprié pour l'estimation des seuils auditifs en raison de la spécificité de fréquence potentiellement meilleure des stimuli tonaux continus, de l'indépendance de l'attention des participants ou des états d'excitation (à une MF élevée) et de la capacité à obtenir une sortie à des niveaux plus élevée. De plus, la nature objective de la détermination de la réponse rend l'ASSR attrayant dans le contexte clinique [22]. De nombreuses études ont montré la forte corrélation entre les ASSR et les seuils d'audiométrie subjective [86,108].

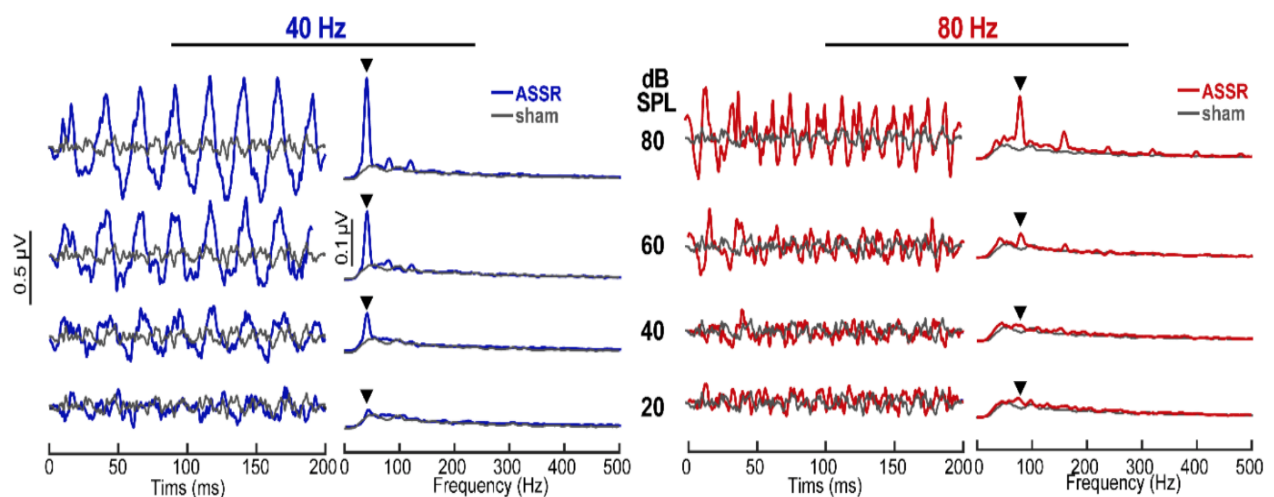


Figure 41. Formes d'onde et spectres de la réponse auditive en régime permanent induits par des stimuli modulés à 40 Hz et 80 Hz [111]

10. Considérations techniques

Les considérations techniques lors de l'enregistrement des PEA rejoignent ceux de l'enregistrement EEG.

10.1. Transducteurs

Plusieurs transducteurs peuvent être utilisés pour les tests PEA : les écouteurs à insert, le casque circumaural et le casque supra-aural. L'équipement PEA est fourni avec des écouteurs à insert comme transducteurs standard.

Le SPL généré par les différents transducteurs dépend des caractéristiques du transducteur lui-même, des caractéristiques de l'oreille à laquelle le transducteur est couplé et la manière dont l'écouteur se couple à l'oreille [64].

La charge acoustique diffère entre l'oreille de l'enfant et l'oreille de l'adulte : les écouteurs à insert génèrent un SPL plus élevée dans l'oreille du nourrisson par rapport à celle de l'adulte en raison de la plus petite taille du CAE. Avec les casques circumauraux et supra-auraux, le volume d'air relativement important dans le coupleur ou le brassard de l'écouteur domine la charge acoustique que ces écouteurs doivent conduire, et les différences de SPL générées dans les oreilles des nourrissons et des adultes sont généralement plus petites que celles avec les écouteurs à insert [64].

Il s'avère donc nécessaire de déterminer la variabilité des SPL pour que les corrections appropriées puissent être apportées pendant le dépistage et l'évaluation de l'audition [64].

Il n'y a actuellement aucun écouteur idéal pour les tests audiolologiques des nourrissons. Un écouteur audiolologique supra-auriculaire standard fournit un étalonnage plus stable sur une large gamme de volumes du CAE et d'impédances auriculaires, mais il est plus difficile de le placer sur l'oreille d'un nourrisson et de maintenir la position sans effondrement du CAE ni fuite acoustique. Les écouteurs à insertion ont moins de problèmes avec l'effondrement du CAE et les fuites acoustiques, mais sont plus difficiles à remplacer après avoir été délogés chez les enfants

endormis et ont une plus grande variation de SPL avec des volumes et des impédances auriculaires variables [64].

Le Groupe de travail pédiatrique de la Conférence sur l'amplification pour les enfants atteints de déficits auditifs (1996) recommande de tester les seuils chez les nourrissons et les jeunes enfants avec des écouteurs à inserts parce qu'ils sont plus confortables et plus faciles à utiliser que les autres transducteurs. Ils améliorent le SNR en réduisant les interférences dues au bruit ambiant dans la pièce et limitent le phénomène d'audition croisée entre les oreilles et ainsi le besoin en masquage [64].

10.2. Rejet d'artefact, moyennage (averaging) et filtres

La valeur de rejet d'artefact représente l'amplitude de réponse maximale que le logiciel acceptera et inclura pendant le moyennage du signal. Toute réponse dont l'amplitude est supérieure à cette valeur est rejetée et non moyennée. Ceci permet de rejeter les réponses indésirables et bruyantes [22]. Le paramètre par défaut de balayages de rejet est 99%. Les données supérieures à cette valeur seront rejetées et les données inférieures à cette valeur seront acceptées [97]. Pour l'ABR, la valeur de rejet d'artefact est généralement de 25 à 40 μV [22].

Quant au moyennage, il permet d'extraire le signal PEA d'intérêt du bruit de fond des autres activités électriques. Puisque le bruit n'est pas lié au stimulus, il sera différent d'un enregistrement à l'autre et aura donc tendance à s'annuler lorsque plusieurs enregistrements sont moyennés ensemble. Le signal d'intérêt par opposition est le même à chaque fois que le stimulus est présenté. Le moyennage permet donc de maintenir le signal constant tout en réduisant le bruit [112]. Plus le moyennage est long, meilleur est le SNR sans jamais supprimer complètement le bruit de fond [22].

La quantité de moyenne requise pour démontrer la présence ou l'absence d'une réponse dépend de l'amplitude de la réponse et de l'amplitude du bruit de fond [112]. L'amplitude individuelle de l'EEG du patient est un facteur déterminant pour le bruit résiduel. Pour cette

raison, de multiples tentatives ont été faites pour réduire l'amplitude individuelle spontanée de l'EEG au moyen de diverses mesures (sommeil, sédation, anesthésie) [113].

L'application de filtres est un autre moyen d'améliorer le SNR d'un enregistrement. Les filtres peuvent aider à donner des ondes plus claires en supprimant l'énergie dans la région au dehors de l'intervalle déterminé [21]. Le signal traverse le filtre mais pas le bruit. La détermination du réglage passe-haut et passe-bas du filtre est essentielle et varie selon le type de PEA et le sujet évalué [21]. Plus le filtre est large, plus il y a de réponses, mais aussi plus de bruit est permis. Si l'on restreint les filtres, on réduit certains bruits indésirables et non évoqués, augmentant le SNR, mais en même temps, réduisant les détails de la réponse et la dégradant [22].

Annexe 2 : Fiche d'exploitation

Dossier :

IP :

Numéro de dossier :

Référence du patient :

Données épidémiologiques :

Nom, prénom:

Genre : F ☐ M ☐

Âge au moment des PEA :

Origine :

Antécédents médicaux :

.....

Signes fonctionnels :

.....

Signes physiques :

.....

Evaluation de l'audition :

Oreille droite

Otoscopie : Normale ☐ Pathologique ☐

Tympanogramme : Type A ☐ Type B ☐ Type C ☐

Audiométrie comportementale : Protocole

Seuils auditifs :	0,5 kHz	Présent ☐	dB HL	Absent ☐
	1 kHz	Présent ☐	dB HL	Absent ☐
	2 kHz	Présent ☐	dB HL	Absent ☐
	4 kHz	Présent ☐	dB HL	Absent ☐

Seuil clic-ABR : Présent ☐dB nHL Absent ☐

Seuils ASSR :	0.5 kHz	Présent ☐	dB nHL	Absent ☐
	1 kHz	Présent ☐	dB nHL	Absent ☐
	2 kHz	Présent ☐	dB nHL	Absent ☐
	4 kHz	Présent ☐	dB nHL	Absent ☐

Oreille gauche

Otoscopie : Normale ☐ Pathologique ☐

Tympanogramme : Type A ☐ Type B ☐ Type C ☐

Audiométrie comportementale : Protocole

Seuils auditifs :	0,5 kHz	Présent ☐	dB HL	Absent ☐
	1 kHz	Présent ☐	dB HL	Absent ☐
	2 kHz	Présent ☐	dB HL	Absent ☐
	4 kHz	Présent ☐	dB HL	Absent ☐

Seuil clic-ABR : Présent ☐dB nHL Absent ☐

Seuils ASSR :	0.5 kHz	Présent ☐	dB nHL	Absent ☐
	1 kHz	Présent ☐	dB nHL	Absent ☐
	2 kHz	Présent ☐	dB nHL	Absent ☐
	4 kHz	Présent ☐	dB nHL	Absent ☐

Etude comparative entre les potentiels évoqués auditifs précoces et les potentiels évoqués auditifs stationnaires chez les enfants souffrants de surdité sévère à profonde

Paramètres techniques d'impédancemétrie :

Tonalité de la sonde.....Hz

Balayage de pression de.....à.....daPa

Paramètres techniques d'audiométrie comportementale :

Paramètres techniques des ABR et ASSR :

Patient : Sommeil ☐

Sédation ☐

Anesthésie générale ☐

Produit préparation peau :

Équipement :

Logiciel.....

Version.....

Enregistrement à un canal ☐

Enregistrement à deux canaux ☐

Transducteurs :

Casque supra-aural ☐

Casque circum-aural ☐

Écouteurs ☐

Modèle.....

Version.....

Étalonnage

Électrodes :

Nature.....

Nombre.....

Montage électrodes :

Électrodes actives....

Électrode de référence....

Électrode de masse....

Impédances :

Inter-électrodes..... Ω

Électrode-peau..... Ω

Paramètres ABR :

Nature du stimulus

Taux de stimulation.....

Étalonnage su stimulus

Polarité du stimulus : Condensation ☐

Raréfaction ☐

Alternée ☐

Stimulation : Monaurale ☐

Binaurale ☐

Niveau de stimulation de.....à.....dB nHL

Niveau de stimulation initial dB nHL

Pas d'incrément dB

Pas de décrémentdB

Temps d'enregistrement

Fenêtre d'enregistrement.....ms

Filtre bas à.....Hz

Filtre haut àHz

Nombre maximal de balayages

Critères d'arrêt.....

Niveau de rejet μV

Durée du test.....min

Paramètres ASSR :

Modulation en amplitude ☐ Taux de modulation en amplitude.....

Modulation en fréquence ☐ Taux de modulation en fréquence.....

Modulation mixte ☐ Taux de modulation en amplitude..et en fréquence...

Stimulation : Monaurale ☐

Binaurale ☐

Fréquences explorées : 0.5 kHz ☐ 1 kHz ☐ 2 kHz ☐ 4 kHz ☐

Étalonnage du stimulus

Niveau de stimulation de.....à.....dB nHL

Niveau de stimulation initial dB nHL

Pas d'incrément dB

Pas de décrémentdB

Filtre bas à.....Hz

Filtre haut àHz

Durée maximale de moyennage.....min

Critères d'arrêt.....

Niveau de rejet μV

Version facteurs de correction.....

Durée du test.....min

Imagerie :

TDM

IRM

BIBLIOGRAPHIE

1. **Dobie RA, Hemel SV.**
Hearing Loss: Determining Eligibility for Social Security Benefits.
National Academies Press (US); 2004.
2. **Roland L, Fischer C, Tran K, Rachakonda T, Kallogjeri D, Lieu JEC.**
Quality of Life in Children with Hearing Impairment: Systematic Review and Meta-analysis.
Otolaryngol Neck Surg. août 2016;155(2):208-19.
3. **Linares AE, Costa Filho OA, Martinez MAN de S.**
Potencial evocado auditivo de estado estável em audiolgia pediátrica.
Braz J Otorhinolaryngol. déc 2010;76(6):723-8.
4. **Aslam MA, Javed A, Moiz A.**
Comparison of auditory brainstem response and auditory steady state response audiometry by evaluating the hearing thresholds obtained in children with different severity of hearing loss.
Pak J Med Sci. 7 mars 2019;35(2).
5. **Swanepoel D, Ebrahim S.**
Auditory steady-state response and auditory brainstem response thresholds in children.
Eur Arch Otorhinolaryngol. févr 2009;266(2):213-9.
6. **Lemajić-Komazec S.**
Comparison of Hearing Threshold Estimation using Auditory Steady State Responses and Brainstem Auditory Evoked Potentials in Children.
Acta Clin Croat. 2019;58.
7. **Cone-Wesson B, Dowel RC, Tomlin D, Rance' G, Ming WJ.**
The Auditory Steady-State Response: Comparisons with the Auditory Brainstem Response.
J Am Acad Audiol. 2002;13(4):15.
8. **Aimoni C, Crema L, Savini S, Negossi L, Rosignoli M, Sacchetto L, et al.**
Hearing threshold estimation by auditory steady state responses (ASSR) in children.
Acta Otorhinolaryngol Ital. août 2018;38(4):361-8.

9. **François M, Dehan E, Carlevan M, Dumont H.**
Utilisation des ASSR chez l'enfant et comparaison avec les autres examens électrophysiologiques et comportementaux.
Ann Fr Oto-Rhino-Laryngol Pathol Cervico-Faciale. nov 2016;133(5):299-303.
10. **Mourtzouchos K, Riga M, Cebulla M, Danielides V, Naxakis S.**
Comparison of click auditory brainstem response and chirp auditory steady-state response thresholds in children.
Int J Pediatr Otorhinolaryngol. sept 2018;112:91-6.
11. **Rouillon I, Parodi M, Denoyelle F, Loundon N.**
How to perform ABR in young children.
Eur Ann Otorhinolaryngol Head Neck Dis. déc 2016;133(6):431-5.
12. **Crumley W.**
Good Practices in Auditory Brainstem Response, Part 1 Wendy Crumley.
AudiologyOnline.
13. **Berninger E, Olofsson Å, Leijon A.**
Analysis of Click-Evoked Auditory Brainstem Responses Using Time Domain Cross-Correlations Between Interleaved Responses.
Ear Hear. 2014;35(3):318-29.
14. **Rosa LAC, Suzuki MR, Angrisani RG, Azevedo MF.**
Auditory Brainstem Response: reference-values for age.
CoDAS. avr 2014;26(2):117-21.
15. **Emrick C.**
Estimation of Hearing Sensitivity using the Auditory Brainstem and Auditory Steady State Responses.
The Ohio State University; 2008.

16. Cengiz D, Ünsal S, Gündüz M.

Assessment of Latency and Amplitude Based on Polarity Change in Auditory-Evoked Brainstem Responses of Normal Hearing Individuals.

Otolaryngology. 6 août 2019;9:375.

17. Sininger YS.

Auditory Brain Stem Response for Objective Measures of Hearing.

Ear Hear. févr 1993;14(1):23-30.

18. Jewett DL, Williston JS.

Auditory-evoked far fields averaged from the scalp of humans.

Brain J Neurol. 1971;94(4):681-96.

19. Atcherson, S, Stoody, T.

The Auditory Brainstem Response.

Evoked Potential. 2012.

20. de Lima JP, de Freitas Alvarenga K, Foelkel TP, Monteiro CZ, Agostinho RS.

Polarity stimulation effects on brainstem auditory evoked potentials.

Braz J Otorhinolaryngol. sept 2008;74(5):725-30.

21. III JWH.

Application of ABR in Objective Assessment of Infant Hearing James W.

Hall III. AudiologyOnline.

22. Young A, Cornejo J, Spinner A.

Auditory Brainstem Response.

In: StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2021.

23. Stapells DR, Gravel JS, Martin BA.

Thresholds for auditory brain stem responses to tones in notched noise from infants and young children with normal hearing or sensorineural hearing loss.

Ear Hear. août 1995;16(4):361-71.

24. **Beattie RC, Johnson A, Garcia E.**
Frequency-specific Auditory Brainstem Responses in Adults with Sensorineural Hearing Loss.
Int J Audiol. janv 1996;35(4):194-203.
25. **Lee C-Y, Hsieh T-H, Pan S-L, Hsu C-J.**
Thresholds of Tone Burst Auditory Brainstem Responses for Infants and Young Children with Normal Hearing in Taiwan.
J Formos Med Assoc. oct 2007;106(10):847-53.
26. **Elberling C, Don M.**
Auditory brainstem responses to a chirp stimulus designed from derived-band latencies in normal-hearing subjects.
J Acoust Soc Am. nov 2008;124(5):3022-37.
27. **Wegner O, Dau T.**
Frequency specificity of chirp-evoked auditory brainstem responses.
J Acoust Soc Am. mars 2002;111(3):1318-29.
28. **Zirn S, Louza J, Reiman V, Wittlinger N, Hempel J-M, Schuster M.**
Comparison between ABR with click and narrow band chirp stimuli in children.
Int J Pediatr Otorhinolaryngol. août 2014;78(8):1352-5.
29. **Bargen GA.**
Chirp-Evoked Auditory Brainstem Response in Children: A Review.
Am J Audiol. déc 2015;24(4):573-83.
30. **Stockard JJ, Stockard JE, Sharbrough FW.**
Nonpathologic Factors Influencing Brainstem Auditory Evoked Potentials.
Am J EEG Technol. déc 1978;18(4):177-209.
31. **Mühler R, Rahne T, Mentzel K, Verhey JL.**
40-Hz multiple auditory steady-state responses to narrow-band chirps in sedated and anaesthetized infants.
Int J Pediatr Otorhinolaryngol. mai 2014;78(5):762-8.

32. **Swanepoel D.**
Clinical Status of the Auditory Steady-State Response in Infants.
Semin Hear. mai 2011;32(02):163-71
33. **Korczak P, Smart J, Delgado R, Strobel T, Bradford C.**
Auditory Steady-State Responses.
J Am Acad Audiol. 1 mars 2012;23:146-70.
34. **François M, Dehan E, Carlevan M, Dumont H.**
Utilisation des ASSR chez l'enfant et comparaison avec les autres examens électrophysiologiques et comportementaux.
Ann Fr Oto-Rhino-Laryngol Pathol Cervico-Faciale. nov 2016;133(5):299-303.
35. **Korczak P, Smart J, Delgado R, M. Strobel T, Bradford C.**
Auditory Steady-State Responses.
J Am Acad Audiol. 1 mars 2012;23(3):146-70.
36. **Swanepoel D, Ebrahim S.**
Auditory steady-state response and auditory brainstem response thresholds in children.
Eur Arch Otorhinolaryngol. févr 2009;266(2):213-9.
37. **Vander Werff KR, Brown CJ, Gienapp BA, Schmidt Clay KM.**
Comparison of auditory steady-state response and auditory brainstem response thresholds in children.
J Am Acad Audiol. mai 2002;13(5):227-35; quiz 283-4.
38. **Stapells D.**
Frequency-specific ABR and ASSR threshold assessment in young infants.
In 2010. p. 67-105.
39. **Cone-Wesson B, Dowel RC, Tomlin D, Rance' G, Ming WJ.**
The Auditory Steady-State Response: Comparisons with the Auditory Brainstem Response.
J Am Acad Audiol. 2002;13(4):15.

40. **Lin Y-H, Ho H-C, Wu H-P.**
Comparison of auditory steady-state responses and auditory brainstem responses in audiometric assessment of adults with sensorineural hearing loss.
Auris Nasus Larynx. avr 2009;36(2):140-5.
41. **Kandogan T, Dalgic A.**
Reliability of Auditory Steady-State Response (ASSR): Comparing Thresholds of Auditory Steady-State Response (ASSR) with Auditory Brainstem Response (ABR) in Children with Severe Hearing Loss.
Indian J Otolaryngol Head Neck Surg. déc 2013;65(S3):604-7.
42. **Firszt JB, Gaggl W, Runge-Samuelson CL, Burg LS, Wackym PA.**
Auditory Sensitivity in Children Using the Auditory Steady-State Response.
Arch Otolaryngol Neck Surg. 1 mai 2004;130(5):536.
43. **Firszt JB, Gaggl W, Runge-Samuelson CL, Burg LS, Wackym PA.**
Auditory Sensitivity in Children Using the Auditory Steady-State Response.
Arch Otolaryngol Neck Surg. 1 mai 2004;130(5):536.
44. **Stueve MP, O'Rourke C.**
Estimation of hearing loss in children: comparison of auditory steady-state response, auditory brainstem response, and behavioral test methods.
Am J Audiol. déc 2003;12(2):125-36.
45. **Cone-Wesson B, Dowell RC, Tomlin D, Rance G, Ming WJ.**
The Auditory Steady-State Response: Comparisons with the Auditory Brainstem Response.
J Am Acad Audiol. 2020;13(4):15.
46. **Small SA, Stapells DR.**
Artifactual responses when recording auditory steady-state responses.
Ear Hear. déc 2004;25(6):611-23.
47. **Picton TW, John SM.**
Avoiding Electromagnetic Artifacts When Recording Auditory Steady-State Responses.
J Am Acad Audiol. sept 2004;15(08):541-54.

48. **Gorga MP, Neely ST, Hoover BM, Dierking DM, Beauchaine KL, Manning C.**
Determining the Upper Limits of Stimulation for Auditory Steady-State Response Measurements.
Ear Hear. juin 2004;25(3):302-7.

49. **Rodrigues GRI, Lewis DR.**
Threshold prediction in children with sensorineural hearing loss using the auditory steady-state responses and tone-evoked auditory brain stem response.
Int J Pediatr Otorhinolaryngol. mai 2010;74(5):540-6.

50. **Van Maanen A, Stapells DR.**
Multiple-ASSR thresholds in infants and young children with hearing loss.
J Am Acad Audiol. sept 2010;21(8):535-45.

51. **Correlation Coefficients.**
Disponible sur: <https://www.andrews.edu/~calkins/math/edrm611/edrm05.htm>

52. **Schmulian D, Swanepoel D, Hugo R.**
Predicting pure-tone thresholds with dichotic multiple frequency auditory steady state responses.
J Am Acad Audiol. janv 2005;16(1):5-17.

53. **Scherf F, Brokx J, Wuyts FL, Van de Heyning PH.**
The ASSR: clinical application in normal-hearing and hearing-impaired infants and adults, comparison with the click-evoked ABR and pure-tone audiometry.
Int J Audiol. mai 2006;45(5):281-6.

54. **Roberson JB, O'Rourke C, Stidham KR.**
Auditory steady-state response testing in children: evaluation of a new technology.
Otolaryngol-Head Neck Surg Off J Am Acad Otolaryngol-Head Neck Surg.
juill 2003;129(1):107-13.

55. **Sininger YS, Hunter LL, Hayes D, Roush PA, Uhler KM.**
Evaluation of Speed and Accuracy of Next-Generation Auditory Steady State Response and Auditory Brainstem Response Audiometry in Children With Normal Hearing and Hearing Loss.
Ear Hear. 2018;39(6):1207-23.
56. **Luiz CBL, Azevedo MF de, Luiz CBL, Azevedo MF de.**
Auditory Steady State Responses in children and adolescents with severe to profound and steeply sloping sensorineural hearing loss.
Audiol – Commun Res. sept 2014;19(3):286-92.
57. **Vander Werff KR, Brown CJ, Gienapp BA, Schmidt Clay KM.**
Comparison of auditory steady-state response and auditory brainstem response thresholds in children.
J Am Acad Audiol. mai 2002;13(5):227-35; quiz 283-4.
58. **Wilson US, Kaf WA, Danesh AA, Lichtenhan JT.**
Assessment of low-frequency hearing with narrow-band chirp-evoked 40-Hz sinusoidal auditory steady-state response.
Int J Audiol. 2 avr 2016 ;55(4):239-47.
59. **Davies RA, Furman JM, Lempert T.**
Chapter 11 – Audiometry and other hearing tests.
Handbook of Clinical Neurology. Elsevier; 2016. p. 157-76. (Neuro-Otology; vol. 137).
60. **Joe Walter Kutz, Jr, MD.**
Audiology Pure-Tone Testing: Overview, Indications, Contraindications.
Medscape. 21 janv 2021.
61. **British Society of Audiology.**
Recommended Procedure Pure-tone air-conduction and bone-conduction threshold audiometry with and without masking. 2011

62. Sliwinska-kowalska M.

Chapter 19 – Hearing. In: Lotti M, Bleecker ML, éditeurs.

Handbook of Clinical Neurology. Elsevier; 2015. p. 341-63. (Occupational Neurology; vol. 131).

63. McCaslin D, Rivas A, Jacobson G, Bennett M.

The Dissociation of Video Head Impulse Test (vHIT) and Bithermal Caloric Test Results Provide Topological Localization of Vestibular System Impairment in Patients With «Definite» Meniere's Disease.

Am J Audiol. 7 nov 2014;24.

64. Voss SE, Herrmann BS.

How Does the Sound Pressure Generated by Circumaural, Supra-aural, and Insert Earphones Differ for Adult and Infant Ears?

Ear Hear. déc 2005;26(6):636-50.

65. Kung BC, Willcox Jr. TO.

EXAMINATION OF HEARING AND BALANCE.

In: Neurology and Clinical Neuroscience. Elsevier; 2007. p. 31&27.

66. Walker JJ, Cleveland LM, Davis JL, Seales JS.

Audiometry Screening and Interpretation.

Am Fam Physician. 1 janv 2013;87(1):41-7.

67. Timothy C, Hain, MD.

Audiometry.

Dizziness-and-balance. 2021.

68. MED-EL.

Air Conduction vs. Bone Conduction: Candidacy Guide for Bone Conduction Systems.

MED-EL Professionals Blog.Innsbruck, Austria. 2019.

69. SWANSEA UNIVERSITY MEDICAL SCHOOL.

Hearing loss.

Ent education swansea .

70. Tomizy F.

A novel Splice Site Mutation in ADGVR1 Detected in Palestinian Family with Hearing Loss by Next Generation Sequencing.

Palestine Polytechnic University & Bethlehem University; 2016.

71. Muller G.

Audiometry in young children.

Can Fam Physician Med Fam Can. juin 1987;33:1475-8.

72. Singleton AJ, Waltzman SB.

Audiometric Evaluation of Children with Hearing Loss.

Otolaryngol Clin North Am. déc 2015;48(6):891-901.

73. Kemaloğlu YK, Gündüz B, Gökmen S, Yilmaz M.

Pure tone audiometry in children.

Int J Pediatr Otorhinolaryngol. févr 2005;69(2):209-14.

74. MRC Multi-centre Otitis Media Study Group.

Influence of age, type of audiometry and child's concentration on hearing thresholds.

Br J Audiol. août 2000;34(4):231-40.

75. Wilson WR, Richardson MA.

Behavioral audiometry.

Otolaryngol Clin North Am. avr 1991;24(2):285-97.

76. British Society of Audiology.

Visual Reinforcement Audiometry for Infants.

British Society of Audiology. 2014.

77. Ptok M.

Subjektive audiometrische Verfahren bei Kindern.

HNO. oct 2014;62(10):694-701.

- 78. American Speech–Language–Hearing Association.**
Types of Tests Used to Evaluate Hearing in Children and Adults.
American Speech–Language–Hearing Association.
- 79. Rudmin FW.**
Brief clinical report on visual reinforcement audiometry with deaf infants.
J Otolaryngol. déc 1984;13(6):367-9.
- 80. Karzon RK, Banerjee P.**
Animated Toys Versus Video Reinforcement in 16–24–Month–Old Children in a Clinical Setting.
Am J Audiol. déc 2010;19(2):91-9.
- 81. Talbott CB.**
A Longitudinal Study Comparing Responses of Hearing–Impaired Infants to Pure Tones Using Visual Reinforcement and Play Audiometry.
Ear Hear. juin 1987;8(3):175-9.
- 82. Pediatric Visual Reinforcement Audiometry (VRA).**
IBM, Children’s Health.
- 83. NHS.**
Hearing tests for children.
nhs.uk. 2017.
- 84. Weiss AD, Karzon RK, Ead B, Lieu JEC.**
Efficacy of earphones for 12– to 24–month–old children during visual reinforcement audiometry.
Int J Audiol. 2 avr 2016;55(4):248-53.
- 85. Gorga MP, Johnson TA, Kaminski JR, Beauchaine KL, Garner CA, Neely ST.**
Using a Combination of Click– and Tone Burst–Evoked Auditory Brain Stem Response Measurements to Estimate Pure–Tone Thresholds.
Ear Hear. févr 2006;27(1):60-74.

86. **Bakhos D, Marx M, Villeneuve A, Lescanne E, Kim S, Robier A.**
Exploration électrophysiologique de l'audition.
Ann Fr Oto-Rhino-Laryngol Pathol Cervico-Faciale. oct 2017;134(5):313-9.
87. **Roberson J.**
Auditory steady-state response testing in children: evaluation of a new technology.
Otolaryngol Head Neck Surg. juill 2003;129(1):107-13.
88. **Bakhos D, Marx M, Villeneuve A, Lescanne E, Kim S, Robier A.**
Exploration électrophysiologique de l'audition.
Ann Fr Oto-Rhino-Laryngol Pathol Cervico-Faciale. oct 2017;134(5):313-9.
89. **Baguley DM, Cope TE, McFerran DJ.**
Functional auditory disorders.
In: Handbook of Clinical Neurology. Elsevier; 2016. p. 367-78.
90. **The Hearing Consultancy.**
Tympanometry.
The Hearing Consultancy.
91. **Pratt SR, Sabo D, Durrant JD.**
Chapter 14 – Assessment of hearing in infants and children.
In: Celesia GG, éditeur. Handbook of Clinical Neurophysiology. Elsevier; 2013. p. 271-97. (Disorders of Peripheral and Central Auditory Processing; vol. 10).
92. **Kemp DT.**
Otoacoustic Emissions.
In: Squire LR, éditeur. Encyclopedia of Neuroscience. Oxford: Academic Press; 2009. p. 317-26.
93. **Kathleen C. M. Campbell.**
Otoacoustic Emissions: Overview, Recording, Interpretation.
Emedicine.medscape. 18 juin 2020.

94. **Tzanakakis MG, Chimona TS, Apazidou E, Giannakopoulou C, Velegrakis GA, Papadakis CE.**
Transitory evoked otoacoustic emission (TEOAE) and distortion product otoacoustic emission (DPOAE) outcomes from a three-stage newborn hearing screening protocol.
Hippokratia. juin 2016;20(2):104-9.
95. **Abdala C, Visser-Dumont L.**
Distortion Product Otoacoustic Emissions: A Tool for Hearing Assessment and Scientific Study.
Volta Rev. 2001;103(4):281-302.
96. **Plourde G.**
Auditory evoked potentials.
Best Pract Res Clin Anaesthesiol. mars 2006;20(1):129-39.
97. **Hill K.**
Evoked Potentials Part 1: Good Practice and Auditory Brainstem Response Kathleen Hill.
Tinnitus toolbox AudiologyOnline. 2018; Article 23607.
98. **Picton TW, Hillyard SA, Krausz HI, Galambos R.**
Human auditory evoked potentials. I: Evaluation of components.
Electroencephalogr Clin Neurophysiol. janv 1974;36:179-90.
99. **Miranda P, Christopher D Cox, Alexander M, Danev S, Jonathan RT Lakey.**
Event-related-potential (ERP) markers of traumatic brain injury (TBI) severity and cognitive function – Understanding how the brain works and thinks post TBI.
Journal of Systems and Integrative Neuroscience. 10 avr 2020.
100. **Lance JW, McLEOD JG.**
The special senses and cranial nerves.
In: Lance JW, McLEOD JG, éditeurs. A Physiological Approach to Clinical Neurology (Third Edition). Butterworth-Heinemann; 1981. p. 219-62.

101. Picton TW, Hillyard SA, Krausz HI, Galambos R.

Human auditory evoked potentials. I: Evaluation of components.

Electroencephalogr Clin Neurophysiol. janv 1974;36:179-90.

102. Stapells D.

Frequency-specific threshold assessment in young infants using the transient ABR and the brainstem ASSR.

In: Comprehensive Handbook of Pediatric Audiology. 2011. p. 409-48.

103. Kung BC, Willcox TO.

CHAPTER 25 – EXAMINATION OF HEARING AND BALANCE.

In: Schapira AHV, Byrne E, DiMauro S, Frackowiak RSJ, Johnson RT, Mizuno Y, et al.,

éditeurs. *Neurology and Clinical Neuroscience. Philadelphia: Mosby; 2007. p. 318-27.*

104. Ferraro JA.

Clinical Electrocochleography: Overview of Theories, Techniques and Applications John A. Ferraro.

AudiologyOnline.

105. Eggermont JJ.

Chapter 5 – Types of Hearing Loss.

In: Eggermont JJ, éditeur. Hearing Loss. Academic Press; 2017. p. 129-73.

106. Rüttiger L, Zimmermann U, Knipper M.

Biomarkers for Hearing Dysfunction: Facts and Outlook.

ORL. 2017;79(1-2):93-111.

107. Santarelli R, Arslan E.

Chapter 5 – Electrocochleography. In: Celesia GG, éditeur.

Handbook of Clinical Neurophysiology. Elsevier; 2013. p. 83-113. (Disorders of Peripheral and Central Auditory Processing; vol. 10).

108. François M.

Potentiels évoqués auditifs stationnaires.

La Lettre d'ORL et de chirurgie cervico-faciale. 2012;janvier-février-mars 2012(n° 328):5.

109. Theodoroff S, Chambers R, McMillan R.

Auditory middle latency responses in individuals with debilitating tinnitus.

Int Tinnitus J. 2011;

110. Mukari SZ-MS, Umat C, Chan SC, Ali A, Maamor N, Zakaria MN.

Effects of Age and Type of Stimulus on the Cortical Auditory Evoked Potential in Healthy Malaysian Children.

J Audiol Otol. 10 janv 2020;24(1):35-9.

111. Bidelman GM, McElwain C.

Objective detection of auditory steady-state responses based on mutual information: Receiver operating characteristics and validation across modulation rates and levels.

PeerJ Preprints; 2017 nov.

112. Picton TW, Durieux-Smith A, Moran LM.

Recording auditory brainstem responses from infants.

Int J Pediatr Otorhinolaryngol. janv 1994;28(2-3):93-110.

113. Knaus V, Mühler R, Verhey JL.

Hearing threshold determination in children using early acoustic evoked potentials: Influence of sedation and anesthesia on quality and measurement time.

HNO. août 2019;67(8):584-9.

قسم الطبيب

أقسم بالله العظيم

أن أراقب الله في مهنتي.

وأن أصون حياة الإنسان في كافة أطوارها في كل الظروف

والأحوال باذلة وسعي في إنقاذها من الهلاك والمرض

و الألم والقلق.

وأن أحفظ للناس كرامتهم، وأستر عورتهم، وأكتم سرهم.

وأن أكون على الدوام من وسائل رحمة الله، باذلة رعايتي الطبية للقريب

والبعيد، للصالح والطالح، والصديق والعدو.

وأن أثابر على طلب العلم، وأسخره لنفع الإنسان لا لأذاه.

وأن أوقر من علمني، وأعلم من يصغرني، وأكون أختاً لكل زميل في المهنة

الطبية متعاونين على البر والتقوى.

وأن تكون حياتي مصداق إيماني في سري وعلايتي، نقيّة مما يشينها تجاه

الله ورسوله والمؤمنين.

والله على ما أقول شهيد

أطروحة رقم 032

سنة 2021

دراسة مقارنة بين الاستجابات جذع الدماغ السمعية والاستجابات السمعية الثابتة لدى الأطفال المصابين بالصمم الشديد إلى العميق

الأطروحة

قدمت ونوقشت علانية يوم 2021/03/12

من طرف

الآنسة هند صافي

المزودة في 03 فبراير 1996 بأسفي

طبيبة داخلية بالمستشفى الجامعي محمد السادس بمراكش

لنيل شهادة الدكتوراه في الطب

الكلمات الأساسية :

استجابة جذع الدماغ السمعية - الاستجابة السمعية الثابتة - عتبة السمع - الأطفال
الصمم الشديد إلى العميق

اللجنة

الرئيس

م. بوسكراوي

السيد

أستاذ في طب الأطفال

المشرف

ع. راجي

السيد

أستاذ في طب الأنف والأذن والحنجرة وجراحة العنق والوجه

ي. رشدي

السيد

أستاذ في طب الأنف والأذن والحنجرة وجراحة العنق والوجه

ن. لوهاب

السيدة

الحكام

أستاذة في طب الجهاز العصبي