

# Veille implants cochléaires

Une représentation graphique uniforme du codage de l'intensité par les systèmes d'Implant Cochléaire de génération actuelle.

**Bart VAERENBERG,**  
**Paul J GOVAERTS,**  
**Thomas STAINSBY,**  
**Peter NOPP,**  
**Alexandre GAULT,**  
**Dan GNANSIA**

## Objectifs

La compréhension et la prédiction des changements des MAP sur les courants électriques délivrés par les électrodes de l'implant cochléaire (IC) constituent un challenge. C'est, cependant, un prérequis important pour programmer efficacement ces systèmes en pratique clinique. Cet article décrit une représentation graphique afin d'illustrer le comportement du codage en intensité de quatre systèmes d'IC (Cochlear, MED-EL, Advanced Bionics (AB), et Neurelec).

## Design

Dans ce but, l'auteur a divisé le codage de l'intensité en deux transformations séparées : (1) de l'entrée acoustique large bande à l'amplitude d'un canal à bande étroite et (2) la fonction de la MAP au sein d'un canal unique. Ces fonctions ont été synthétisées et représentées en graphiques uniformes pour chaque marque d'IC.

## Résultats

Le graphique décrit la sortie d'un canal d'IC en réponse à différents signaux audio d'entrée. Cela a été incorporé dans un logiciel interactif qui illustre les différentes étapes de codage de l'intensité et l'impact de différents paramètres de réglage pour chaque marque d'IC.

## Conclusions

Le graphique fournit au clinicien un outil afin de mieux l'assister dans le réglage de l'IC grâce à une meilleure compréhension et prédiction du comportement des IC, ce qui peut permettre une meilleure interprétation et programmation de l'IC.

## Mots clés

implant cochléaire, réglage, codage de l'intensité, croissance de la sonie, optimisation, programmation, résumé technique.

## Introduction

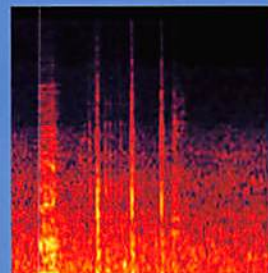
Les implants cochléaires (IC) sont désormais largement acceptés comme un traitement efficace de la surdité profonde (Wilson 1991). Après l'implantation chirurgicale, le processeur de sons doit être programmé de façon appropriée et adaptée à l'individu, ce qui est communément appelé réglage. Le but du réglage est de déterminer un certain nombre de paramètres afin d'assurer que le pattern électrique généré par le système interne, en réponse aux sons, donne une perception auditive optimale (Cope et Totten 2003 ; Shapiro 2012). Plusieurs paramètres de réglage sont disponibles et l'ensemble des valeurs est communément appelé la MAP.

Le principal but dans les systèmes d'IC actuels repose sur la compression d'une large gamme d'intensités présentes dans les signaux d'entrée acoustique en une gamme limitée disponible à la stimulation électrique. Ainsi, la plupart des paramètres de la MAP sont liés au codage de l'intensité tandis que peu sont liés à d'autres caractéristiques de codage du son, comme le codage fréquentiel. Une enquête globale récente sur les pratiques de réglage des IC a montré que dans la plupart des cas, le réglage est limité à la mesure des seuils d'audition des stimulations électriques ainsi qu'à la mesure des niveaux limites de tolérance supérieure pour chaque électrode individuellement (Vaerenberg 2014). Ces niveaux définissent la plage dynamique électrique (Electric Dynamic range : EDR) de chaque électrode et seront référés comme EDR minimum et EDR maximum, respectivement. D'autres paramètres de la MAP peuvent aussi affecter le codage de l'intensité par le système et les ajuster peut donner de meilleurs bénéfices individuellement (Vaerenberg 2014). Cependant, ces paramètres additionnels sont généralement laissés par défaut dans la plupart des cas (Vaerenberg 2014). Les auteurs pensent que les raisons

de cette absence de réglage sont multiples. La raison principale peut résider dans la complexité intrinsèque des systèmes d'IC et de leur traitement des sons ainsi que dans les différences, souvent subtiles, dans les technologies sous-jacentes utilisées par les différents systèmes d'IC. Cela rend difficile de prédire l'impact d'un paramètre spécifique de la MAP sur le comportement d'un système d'IC donné. De plus, les cliniciens programment souvent plusieurs systèmes de différents fabricants et bien que les paramètres aient des noms similaires à travers les marques, ils peuvent être implémentés différemment. Par exemple, les gains du canal dans le système de Cochlear sont appliqués à l'entrée d'un canal, alors que dans le système AB, ils sont ajoutés à la sortie du canal. Bien que cela ait un effet similaire sur la sonie dans les deux systèmes, cela peut induire des effets différents sur les seuils ou le niveau maximum de stimulation, parmi d'autres, comme cela sera mis en évidence plus loin dans l'article.

Dans cet article, nous présentons une représentation graphique uniforme qui illustre les effets de changement des paramètres sur les sorties des IC pour tous les systèmes d'IC actuellement disponibles. Cette représentation a été incorporée dans un logiciel interactif qui permet une visualisation dynamique des effets de certains paramètres de la MAP. Nous croyons qu'un tel résumé exhaustif du comportement des systèmes d'IC, représenté de façon uniforme à travers les marques, peut aider les audiologistes à une meilleure connaissance du comportement clinique de ces systèmes et à une optimisation du processus de réglage.

Le but de cet article n'est pas d'expliquer la signification de tous les paramètres de la MAP trouvés dans les différents systèmes d'IC. Pour ceci, le lecteur doit se référer aux manuels utilisateurs des fabri-



cants et aux recommandations cliniques, ainsi qu'aux présentations exhaustives existantes (Wolfe 2010 ; Shapiro 2012).

## Matériels et méthodes

### Visualisation de la fonction codage en intensité

Dans le but de visualiser la relation entrée-sortie d'un système d'IC, nous avons établi une représentation graphique triaxiale afin de refléter les trois étapes majeures qui peuvent être identifiées dans le processus de traitement du signal des systèmes actuels (Fig. 1) : (1) une étape acoustique où le signal large-bande est capturé par un microphone puis pré-traité ; (2) une étape numérique où le signal a été numérisé et son

énergie distribuée sur un nombre de canaux, et finalement, (3) une étape électrique où l'énergie dans chaque canal est réglée à un niveau d'activation de l'électrode.

La figure 2 illustre l'étape acoustique sur l'axe horizontal de droite (marqué 1), l'étape numérique sur l'axe vertical (marqué 2), et l'étape électrique sur l'axe horizontal de gauche (marqué 3). A chacune de ces étapes, le niveau du signal est exprimé dans l'unité appropriée. Le niveau du signal de l'entrée acoustique est présenté en dB SPL large-bande (étape 1). Le signal est ensuite numérisé et pré-traité (par exemple, beam-forming, réduction du bruit, de-réverbération, etc.), qui inclut souvent aussi l'application d'un filtre de pré-emphase (preemphasis) et d'un facteur de gain, avant que le signal ne soit divisé en

plusieurs bandes de fréquences. Le niveau du signal résultant à la sortie de la banque de filtres n'est plus une représentation directe de la pression acoustique du son. Mais le niveau du signal est exprimé en relation à une valeur numérique maximum appelée Full Scale (échelle complète ; FS ; 0 dB FS, soit, l'amplitude du signal la plus grande qui peut être exprimée par les parties internes du système d'IC, étape 2). Il est essentiel de réaliser qu'à cette étape, l'énergie du signal entrant est divisée en plusieurs canaux, ce qui fait que le dB FS représente une énergie à bande étroite d'un seul canal. Finalement, en utilisant les valeurs d'EDR minimum et d'EDR maximum, cette énergie est réglée par un niveau d'activation de l'électrode. Ce niveau peut être exprimé dans une unité « clinique » qui est affichée par le logiciel de réglage (étape 3a) ou il peut être exprimé dans une unité de charge équivalente par phase d'impulsion au contact du canal de l'électrode (soit, nanoCoulomb (nC), étape 3b).

Par conséquent, l'axe acoustique de la figure 2 montre le niveau de l'entrée sonore de 0 à 120 dB SPL ; l'axe numérique montre l'amplitude du canal de -100 à 0 dB FS ; et l'axe électrique montre la sortie de la charge de 0 à 30 nC. Ainsi, l'ensemble des trois axes de la figure 2 permet la visualisation de deux transformations distinctes : à droite, le pré-traitement qui se fait sur le signal large-bande, à gauche la fonction de « mapping » qui est utilisée pour transformer l'énergie à bande étroite au sein de chaque canal en un niveau d'activation de l'électrode. Ce graphique est appelé fonction de codage de l'intensité (Intensity Coding Function : ICF) et le logiciel interactif, qui permet la visualisation dynamique de ces fonctions en variant les paramètres de la MAP est appelé Codage de l'intensité dans les IC (ICCI). Ces deux outils sont expliqués de façon plus détaillée dans le texte.

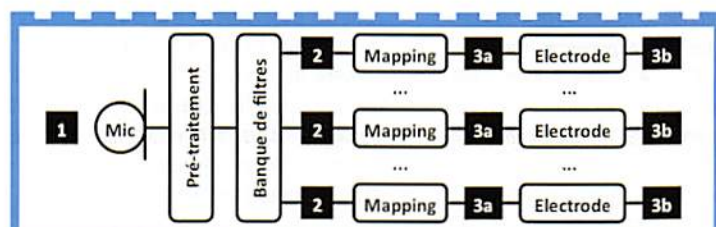


Fig. 1. Diagramme des étapes de traitement de l'implant cochléaire qui montre les différentes étapes pour lesquelles les niveaux du signal sont considérés : (1) l'intensité du signal acoustique ; (2) l'amplitude du signal numérique limité par bande à la sortie de la banque de filtres ; et (3) la magnitude de la stimulation électrique, soit comme affichée dans le logiciel de réglage (3a) ou comme quantité équivalente de charge délivrée par l'électrode (3b).

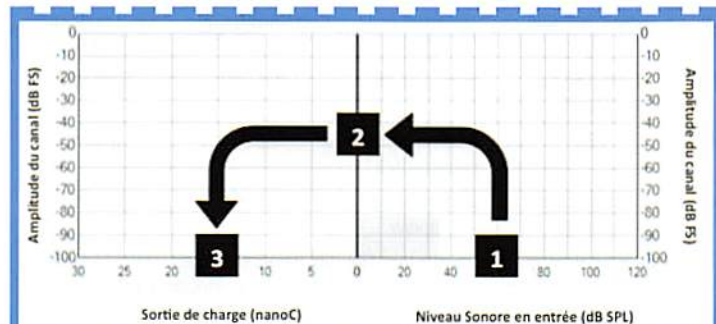
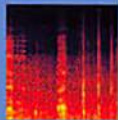


Fig. 2. Graphique, vide, de la fonction de codage en intensité qui montre les trois dimensions des étapes du traitement du signal : (1) la dimension acoustique sur l'axe horizontal de droite, représentant le niveau sonore de l'entrée large-bande (dB SPL) ; (2) la dimension numérique sur l'axe vertical central, représentant l'amplitude d'un canal à bande étroite (dB FS) ; (3) la dimension électrique sur l'axe horizontal de gauche, représentant la sortie en charge (nC).



## Objectifs, contraintes et avertissements

Les différents systèmes d'IC actuels ont tous leurs stratégies particulières de traitement du signal, ce qui rend difficile la réalisation d'un modèle général qui les explique tous. Pour cette raison, certaines contraintes ont été appliquées qui permettent aux graphiques d'avoir un cadre bien défini dans lequel ils devront être interprétés. Premièrement, les graphiques ne reflètent que la génération actuelle des systèmes d'IC (année 2013) et utilisent leurs stratégies de codage par défaut. Pour Cochlear (Sydney, Australie), c'est le processeur CP810 avec la stratégie ACE et l'implant CI512 ; pour MED-EL (Innsbruck, Autriche), c'est le processeur OPUS 2 avec la stratégie FS4 et l'implant CONCERTO ou SONATA ; pour Advanced Bionics (AB, Stäfa, Suisse), c'est le processeur Naida CI Q70 avec la stratégie HiRes et l'implant HiRes90k ; pour Neurelec (Vallauris, France), c'est le processeur Saphyr avec l'implant Digisonic SP. Deuxièmement, un certain nombre de caractéristiques ont été exclues de l'analyse, soit parce qu'elles ont peu d'effet sur le codage de l'intensité ou soit parce qu'elles sont trop dynamiques (elles dépendent des aspects temporeux et spatiaux du signal d'entrée) pour être visualisées sur un graphique statique. Ces caractéristiques incluent : mixage de l'entrée et « beam-forming » (l'utilisation de plusieurs microphones, en association avec la boucle d'induction magnétique ou autre auxiliaire, etc.), les options de contrôle du volume qui peuvent être manipulées par l'utilisateur, les algorithmes de réduction du bruit, les aspects temporeux des stratégies de codage de la parole, etc. Ces caractéristiques n'ont pas été incluses dans le logiciel ICCI et leurs effets sur le comportement du système sont ignorés. Les caractéristiques qui ont été incluses sont : EDR Minimum, EDR maximum, plage de « mapping » instantanée (Instantaneous Mapping Range : IMR), gain d'entrée, gain de sortie, compression d'entrée et compression de sortie. Ces caractéristiques et leurs paramètres qui leur sont reliés, sont résumés dans la **table 1** par chacun des fabricants. Les EDR minimum et maximum définissent la plage des niveaux de stimulation pour chacune des électrodes. IMR (exprimé en dB) est la plage des niveaux d'entrée sonore qui est codée dans l'EDR à chaque instant du temps. Le gain d'entrée est l'application d'un facteur de gain

au signal d'entrée large-bande. Le gain de sortie est l'application d'un facteur de gain par électrode. La compression d'entrée est la compression à long-terme du signal d'entrée large-bande due aux systèmes de contrôle automatique du gain (Automatic Gain Control : AGC). La compression de sortie est la compression instantanée appliquée à chaque canal (dans la fonction de « mapping »).

Même pour ces paramètres MAP qui sont inclus, tous les détails techniques ne sont pas implémentés dans l'application ICCI. Aussi, il doit être considéré comme un outil d'assistance qui fournit des indications sur le comportement de ces systèmes et non pas comme une simulation exacte de leurs algorithmes de traitement du signal. Ceci est important car cela peut donner lieu à des différences entre la documentation technique fournie par les fabricants d'IC et les sorties données par l'application ICCI. Le lecteur doit comprendre que concernant la précision technique, la documentation des compagnies d'IC prévaut toujours. Cependant, les auteurs sont convaincus que les possibles différences données par l'application ICCI sont compatibles avec le but principal de cet article, c'est-à-dire d'assurer une compréhension principale du codage de l'intensité dans les IC. Certains des auteurs ont des postes de responsable dans les compagnies d'IC. Leur contribution a été essentielle au développement des représentations graphiques et du contenu de cet article. Mais ni eux ni les compagnies d'IC ne peuvent être tenus comme léga-

ment responsables des éventuelles inconsistencies qui n'ont pu être évitées dans le but d'une meilleure compréhension de cet article et de l'application associée. L'utilisation du logiciel ICCI et l'interprétation des graphiques ICF ont pour but d'assister les cliniciens compétents, programmeurs d'IC, qui restent pleinement et les seuls responsables de leur utilisation en clinique.

## Sources d'information

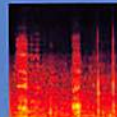
Les graphiques ICF ont été synthétisés à partir de sources documentaires existantes et elles ont été vérifiées par les ingénieurs des fabricants d'IC. Les fabricants fournissent, tous, les descriptions générales de leurs systèmes d'IC dans leur logiciel de réglage, aussi les concepts basiques ont été obtenus à partir des contenus des aides de Custom Sound 3.2 et du document Cochlear Clinical Guidance (Cochlear Ltd. 2012), des contenus d'aide de Maestro 4.0 (MED-EL G.m.b.H 2012a) et du document FocusOnFine-Hearing Technology (MED-EL G.m.b.H 2012b), des contenus d'aide de SoundWave 2.1 (Advanced Bionics LLC 2012) et des contenus d'aide de Digimap 3.4 (Neurelec SA 2012). Ces sources sont conçues pour assister à la programmation de certaines tâches mais elles manquent souvent de détails et de cohésion en ce qui concerne la chaîne de traitement du signal dans son ensemble. Afin de construire les graphiques ICF, des informations supplémentaires ont été requises.

	Cochlear	MED-EL	Advanced Bionics	Neurelec
EDR minimum	T (CL)	THR (QU)	T (CU)	Min (µs)
EDR maximum	C (CL)	MCL (QU)	M (CU)	Max (µs)
IMR	C-SPL – T-SPL	Fenêtre de son adaptative	IDR	[Fixée] (85 dB)
Gain d'entrée	Sensibilité (dB)	Sensibilité AGC (%)	Sensibilité (dB)	Gain analogue (dB)
Gain de sortie	Gain (dB) ou ADRO	[Fixée] (0 dB)	Gain (dB)	Gain (dB)
Compression d'entrée	ASC	Taux de compression AGC	AGC	[Fixed]
Compression de sortie	Croissance en sonie (Q)	Compression Maplaw	[Fixée]	Volume

Cette table liste les paramètres qui sont avant tout liés aux caractéristiques. Dans le système MED-EL, le Gain d'entrée et la Compression d'entrée sont tous deux affectés par la combinaison des paramètres de Sensibilité AGC et de Taux de compression.

ADRO, adaptive dynamic range optimization ; AGC, automatic gain control ; ASC, autosensibilité ; EDR, plage dynamique électrique ; IDR, plage dynamique d'entrée ; IMR, plage de mapping instantanée ; MCL, niveau le plus confortable ; Q, croissance en sonie ; THR, seuil.

**TABLE 1. Caractéristiques de traitement qui sont prises en considération dans la fonction de codage en intensité avec le nom des paramètres correspondants pour les différentes marques.**



Cette information a été partiellement obtenue à partir d'articles publiés (Hochmair 2006 ; Koch 2007), de présentations à des conférences, et de documentation fragmentée qui a été collectée par les auteurs au cours des années. Des interviews individuelles avec les ingénieurs des compagnies ont été menées afin de compléter et de valider les sources utilisées.

## Le graphique ICF

Signaux d'entrée : le graphique ICF est tracé en réponse à trois types de signaux : un son pur (ajustable en fréquence entre 100 et 8000 Hz), un signal de parole ou un signal de bruit blanc. Il est par conséquent assumé que : (1) la fréquence d'un son pur est égale à la fréquence centrale de la bande de filtre d'un canal donné, et tombe complètement dans ce canal (il y a 0 dB d'atténuation en ce qui concerne l'énergie large bande) ; (2) le signal de parole ne tombe pas dans un canal unique, il est distribué sur un ensemble de canaux de telle façon que sur un canal donné, il reçoit l'énergie du signal de parole qui est égale à l'énergie large-bande atténuée de 12 dB ; (3) le signal de bruit blanc est distribué sur tous les canaux de telle façon que sur un canal donné, il reçoit l'énergie du signal de bruit blanc égale à l'énergie large-bande atténuée de 24 dB. L'atténuation de 24 dB est liée au fait, qu'en moyenne, le canal IC a une largeur de bande de 493 Hz ce qui représente 1/16 de la largeur totale (8 kHz) des systèmes de génération actuelle. Pour le signal de la parole, ayant à n'importe quel moment donné, une largeur de bande entre celle d'un son pur et d'un bruit blanc, l'atténua-

tion a été choisie comme la moyenne des atténuations des signaux de son pur (0 dB) et du bruit blanc (24 dB), soit 12 dB. Il doit être noté, que le choix de ces atténuations est une simplification et qu'en réalité, l'atténuation est hautement dépendante de la façon dont le filtre passe bande du canal est organisé en fonction du signal entrant (par exemple, un bruit blanc sera plus atténué dans les canaux graves que dans les canaux aigus car la largeur de bande d'un canal augmente avec la fréquence). Il est également supposé que tous les signaux d'entrée présentent une intensité à long-terme stable pour laquelle les systèmes AGC atteignent une convergence (c'est-à-dire, que l'intensité large bande est maintenue stable pendant une période plus longue que le temps d'attaque du système). Cette réponse aux intensités à long-terme inclus, parmi d'autres, la fonction de gain statique des systèmes AGC (un nouveau gain est calculé à partir de cette fonction lorsque l'intensité à long-terme du signal entrant change). Toutefois, les graphiques ICF de l'application ICCL, comme illustré dans la **figure 3**, permettent la visualisation des réponses à des fluctuations rapides (symboles ouverts) le long de cette intensité à long-terme (symboles pleins), pour lesquels il est supposé qu'ils ne déclenchent pas les détecteurs lents des systèmes d'AGC. L'annexe B montre ce type de graphique pour les quatre marques d'IC à trois intensités différentes (35, 65 et 95 dB SPL).

Microphone, pré-emphase, bruit de fond du système : dans les graphiques ICF, le pré-traitement initial (front end) et les étapes de la banque de filtres sont associés et décrits à droite du graphique

(Fig. 2). La réponse en fréquence du microphone n'est pas considérée (elle est considérée comme plate). Le bruit du système (déterminé essentiellement par le bruit de fond du microphone) est assumé d'être blanc au sein de la gamme traitée (0.1 à 8 kHz) et équivalent à 35 dB SPL dans une bande acoustique de la même gamme. Comme lorsque le signal d'entrée est du bruit blanc, l'énergie par canal est considérée comme égale à l'énergie large bande atténuée de 24 dB, et serait, par conséquent, équivalente à approximativement 11 dB SPL par canal en moyenne, comme illustré dans la **figure 4**. Pour tous les systèmes, le filtre pré-emphase est considéré comme un filtre « A-weighting ». L'application ICCL permet d'ajuster la fréquence centrale du canal observé, de façon à ce que l'effet de pré-emphase devienne apparent. Dans cet article, cependant, tous les graphiques ICF montrent les canaux centrés sur environ 1000 Hz, ainsi, l'atténuation du filtre de pré-emphase est égale à zéro.

Mapping : l'étape de « mapping » est illustrée à gauche du graphique ICF (Fig. 2). Elle règle l'amplitude du canal en un « niveau d'activation d'électrode » exprimé dans l'unité qui est présentée aux cliniciens dans le logiciel de réglage du fabricant. Les caractéristiques spécifiques à la stratégie (par exemple, « curent steering » ; Kock 2007) ne sont pas considérées dans les graphiques ICF. Il existe une option pour convertir le niveau exprimé en unité spécifique au fabricant en un équivalent de charge général, exprimé en nanoCoulomb par phase d'impulsion, comme illustré dans la **figure 5**.

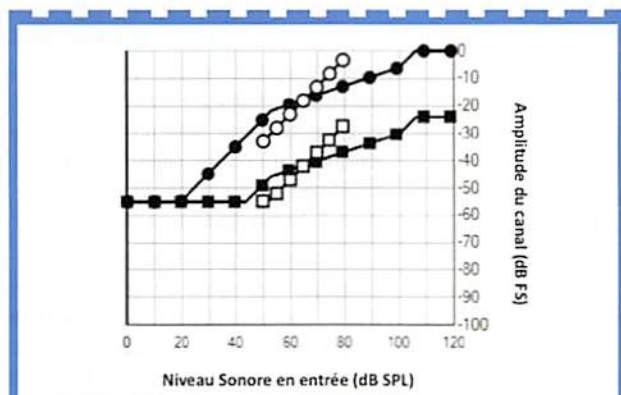


Fig. 3. Exemple de graphique montrant la transformation pour MED-EL de l'entrée acoustique en amplitude d'un canal pour des signaux de son pur (cercles) et de bruit blanc (carrés). La réponse de l'intensité à long-terme est tracée en symboles pleins. La réponse aux déviations rapides (+/- 15 dB) d'une intensité, moyennée à long-terme, de 65 dB SPL est tracée en symboles vides.

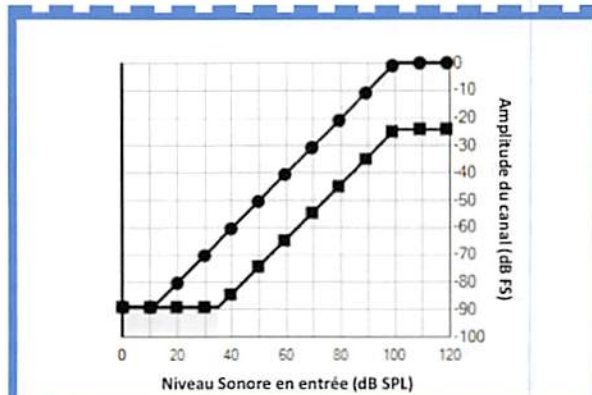
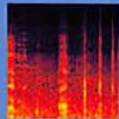


Fig. 4. Exemple de graphique montrant le bruit de fond du système Neurelec (équivalent à 35 dB SPL) illustré par une aire en gris clair en bas à gauche. Il cause un effet de bruit de fond équivalent à 11 dB SPL sur l'amplitude d'un canal pour des signaux de sons purs (cercles) et un effet de bruit de fond équivalent à 35 dB SPL pour des signaux de bruit blanc (carrés).



## Résultats

Nous avons établi une représentation graphique en trois étapes pour le codage de l'intensité des quatre marques de systèmes d'IC de génération actuelle. Cette représentation est disponible sous forme de graphiques statiques, comme montré dans l'Annexe A, mais elle est plus utile dans le logiciel d'application ICCI qui montre des interactions dynamiques (voir le contenu numérique : <http://links.lww.com/EANDH/A140>). Il illustre l'impact des paramètres de la MAP sur le codage de l'intensité et permet la compréhension et la prédiction de la transformation des signaux acoustiques en champ-libre à travers les bandes numériques limitées en énergie en stimuli électriques à la sortie des électrodes/canaux de l'IC. Cette approche montre un certain nombre de caractéristiques de la MAP qui sont communes aux quatre fabricants ainsi qu'un nombre de caractéristiques qui sont spécifiques à un système et comment elles affectent le codage des sons.

### Caractéristiques communes

Gain/sensibilité de l'entrée : toutes les marques ont un paramètre qui peut être utilisé pour ajuster la sensibilité du microphone. Dans les systèmes Cochlear et AB, il est appelé Sensibilité. Dans les systèmes Neurelec, il est appelé Gain Analogue. Ces trois systèmes fonctionnent comme un gain fixe appliqué au signal d'entrée. Dans les systèmes MED-EL, la sensibilité du microphone est définie comme une combinaison de la Sensibilité AGC et du Taux de compression AGC. L'augmentation de la sensibilité AGC déplace le seuil de déclenchement AGC vers les sons faibles, résultant en des sons d'intensité plus faible qui sont représentés au sein de l'EDR. L'augmentation du taux de compression réduit la partie de l'EDR qui est assignée aux signaux se trouvant au-dessus du seuil de déclenchement de l'AGC, résultant également en un codage des sons plus faibles dans l'EDR.

En plus de la sensibilité statique du microphone, certains systèmes d'IC ont un mécanisme qui ajuste automatiquement la sensibilité du microphone en fonction des niveaux sonore de l'environnement. Dans les systèmes Cochlear, cela est appelé Autosensibilité (ASC), il utilise le niveau de bruit environnemental pour déterminer un gain d'entrée approprié. Dans les systèmes MED-EL et AB, cela est appelé Contrôle automatique du gain

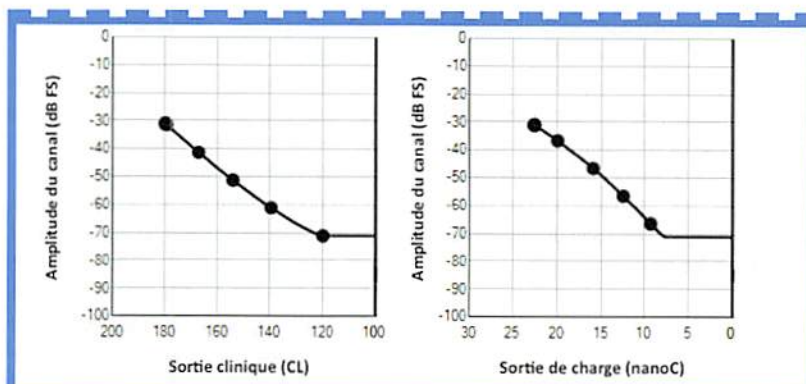


Fig. 5. Exemple de graphiques montrant la fonction de mapping de Cochlear exprimée à la fois dans leur unité clinique (graphique de gauche) et dans son équivalent en charge par phase d'impulsion (avec une largeur d'impulsion de 50 µsec) (graphique de droite). FS, Full Scale (échelle complète).

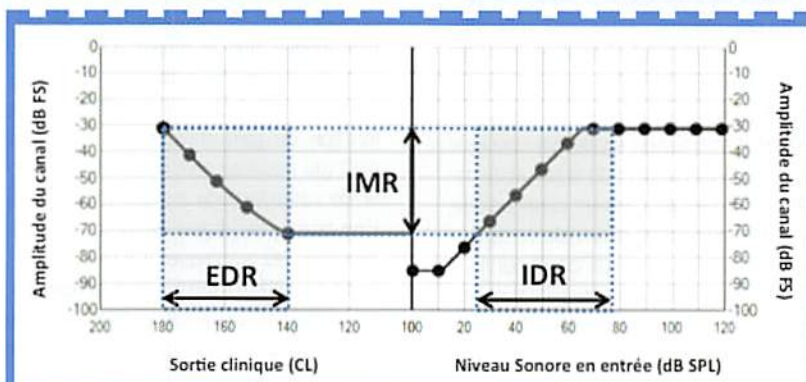
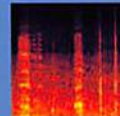


Fig. 6. Exemple de graphiques montrant le codage de Cochlear de l'IDR dans un EDR compris entre 140 et 180 CL en utilisant les valeurs des paramètres par défaut (T-SPL=25, C-SPL=65, Sensibilité = 12). L'IMR de 40 dB (entre les T-SPL et les C-SPL) est potentiellement étendue à une IDR de 52 dB lorsque l'ASC est activée et que la sensibilité est de 12. ASC, autosensibilité ; EDR, plage dynamique électrique ; IDR, plage dynamique de l'entrée ; IMR, plage de mapping instantanée.

(AGC) qui sont des systèmes à double-boucle. Bien qu'ils soient implémentés différemment, ces deux systèmes utilisent le niveau du signal entrant pour déterminer un gain approprié. Ils contiennent un détecteur lent avec un temps d'attaque relativement lent, ce qui signifie, qu'ils fonctionnent comme un contrôle du volume. Les processeurs Neurelec n'ont pas de caractéristiques AGC.

Bruit de fond, IDR, IMR et saturation : tous les fabricants fournissent des valeurs pour leurs paramètres de réglage qui permet l'exclusion du bruit du système de l'EDR (comme décrit plus tôt dans cet article) et ainsi de ne pas être perçu par le patient. Ceci est accompli en limitant efficacement la plage des niveaux du signal (IMR) qui est codée dans l'EDR à un moment donné. Dans les systèmes Cochlear, la position et la taille de l'IMR peut être fixée avec les paramètres T-SPL et les C-SPL (Fig. 6). AB fournit un paramètre de dynamique d'entrée (IDR) qui affecte la taille de l'IMR

uniquement. Neurelec et MED-EL ont une IMR fixe. Les réglages pour le gain/sensibilité d'entrée, comme décrits précédemment dans l'article, affectent également l'IMR dans toutes les marques. De plus, l'utilisation des systèmes AGC introduit le besoin de distinguer deux approches différentes à la plage d'entrée : (1) la plage qui est instantanément considérée (IMR) et (2) la plage complète (IDR) qui est couverte lorsque l'on déplace cette plage instantanée en réponse à l'ajustement automatique du facteur gain/sensibilité de l'entrée. Les quatre marques ont une limite supérieure pour le niveau du signal d'entrée aux alentours de 100 dB SPL. Au-delà de ce niveau, les systèmes saturent. Etant donné les 11 dB SPL équivalents au bruit de fond au sein d'un canal unique, cela signifie que les systèmes d'IC pourraient fournir une IDR jusqu'à 90 dB. Ces 90 dB, cependant, doivent être codés dans un EDR qui est d'une magnitude d'ordre inférieure (typiquement en dessous de

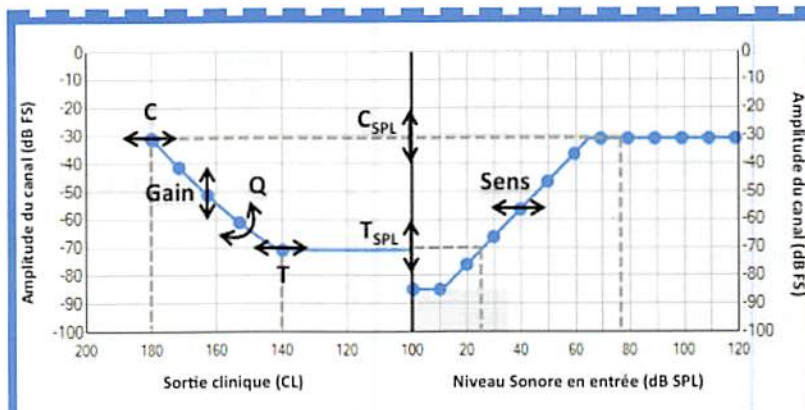


10 dB), signifiant qu'il y a un compromis entre la plage et la résolution. Cochlear maximise la résolution électrique en limitant son IMR à 40 dB par défaut. Dans les systèmes MED-EL, une IMR fixe de 55 dB est utilisée. AB utilise 60 dB par défaut. Neurelec maximise la gamme et code 85 dB dans son EDR.

## Cochlear

La **figure 7** montre le graphique ICF pour Cochlear avec l'impact de ses paramètres de MAP. Cochlear utilise le terme IIDR pour se référer à l'IMR. Les niveaux de seuil (T) et de confort maximum (C) déterminent la plage et la position de l'EDR. L'IMR/IIDR est déterminé par les paramètres T-SPL et C-SPL mais les changements de sensibilité du microphone (également lorsque déterminée dynamiquement par l'ASC) affectent également sa position (ils altèrent les niveaux sonores les plus faibles qui sont codés dans l'EDR). Les changements de sensibilité modifient également le seuil de déclenchement de l'AGC (c'est-à-dire, le niveau d'entrée qui correspond à la stimulation des niveaux C), à ne pas confondre avec les systèmes d'AGC d'AB et de MED-EL, qui servent de contrôle de volume). Par conséquent, les valeurs des paramètres C-SPL et T-SPL reflètent seulement les niveaux d'entrée actuels si la valeur du paramètre de sensibilité est prise en considération (c'est-à-dire, une valeur du C-SPL de 65 code seulement 65 dB SPL en niveaux de C si la sensibilité est réglée à 12 (par défaut) ; si la sensibilité est réglée à 0, alors la valeur C-SPL de 65 codera 77 dB SPL en niveaux de C). De plus, l'ASC peut ajuster la sensibilité en fonction des niveaux sonore de l'environnement. Dans le calme, un programme avec ASC agit de façon similaire à un programme avec aucun traitement de l'entrée additionnel, avec un réglage de la sensibilité fixe. Mais si le niveau du bruit de fond, est au-dessus du seuil de déclenchement de l'ASC (57 dB par défaut), la sensibilité est alors réduite en fonction du niveau du bruit de façon à ce que les pics de la parole excèdent le spectre du bruit moyen à long-terme d'au moins 15 dB (Cochlear Ltd. 2012). L'ASC peut seulement réduire, et non augmenter, la valeur de la sensibilité réglée dans la MAP (si la sensibilité est réglée à 0 alors l'ASC n'a aucun effet).

Un système AGC avec une compression infinie garde le signal d'entrée large-bande à l'intérieur de la plage. Les



**Fig. 7.** Graphiques de la fonction codage en intensité des systèmes Cochlear en réponse à un son pur, montrant le pré-traitement modifié par la Sensibilité à droite et le mapping modifié par T-SPL, C-SPL, T, C, Gain, et croissance en sonie (Q) à gauche. Les flèches rectilignes montrent des translations ; les flèches incurvées indiquent des changements de la forme de la courbe. C, confort maximum ; Sens, sensibilité ; T, seuil.

signaux au-dessus de C-SPL ne sont pas coupés mais leur sortie pic est effectivement limitée au C-SPL (65 dB) par l'AGC (temps d'attaque=5msec ; temps de retour=75msec). L'AGC agit afin d'empêcher l'écrêtage par son attaque rapide et son décroissement plus lent.

Les gains spécifiques à chaque canal sont appliqués à l'entrée du canal (c'est-à-dire, à la sortie de la banque de filtres). Ils sont soit déterminés par les gains cliniques statiques spécifiés dans la MAP ou par l'optimisation de la gamme dynamique adaptative (Adaptative Dynamic Range). Les gains cliniques varient de -12 à +10 dB et ont pour effet d'amplifier l'entrée du canal par une valeur fixe, mais ils sont ignorés lorsque l'optimisation de la gamme dynamique adaptative est activée.

La stimulation au-dessus des niveaux C ne peut jamais se produire, même si les gains cliniques sont fixés à +10 dB. Lorsque l'on applique un gain positif à un canal, la saturation (produisant la stimulation des niveaux de C) se produit pour ce canal à un niveau d'entrée de C-SPL moins le gain, par exemple, 55 dB SPL lorsque le C-SPL est de 65 et le gain du canal est de +10.

Lorsque l'on utilise un gain négatif, un canal n'atteindra jamais la stimulation au niveau des C. En fait, la saturation (niveau de stimulation maximum) se produit en dessous des niveaux de C car l'entrée présentée au canal est déjà limitée (à C-SPL) par l'AGC à action rapide et par la suite, atténuée par l'application d'un gain du canal négatif.

Les amplitudes en dessous de T-SPL ne produisent pas de stimulation. En effet, les signaux en dessous de T-SPL sont ignorés.

Régler le T-SPL en dessous de 25 dB peut produire un bruit (du système) électrique excessif qui serait perçu constamment.

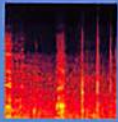
En augmentant le C-SPL (d'autant plus lorsque combiné à une augmentation des niveaux C) peut causer une perception de la sonie psychophysique différente. Afin de compenser cet effet, le logiciel CustomSound ajuste automatiquement le paramètre de la fonction de sonie (Q). Le paramètre Q définit le pourcentage de la gamme dynamique (EDR) qui est alloué aux 10 dB les plus élevés de l'entrée qui est codée (IMR). Une valeur de Q plus basse équivaut à plus de compression et infléchit la fonction d'autant plus. D'après le fabricant, Q ne doit pas être vue comme une compression, et Cochlear ne conseille pas de faire de changement important de Q.

La largeur de l'impulsion n'est pas prise en compte dans l'unité du niveau de courant (CL) utilisé dans le logiciel de réglage. Par conséquent, doubler la largeur de l'impulsion tout en gardant les mêmes niveaux de T et de C fera que le canal délivrera deux fois plus de charge (par phase d'impulsion) à l'électrode.

La précision de l'amplitude de l'impulsion est limitée aux valeurs entières entre T et C. Par conséquent, dans un canal avec T=140 et C=170, chaque amplitude du canal est codée dans 1 des 31 amplitudes d'impulsion distinctes disponible entre 140 et 170.

## MED-EL

La **figure 8** montre le graphique ICF pour MED-EL avec l'impact des paramètres de la MAP. Le système AGC de MED-EL est un système AGC à double-boucle (Stöbich,



# > VEILLE IMPLANTS COCHLÉAIRES

1999). Les détecteurs lent et rapide fonctionnent en parallèle sur le même signal d'entrée. Les sorties résultantes de ces deux détecteurs sont comparées afin de déterminer le gain correspondant. Avec la compression par défaut de 3 : 1 et une sensibilité de 75%, le gain statique de l'AGC à double-boucle a son seuil de déclenchement à 52.7 dB SPL. Le détecteur rapide a un temps d'attaque de 4 msec et un temps de retour de 16 msec ; le détecteur lent a un temps d'attaque de 100 msec et un temps de retour de 400 msec. Le seuil de déclenchement est décalé (+ 14 dB à -5 dB par rapport à la valeur par défaut) lorsque le paramètre de sensibilité de l'AGC est modifié. Le système AGC garde le signal d'entrée large-bande à l'intérieur de la plage. Le détecteur AGC rapide agit afin d'empêcher l'écrêtage par son attaque rapide et son relâchement lent. Une entrée de 106 dB SPL donnera une stimulation aux niveaux des seuils MCL. La limite supérieure pour le niveau du signal est de 100 dB SPL avec 6 dB de plage disponible pour les fluctuations rapides (pics), voir Annexe B, les graphiques ICF montrant des fluctuations rapides (voir Supplemental Digital Content, <http://links.lww.com/EANDH/A140>).

MED-EL utilise le terme de fenêtre d'entrée adaptative (Adaptative Sound Window) pour leur IMR de 55 dB. La position de cette fenêtre est contrôlée par le système AGC. En déplaçant l'IMR en réponse à l'intensité du signal d'entrée, MED-EL obtient une IDR d'environ 75 dB. Les niveaux THR et MCL déterminent la plage et la position de l'EDR. Une stimulation au-dessus des niveaux MCL ne peut jamais se produire. Dans le mode de volume IBK, habituellement utilisé, aucune stimulation en-dessous des seuils THR peut se produire pour n'importe quel niveau de volume (0 à 100%) et le niveau THR est le niveau de stimulation minimum pour chaque canal activé, ce qui signifie que le système délivrera des charges à tous les canaux activés qui ont un niveau THR supérieur à 0, même s'il n'y a pas de signal d'entrée de présent.

Le paramètre de compression Maplaw définit la fonction en croissance de sonie pour coder les amplitudes du canal (enveloppe) au sein de l'EDR. Une valeur de compression plus élevée assigne une plus grande portion de l'EDR aux sons faibles. Une compression plus basse assigne une plus grande portion de l'EDR aux sons forts.

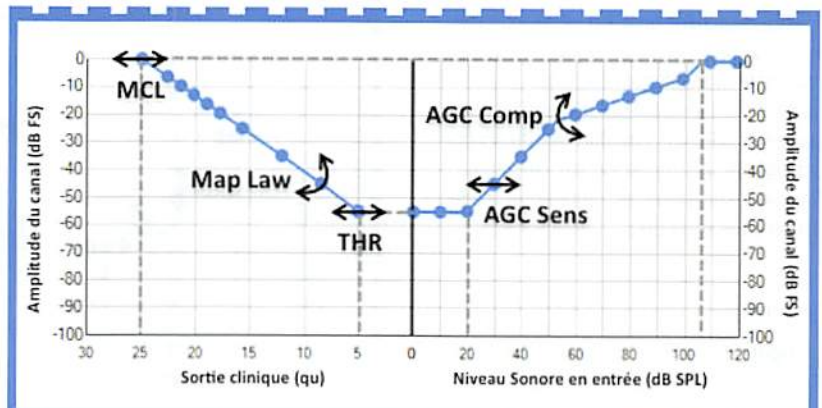


Fig. 8. Graphiques de la fonction de codage en intensité des systèmes MED-EL en réponse à un son pur, montrant le pré-traitement modifié par le sensibilité et la compression de l'AGC à droite et le mapping modifié par THR, MCL, Gain, et la compression MapLaw à gauche. Les flèches rectilignes montrent des translations ; les flèches incurvées indiquent des changements dans la forme de la courbe. AGC, contrôle automatique du gain ; Comp, taux de compression ; MCL, niveau le plus confortable ; Sens, sensibilité ; THR, seuil.

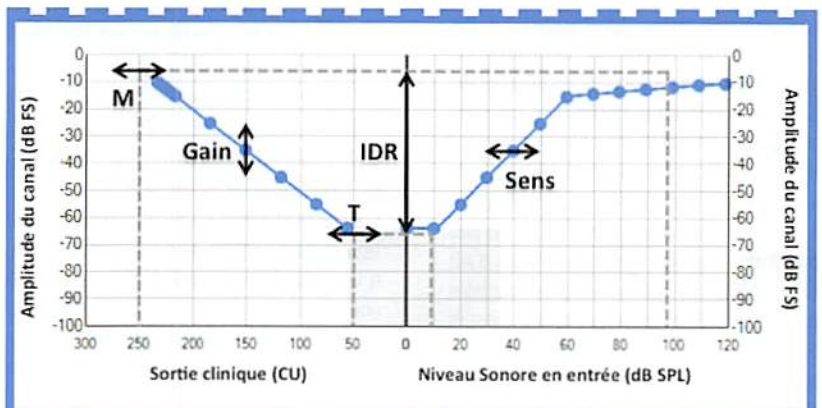
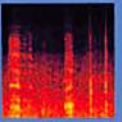


Fig. 9. Graphiques de la fonction de codage en intensité des systèmes Advanced Bionics en réponse à un son pur, montrant le pré-traitement modifié par le paramètre de sensibilité à droite et le mapping modifié par les paramètres T, M, Gain et IDR à gauche. IDR, plage dynamique d'entrée ; M, niveau le plus confortable ; T, seuil ; Sens, sensibilité.

L'amplitude d'une impulsion de stimulation est donnée en unités de courant (CU). Une unité de courant est approximativement 1  $\mu$ A. La charge d'une phase est définie comme le produit du courant de stimulation en CU par la durée de la phase de l'impulsion, qui est décrit en microsecondes dans le logiciel de réglage. Une unité de charge (CU) est approximativement 1 nC. Le logiciel de réglage MED-EL est basé sur la charge, de ce fait, l'amplitude de l'impulsion (CU) ne peut pas être manuellement ajustée. En fait, la charge de l'impulsion est réglée dans le logiciel de réglage. Le doublement de la durée de phase (par exemple, en augmentant la durée minimum) tout en gardant les niveaux THR et MCL (QU) identiques, ne modifiera pas la charge délivrée par le canal (par phase d'impulsion) à l'électrode, l'amplitude de l'impulsion (CU) sera diminuée automatiquement.

## Advanced Bionics

Le **figure 9** montre le graphique ICF pour AB avec l'impact des paramètres de la MAP. La sensibilité est appliquée comme un gain constant à l'entrée large-bande, avant que le signal ne soit traité par l'AGC. Le système AGC d'AB dispose également de deux détecteurs (rapide et lent). Les sorties résultantes de ces deux détecteurs sont comparées afin de déterminer le gain correspondant. Le détecteur lent a un temps d'attaque long, ce qui signifie que le système travaille comme un control de volume qui garde le niveau d'entrée à l'intérieur de la plage. Il dispose d'un facteur de compression de 12 : 1, un temps d'attaque de 240 msec et un temps de retour de 1500 msec, et un seuil large-bande d'environ 63 dB SPL. Le détecteur rapide a un seuil de 71 dB SPL et il est utilisé pour empêcher l'écrêtage. La limite supérieure du niveau du signal est de 97 dB SPL.

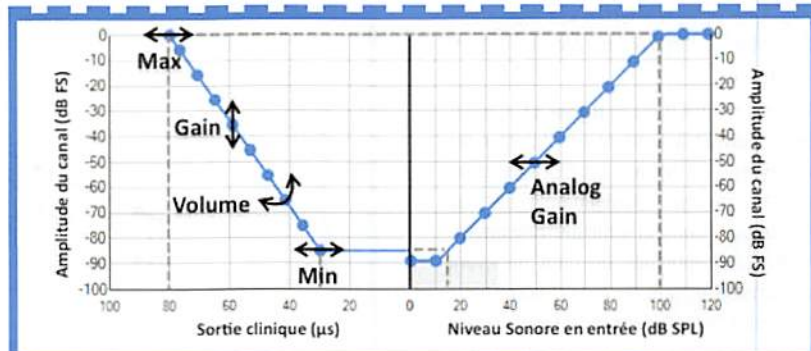


La position de la fenêtre IMR dans les systèmes AB est contrôlée par le système AGC. Le paramètre IDR détermine la taille de la fenêtre IMR. Le niveau T et le niveau le plus confortable (M) déterminent la plage et la position de l'EDR. La stimulation au-dessus du niveau M est possible. Lorsque l'AGC est désactivée, un signal d'entrée d'un son-pur de 5000 Hz d'un peu plus de 60 dB SPL donne une stimulation au niveau M. En augmentant le niveau d'entrée un peu plus, on obtient une augmentation des unités cliniques (CU) au-delà du niveau M. De façon similaire, la stimulation se poursuit également de façon linéaire en dessous du niveau T. En réglant une valeur d'IDR large ou une sensibilité élevée en association avec des niveaux T corrects (mesurés) résulte en un bruit électrique (du système) qui est constamment perçu. Ceci est à relier au bruit du microphone comme décrit précédemment dans l'article, ce qui est ensuite codé dans l'EDR.

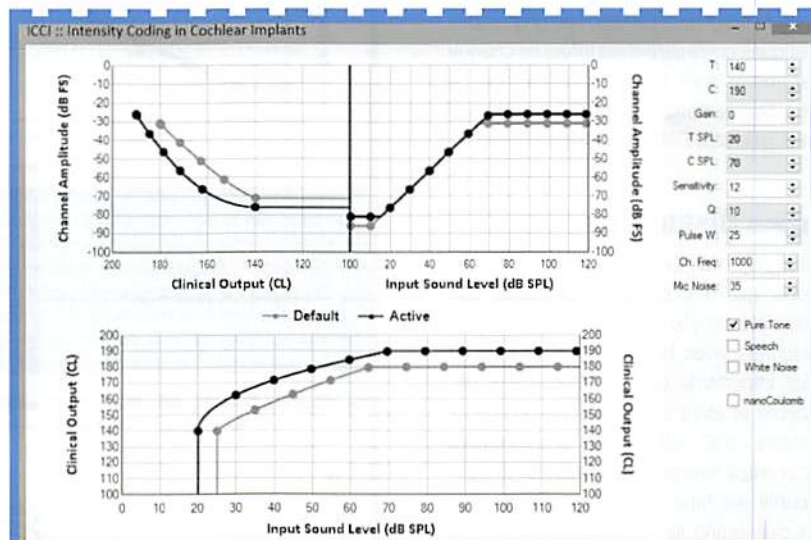
AB ne fournit pas de paramètre pour changer la forme de la fonction de mapping. Il est, cependant, possible de limiter la sortie d'un canal en réglant un niveau d'écrêtage pour le canal. Ceci empêche la stimulation d'excéder un niveau choisi. En dehors de cela, l'amplitude d'un canal (enveloppe) exprimée en dB est toujours codée linéairement dans l'EDR (c'est-à-dire, qu'une augmentation d'1 dB provoque une augmentation fixe en CU). Le CU utilisé dans le logiciel de réglage incorpore à la fois l'amplitude et la durée de l'impulsion et est, ainsi, proportionnel à la charge (Coulomb). L'amplitude de l'impulsion ( $\mu A$ ) ne peut pas être manuellement ajustée avec le logiciel de réglage. Doubler la largeur de l'impulsion tout en gardant les niveaux de T et M identiques, ne provoquera pas le canal de délivrer plus de charge (par phase d'impulsion) à l'électrode, l'amplitude de l'impulsion ( $\mu A$ ) est réduite automatiquement.

## Neurelec

La **figure 10** montre le graphique ICF pour Neurelec avec l'impact des paramètres de la MAP. Le système Neurelec n'a pas de gain automatique ou de contrôle de la sensibilité. Le patient implanté a l'option d'ajuster la sensibilité manuellement. Avec un gain analogique de 0 dB, les pics au-delà de 100 dB SPL sont écrêtés par l'adaptateur A/D. Neurelec utilise une IMR fixe de 85 dB. Les niveaux Min et Max déterminent la plage et la position de l'EDR. Les signaux de 100 dB SPL



**Fig. 10.** Graphiques de la fonction de codage en intensité des systèmes Neurelec en réponse à un son pur, montrant le pré-traitement modifié par le paramètre Analog Gain à droite et le mapping modifié par les paramètres Min, Max, Gain et de Volume à gauche. Les flèches rectilignes montrent des translations ; les flèches incurvées indiquent des changements dans la forme de la courbe. FS, échelle complète.



**Fig. 11.** Capture d'écran de l'application codage en intensité des implants cochléaires (ICCI) montrant la fonction de codage en intensité des systèmes Cochlear. Une map par défaut avec T égale à 140 CL et C égale à 180 CL est tracée en gris. Une map avec C modifié à 190 CL, T-SPL à 20, C-SPL à 70 et Q à 10 est tracée en noir. Les graphiques du haut montrent des fonctions séparées de pré-traitement et de mapping. Le graphique du bas est le résultat de la fusion des graphiques du haut en une transformation unique du niveau d'entrée acoustique en niveau de sortie électrique. C, confort maximum ; FS, échelle complète ; T, seuil.

sont codés au niveau Max, 15 dB SPL correspond au niveau Min. La stimulation au-dessus du niveau Max ne peut jamais se produire, même si le paramètre Volume est à son maximum. Les amplitudes du canal en dessous de 15 dB SPL ne produisent pas de stimulation (Maxima Selection). Le paramètre Volume définit la croissance en sonie de la fonction de mapping. Une valeur de Volume plus élevée assigne une plus grande portion de l'EDR aux sons faibles. Un Volume plus bas assigne une plus grande portion de l'EDR aux sons forts. Neurelec garde l'amplitude des impulsions fixes et ajuste la largeur des impulsions pour coder la sonie. Par conséquent, l'unité clinique pour les niveaux Min et Max, affichée par

le logiciel de réglage, est liée à la dimension de temps/durée. L'amplitude de l'impulsion n'est pas considérée dans l'unité clinique utilisée par le logiciel de réglage. Par conséquent, doubler l'amplitude de l'impulsion (paramètre Amplitude) tout en gardant les niveaux Min et Max identiques, fera que le canal délivrera une quantité de charge double (par phase d'impulsion) à l'électrode.

## Graphiques interactifs dans l'application ICCI

Une application interactive appelée ICCI qui permet de tracer les graphiques ICF pour les quatre marques est disponible sur demande au premier auteur B. Vaaren-



Le réglage des IC est une procédure technique qui requiert une compréhension complète dans le traitement du son de ces systèmes. Avec la complexité de plus en plus importante de la technologie sous-jacente et étant donné que de nombreux centres d'IC offrent et programment différentes marques IC, le réglage professionnel est face à un challenge de plus en plus grand lorsqu'il s'agit de prévoir pleinement l'impact des changements d'un paramètre sur le comportement de l'implant. Une façon de faire face à cette complexité de plus en plus importante est de simplifier le réglage en limitant le nombre de paramètres à ajuster et en adoptant des approximations et des considérations générales pour faire des optimisations du profil global. Il y a des indices, cependant, que de considérer la plupart des paramètres disponibles pour-rait donner de meilleurs bénéfices dans certains cas, si ce n'est la plupart des cas (Vandali 2000 ; Friesen 2001 ; Zeng 2002). Afin que cela soit fait de façon instructive, le niveau de compréhension et de prédiction du comportement de ces systèmes devrait être plus important que ce qui est généralement disponible, mais certainement inférieur à ce que les ingénieurs ont besoin pour les concevoir. L'effet des changements de paramètres est expliqué dans les documents d'aide clinique, mais très souvent cette information est fragmentée, limitée à un seul paramètre à la fois et n'est pas intégrée dans

## Discussion

Comme montré dans la figure 11, l'application permet à l'utilisateur d'ajuster les paramètres de réglage et d'observer les résultats de ces changements sur les graphiques. Comme expliqué précédemment, les graphiques du haut décrivent les transformations du niveau acoustique en niveau numérique (prétraitement plus banque de filtres) et du niveau numérique en niveau électrique (mapping). De plus, le résultat de fusionner ces processus en une transformation unique du niveau d'entrée acoustique en un niveau de sortie électrique est décrite par l'application dans le graphique du bas. Les graphiques statistiques qui illustrent les effets de chaque paramètre sont inclus dans l'annexe A (voir Supplémental Digital Content <http://links.lww.com/EANDH/A140>).

Une version internet est également disponible à <http://www.otococonsult.com/fitting/icci>.

le comportement entrée-sortie complet du système. De plus, chaque fabricant a sa propre façon de présenter le comportement de son système et utilise des noms brevetés pour des paramètres qui sont, essentiellement, la même chose (par exemple, Input Sensitivity/Gain, IDR/IDR/Adaptive Sound Window). Cela augmente la charge des cliniciens pour comprendre le comportement des systèmes d'IC qu'ils programment au quotidien. Lorsque les comportements de ces différents systèmes d'IC sont synthétisés en une représentation graphique uniforme, les caractéristiques spécifiques d'un système d'IC en particulier deviennent accessibles aux cliniciens de façon plus transparente, ce qui peut les aider dans la programmation de ces systèmes. En utilisant l'application ICCL, nous en sommes venus à certain nombre d'observations remarquables. Par exemple, il est clair que les fabricants manipulent très différemment la compression de la plage d'entrée de 90 dB en quelques dB de plage électrique. Si l'on considère les réglages

Fig. 13. Une amélioration du seuil audiométrique de 40 dB à 30 dB peut être réalisée de différentes façons. Dans le système Cochlear, en changeant le T de 132 à 148 CL, le Gain de 0 à 10 dB, le Q de 20 à 10, ou la sensibilité de 12 à 20 ; tous ont approximativement le même effet sur le seuil de détection. Toutes ces manipulations, cependant, ont des effets différents sur d'autres propriétés de la fonction de mapping, Q, croissance en sortie ; T, seuil.

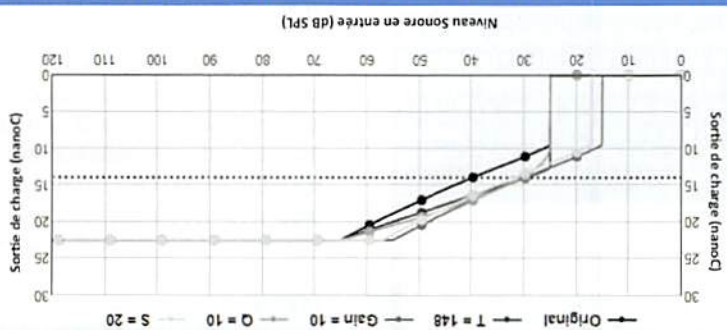
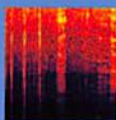
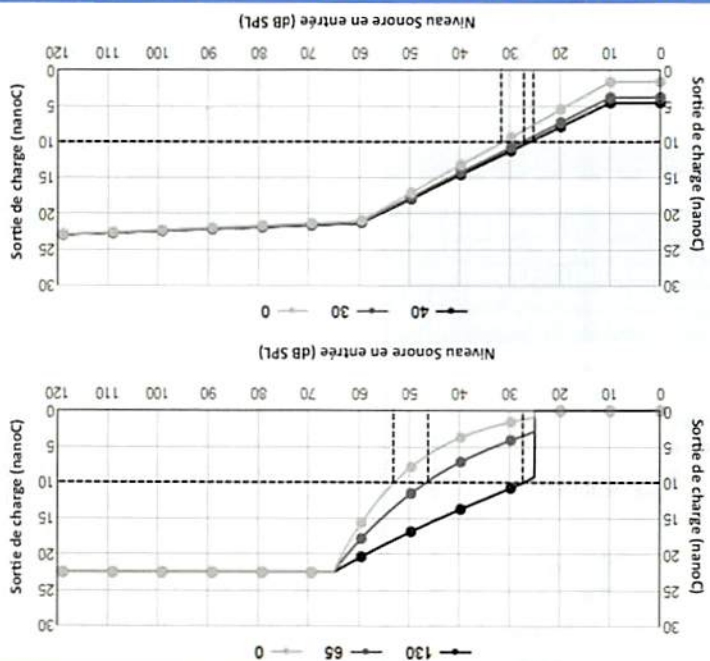
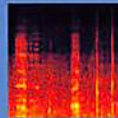


Fig. 12. Effet de la mesure de T, en assumant que 10 nC est le seuil de détection du patient. Chez Cochlear (graphique du haut) une valeur mesurée de 130 CL en utilisant une largeur d'impulsion de 50 µsec donne un seuil audiométrique de 27 dB. Fixer les T à la moitié de cette valeur ou à 0 CL augmente le seuil audiométrique de 46 à 53 dB, respectivement. Chez Advanced Bionics (graphique du bas) le seuil audiométrique est beaucoup plus stable. Une mesure des T de 40 CL donne un seuil audiométrique de 25 dB. Fixer les T à 10% (30 CL) des M ou à 0 CL augmente le seuil audiométrique seulement de 2 ou 7 dB, respectivement. T, seuil.





par défaut de chaque système, alors on voit que des IMRs de 40, 55, 60 et 85 dB sont choisis par Cochlear, MED-EL, AB et Neurelec, respectivement. Il se peut que Neurelec, en absence d'une fonction AGC, ait opté pour une IDR si large afin de couvrir les différentes situations d'écoute dans la vie quotidienne. Les autres marques ont des contrôles de gain automatique qui leur permettent de maximiser la résolution de l'intensité pour chaque niveau de bruit environnemental donné. Le défaut d'une telle approche peut être que la croissance de sonie dans la gamme d'intensité supérieure est limitée, ce qui introduit un phénomène connu pour être présent dans le système auditif normal.

Une autre observation intéressante est que les fonctions de mapping par défaut, pour toutes les marques, sont plus ou moins linéaires lorsque l'on considère l'amplitude d'entrée d'un canal exprimée en dB et le niveau de sortie du canal exprimé en nC. Tandis que les autres fabricants utilisent une unité clinique qui est liée linéairement à la sortie de charge, Cochlear utilise une unité clinique (CL) qui dépend de la charge (nC) exponentiellement (une augmentation d'une unité CL a pour effet d'augmenter l'amplitude du courant par approximativement 2%). Cependant, le graphique ICF montre que Cochlear utilise une fonction de mapping qui compense cet effet. Il ne code pas les dB de l'amplitude du canal en CL complètement linéairement. Dans une map typique, où Q est de 20 dB, l'ICF est légèrement courbée. Mais lorsque converti en charge (nC) la fonction devient approximativement linéaire de nouveau. Dans l'ensemble, leur mapping n'est pas très différente de celle des autres fabricants, lorsque les paramètres par défaut sont utilisés. Ainsi, les différences entre les fabricants, dans les techniques de compression de la sortie dépendent plus des limites de l'IMR et de l'utilisation de contrôles de gain automatique que des fonctions de mapping compressives.

Bien que cette information ne soit pas facilement disponible, nous supposons que les bruits du microphone, et par conséquent, les bruits de fond de tous les systèmes sont plutôt similaires. Il ne devrait pas être une surprise d'apprendre que toutes les marques utilisent des microphones similaires sur leurs processeurs IC. Le fait que tous les systèmes saturant aux alentours de 100 dB SPL (lorsque configurés pour une plage d'entrée maximum) a aussi à faire avec le fait que toutes les marques font face aux

même limitations technologiques dans la conversion analogue à numérique et dans la plage d'échantillonnage.

AB est la seule marque pour laquelle la stimulation se poursuit en dessous des seuils T par défaut. Les implants Cochlear et Neurelec cessent la stimulation lorsque l'entrée d'un canal tombe en dessous de l'IMR. MED-EL continue de stimuler aux seuils THR. Ceci implique que chez AB, d'un point de vue technique, les paramètres de l'IDR et de seuils T sont mutuellement redondants (par exemple, l'on pourrait atteindre le même effet d'ajustement de l'IDR, en ajustant les T).

Pour fixer les niveaux de T, les quatre marques utilisent deux approches distinctes : MED-EL et AB ne conseillent pas contre une fixation des THR/T à zéro ou à une fraction fixe des MCL/M ; Cochlear et Neurelec recommandent, quant à eux, de mesurer les niveaux T pour chaque patient IC. En effet, les graphiques montrent que chez Cochlear, la fixation des seuils T à zéro augmenterait le seuil d'audition dramatiquement, comme illustré en **Figure 12**. Chez MED-EL et AB, cet effet est considérablement plus faible, du fait de la nature de leur fonction de mapping.

Les graphiques peuvent être utilisés pour donner une indication sur la façon de résoudre un problème lié au réglage. Par exemple, si les seuils audiométriques sont plus élevés (moins bon) que la cible, les graphiques aident à identifier les paramètres de la MAP et la façon de les modifier pour améliorer cette mesure. Une intervention typique peut être d'augmenter le minimum de l'EDR. Chez Cochlear, par exemple, les graphiques montrent que cela est, en effet, efficace. Ce n'est, cependant, pas la seule façon d'atteindre ce but. Comme illustré dans la figure 13, les seuils audiométriques peuvent aussi être améliorés soit en augmentant la Sensibilité ou le Gain, en diminuant Q, ou en une combinaison de ces ajustements. La diminution des T-SPL, cependant, n'améliore pas vraiment l'audition.

Les mêmes manipulations peuvent être aussi utilisées pour améliorer la perception de la parole à basse intensité (<50 dB SPL). Afin d'améliorer la perception de la parole forte, lorsque par exemple, l'on observe un effet de rollover (c'est-à-dire, une diminution de l'intelligibilité de la parole à des niveaux de présentation plus élevés), on peut ajuster les paramètres liés à la compression AGC, ou diminuer les niveaux maximum EDR. Si dans le contexte

de la mesure de l'échelle de sonie, ou d'autres mesures psychoacoustiques, l'on veut améliorer les seuils de discrimination en intensité, la diminution de l'IMR afin de maximiser la résolution de mapping peut être une première approche. Dans tous les cas, tous ces ajustements n'agiront pas uniquement sur l'effet voulu mais ils induiront probablement des effets secondaires sur d'autres aspects du codage de l'intensité. Les graphiques permettront de révéler ces effets secondaires, ainsi, l'on pourra choisir l'ajustement qui est le plus efficace dans la résolution d'un problème sans pour autant compromettre d'autres prérequis importants à un réglage optimal.

## Références

- Advanced Bionics, LLC. (2012). SoundWave 2.1 Help contents. Stäfa, Switzerland: Advanced Bionics, LLC.
- Cochlear, Ltd. (2012). Custom Sound 3.2 Help contents. Sydney, Australia: Cochlear, Ltd.
- Cochlear™ (2012). Clinical Guidance Document, N33595F-ISS3. Sydney, Australia: Cochlear, Ltd.
- Cope, Y., & Totten, C. L. (2003). Fitting and programming the external system. In B. S. McCormick Archbols (Ed.), *Cochlear Implants for Young Children* (2nd ed.) (pp. 217–56). London, United Kingdom: Whurr.
- Friesen, L. M., Shannon, R. V., Baskett, D., et al. (2001). Speech recognition in noise as a function of the number of spectral channels: Comparison of acoustic hearing and cochlear implants. *J Acoust Soc Am*, 110, 1150–63.
- Hochmair I., Nopp P., Jolly C., et al. (2006). MED-EL Cochlear implants: State of the art and a glimpse into the future. *Trends Ampl*, 10(4), 201–220.
- Koch, D. B., Downing, M., Osberger, M. J., et al. (2007). Using current steering to increase spectral resolution in CII and HiRes 90K users. *Ear Hear*, 28.2, 38S–41S.
- MED-EL m.b.H. (2012a). FocusOnFineHearing™ Technology document. Innsbruck, Austria: MED-EL m.b.H.
- MED-EL m.b.H. (2012b). Maestro 4.0 Help contents. Innsbruck, Austria: MED-EL m.b.H.
- Neurelec SA. (2012). Digimap 3.4 Help contents. Vallauris, France: Neurelec, SA.
- Shapiro, W. H., & Bradham, T. S. (2012). Cochlear implant programming. *Otolaryngol Clin N Am*, 56, 111–27.
- Stöbich, B., Zierhofer C. M., Hochmair, E. S. (1999). Influence of automatic gain control parameter settings on speech understanding of cochlear implant users employing the continuous interleaved sampling strategy. *Ear Hear*, 20.2, 104–116.
- Vaerenberg, B., Smits, C., De Ceulaer, G., et al. (2014). Cochlear implant programming: a global survey on the state of the art. *Scientific WorldJournal*, 2014, Retrieved from <http://www.hindawi.com/journals/tswj/2014/501738/>.
- Vandali, A. E., Whitford, L. A., Plant, K. L., et al. (2000). Speech perception as a function of electrical stimulation rate: Using the Nucleus 24 cochlear implant system. *Ear Hear*, 21.6, 608–624.
- Wilson, B. S., Finley, C. C., Lawson, D. T., et al. (1991). Better speech recognition with cochlear implants. *Nature*, 352.6332, 236–238.
- Wolfe J., & Schafer, E. C. (2010). *Programming Cochlear Implants*. San Diego, CA: Plural Publishing.
- Zeng, F.-G., Grant, G., Niparko, J., et al. (2002). Speech dynamic range and its effect on cochlear implant performance. *J Acoust Soc Am*, 111, 377.