



PROJET DREAMM 2007

Réalisé par :
AHRENS Christophe
BRINGE Antoine
LIU Zhiwei



Projet I4

Suivi par :
Amendola Gilles
Buzer Lilian

Janvier-Février 2007

Remerciements

Nous souhaitons remercier tout d'abord nos suiveurs, Messieurs G. Amendola et L. Buzer de nous avoir guidé et orienté tout au long de ce projet, en répondant parfois à des questions et des interrogations surprenantes

Un grand merci à Madame Pioge, Mr Bues et Mr Vinatier qui ont su nous satisfaire malgré d'incessantes demandes et d'inacceptables exigences de notre part.

Merci aussi à Mr Babadjan de partager le même bureau avec Mr Amendola, et qui nous a toujours accueilli quand notre suiveur n'était pas là, pour répondre à nos nombreuses questions.

SOMMAIRE

Remerciement

Sommaire

Introduction

I – Contexte du projet

- 1- Présentation de la maladie de Ménière
- 2- Description de la chaîne complète
- 3- Description de la partie analogique

II – Test et optimisation des cartes

- 1- Filtres
- 2- PGA
- 3- Test avec le micro et les haut-parleurs

Conclusion

Annexes

INTRODUCTION

Pour notre projet de quatrième année nous avons eu l'opportunité de participer au projet DREAMM (Détection Rapide Et Automatisée de la Maladie de Ménière). Ce projet a commencé il y a déjà plusieurs années à l'ESIEE. Nous étions chargés d'effectuer les phases de tests des maquettes réaliser les années précédentes.

Nous avons choisi ce projet principalement car c'est un projet de recherche. Il doit donc à terme être utiliser pour des applications nouvelles, ici la détection de la maladie de Ménière. De plus le fait qu'il regroupe différentes spécialisations : médecine, électronique ou encore informatique, nous paraissait intéressant. En effet, dans notre future carrière, nous serons amené à rencontrer principalement ce genre de projet, réunissant différents domaines scientifiques qui doivent travailler ensemble, mais aussi devant répondre à un cahier des charges précis (contraintes de temps, de design).

Le rapport qui suit reprend dans un premier temps le contexte du projet en expliquant l'origine de la maladie de Ménière et le but du système (détection simple et rapide de la maladie). Puis il rappelle le travail réalisé les années précédentes, avant de vous présenter le travail réaliser lors de notre projet de cette année. C'est-à-dire principalement les tests et optimisations des cartes d'acquisition.

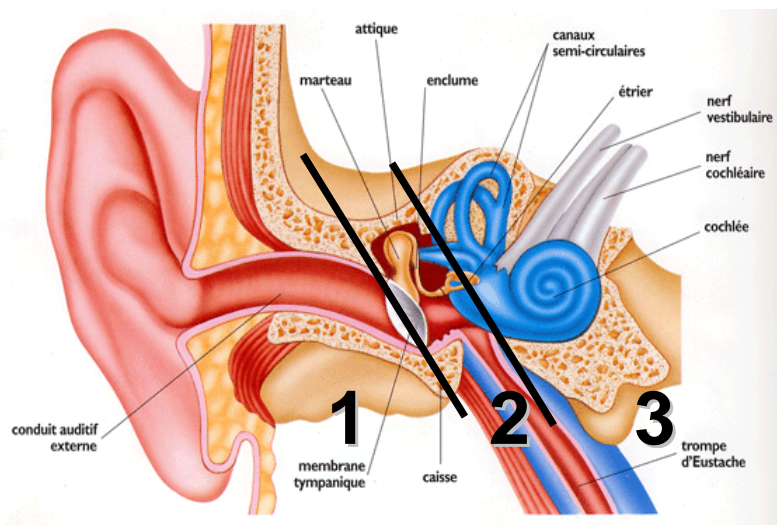
I - PRESENTATION DU CONTEXTE DU PROJET

1) La maladie de Ménière

Décrite en 1861 par Prosper Ménière, les crises de cette maladie se caractérisent par des vertiges, des nausées, et des vomissements très handicapants et récidivants plusieurs fois par mois, interdisant toute activité professionnelle ou sociale. Elle reste de cause inconnue faute de moyens exploratoires. En effet la seule certitude scientifique actuelle est que la maladie de Ménière s'accompagne presque toujours d'une forte inflation liquidienne dans l'un des compartiments de l'oreille interne. De découverte post-mortem, cette observation suggère l'existence d'une pression hydrostatique excessive dans l'oreille interne, véritable marqueur de la pathologie.

Cette maladie concerne 600 000 personnes aux USA et 100 000 en France. Elle se déclenche généralement entre 20 et 50 ans et représente environ 5000 nouveaux cas par an dans notre pays. Les traitements dispensés pendant de nombreuses années étaient empiriques, inégalement efficaces et coûteux, mais une nouvelle tentative thérapeutique vient d'apparaître tentant de rééquilibrer la surpression liquidienne accusée d'exister lors des crises. Cependant l'absence de critère objectif de succès rend ces tentatives difficilement interprétables.

Une méthode d'exploration objective et non invasive de la pression dans l'oreille interne (Pression Intra Labyrinthique) a été découverte. Il s'agit de mesurer la pression par le biais des émissions acoustiques que renvoie l'oreille suite à l'écoute d'un son.



L'oreille comprend trois parties : l'oreille externe (guidant le son jusqu'au tympan – Zone 1), l'oreille moyenne (transmettant les mouvements du tympan par le biais de trois osselets : le marteau, l'enclume et l'étrier – Zone 2), et l'oreille interne (milieu liquide renfermant le vestibule, organe de l'équilibre, et la cochlée ou limaçon, permettant l'interprétation des sons par le mouvement de milliers de cellules sensorielles, appelées cellules ciliées – Zone 3).

Ces récepteurs sensoriels permettent la traduction de l'information sonore en flux nerveux, mais produisent aussi leurs propres signaux acoustiques lorsqu'elles entrent en vibration. Ces derniers sont appelés « otoémissions » de Kemp, entièrement définis à partir de la simulation sonore reçue, et de la PIL (Pression Intra Labyrinthique). En effet ces ondes sonores subissent différents déphasages, en repassant par l'oreille moyenne. L'étude de ces déphasages permet de déterminer l'évolution de la PIL.

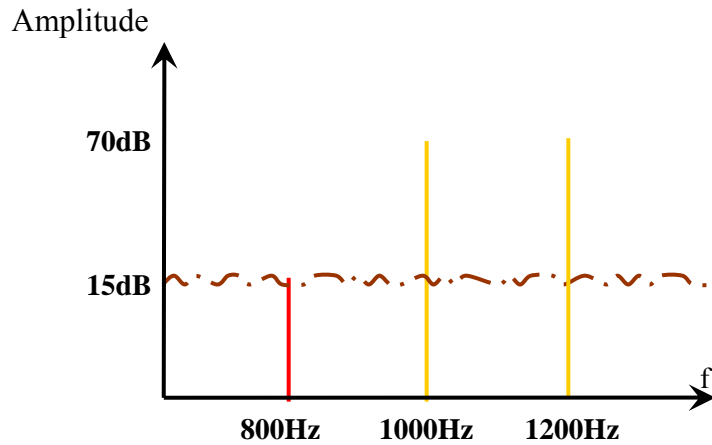
Comment la diagnostiquer ?

Si l'on stimule l'oreille par deux sons purs autour du kilo Hertz les cils de l'oreille interne produisent une otoémission à la fréquence $f_{\text{otoémissions}}$ tel que :

$$f_{\text{otoémissions}} = 2 * f_{\text{sinusoïde 1}} - f_{\text{sinusoïde 2}}$$

Les variations de phase de cette dernière peuvent révéler des fluctuations anormales de la **Pression Intra-Labyrinthique** (P.I.L.) qui sont caractéristiques de cette maladie.

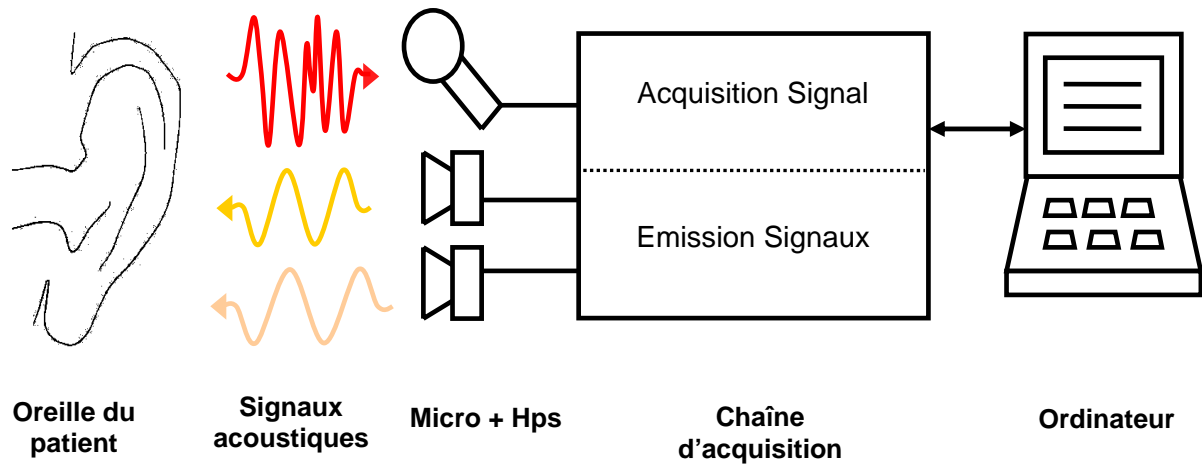
Ainsi si on envoie deux signaux acoustiques purs à 1000Hz et 1200Hz, on obtiendra une otoémission à 800Hz. Un microphone placé dans le conduit auditif recevra donc ces deux sinusoïdes acoustiques et surtout l'otoémission couverte par le bruit ambiant (bruit du cœur, bâillement, mastication...).



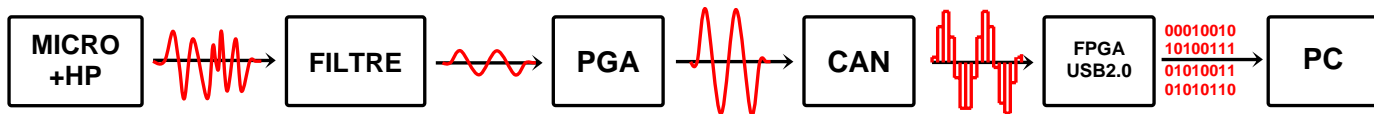
Otoémission à $2 \times 1\text{kHz} - 1,2\text{kHz} = 800 \text{ Hz}$

2) Description de la chaîne complète

Le but du projet DREAMM est de concevoir une chaîne d'acquisition permettant de recevoir et de rendre exploitable le signal d'otoémission renvoyé par l'oreille après l'envoi des deux signaux de 1000Hz et 1200Hz.



Voici donc la chaîne d'acquisition complète telle qu'elle a été définie par nos prédécesseurs :



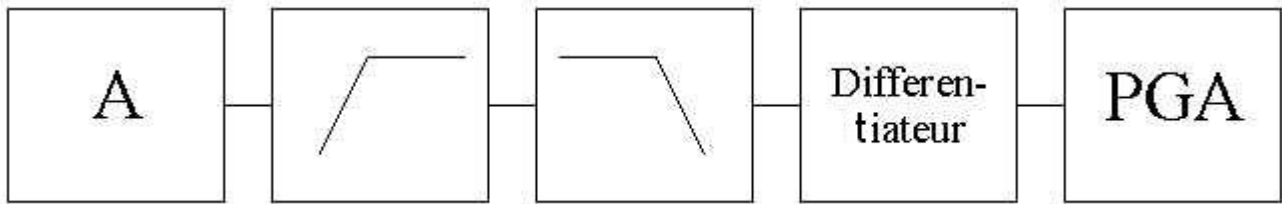
Le signal capté par le micro passe tout d'abord dans un filtre afin de supprimer les fréquences parasites telles que le 50Hz, mais aussi de supprimer les signaux de 1000Hz et 1200Hz envoyés par les haut-parleurs et qui ne nous intéressent plus.

Le signal filtré est ensuite amplifié par un PGA (amplificateur à gain programmable). En l'amplitude du signal d'otoémission peut varier d'un individu à un autre, il faut donc pouvoir modifier le gain de la chaîne facilement. Ce signal doit avoir un gain de 1V afin d'exploiter au maximum les capacités du CAN qui va ensuite convertir le signal analogique en signal numérique et qui a une sensibilité d'1V.

Le signal numérique entre ensuite dans un FPGA qui va l'envoyer par USB à un ordinateur qui pourra ensuite le traiter pour en extraire les informations utiles.

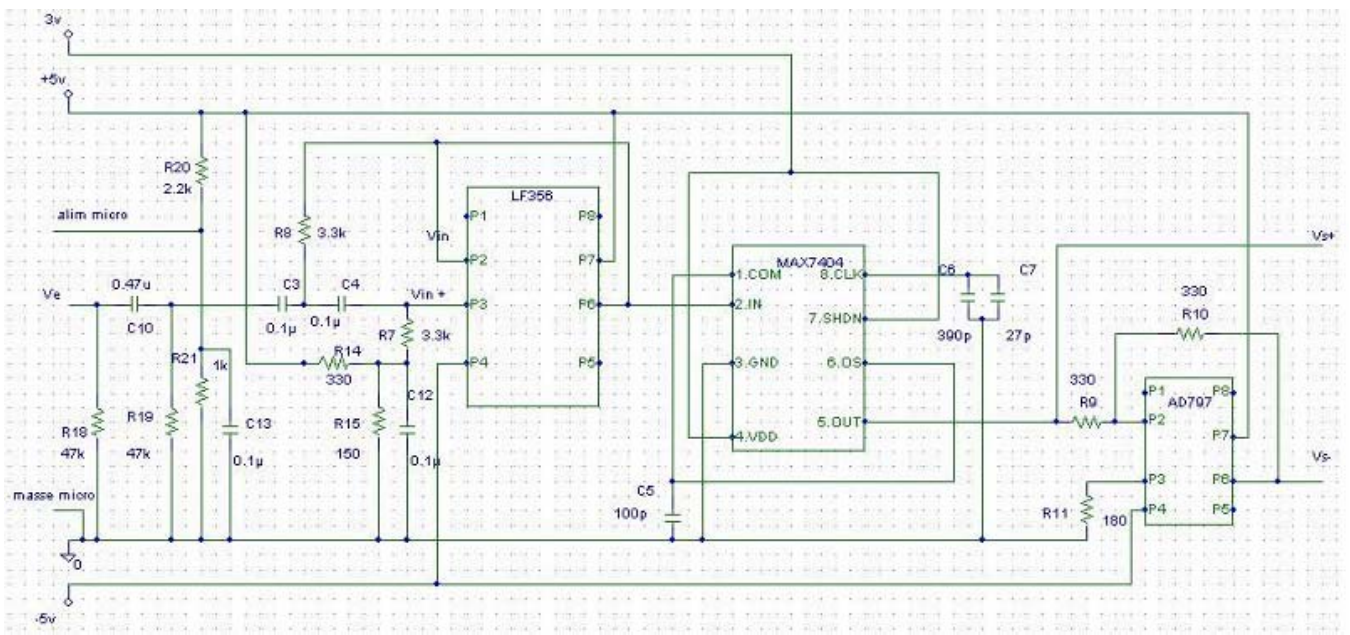
3) Description de la partie analogique

Les I3 ayant travaillé sur le projet avant nous s'étaient concentrés sur la partie analogique de la chaîne. Leur réalisation peut se représenter par la chaîne suivante :



Le bloc A représente soit les électrodes avec l'ampli d'instrumentation, soit le micro. Puis il y a les deux filtres afin de se débarrasser des fréquences inutiles. Le différentiateur sert à mettre le signal en mode différentiel pour qu'il puisse entrer dans le PGA.

La carte micro et la carte à électrodes étant les mêmes à un amplificateur près, nous nous sommes intéressés principalement à la carte micro. Voici donc le schéma de la carte micro que les I3 ont réalisés avant nous :



Le filtre passe haut est une structure de Sallen-Key implémenté avec un amplificateur LF356, le filtre passe bas est implémenté avec un MAX7404, et le différentiateur est un simple inverseur implémenté avec un amplificateur AD797 qui est un amplificateur bas bruit.

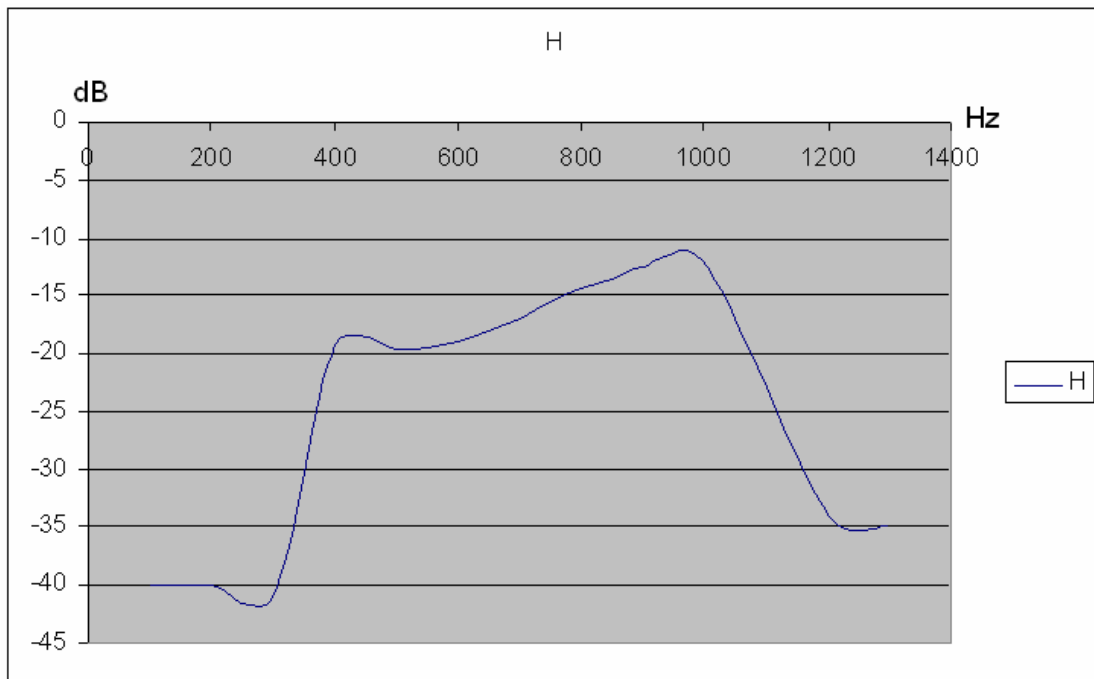
Notre rôle cette année était de tester et d'optimiser cette carte afin de rendre le produit prêt à être utilisé et testé sur des patients par des médecins.

II – TEST ET OPTIMISATION DES CARTES

1) Filtres

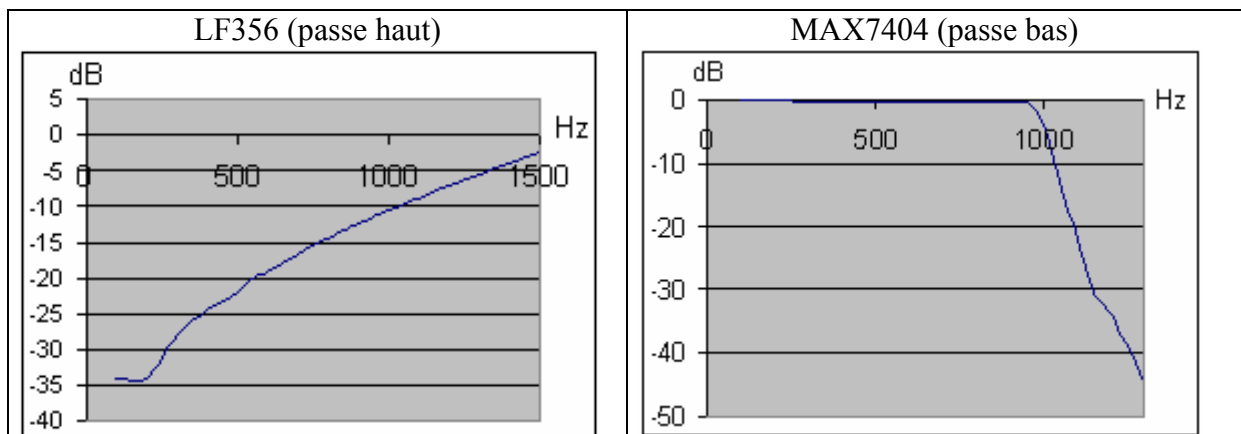
Nous avons tout d'abord testé la carte micro dans son ensemble et nous nous sommes aperçus que aucun signal ne passait, quelque soit la fréquence. Nous avons donc étudié chaque étage séparément et nous avons remarqué que la fréquence de coupure du filtre passe haut était mal réglée. En effet en observant la carte nous avons vu que les résistances du filtre n'étaient pas les mêmes que celles du schéma de la carte fourni dans le rapport de nos prédécesseurs. La valeur des résistances était de 330Ω , ce qui réglait la fréquence de coupure à 5kHz . En remplaçant celles ci par des résistances de 3300Ω nous obtenons une fréquence de coupure à 500Hz .

Nous avons ensuite tracé la fonction de transfert de la carte complète :



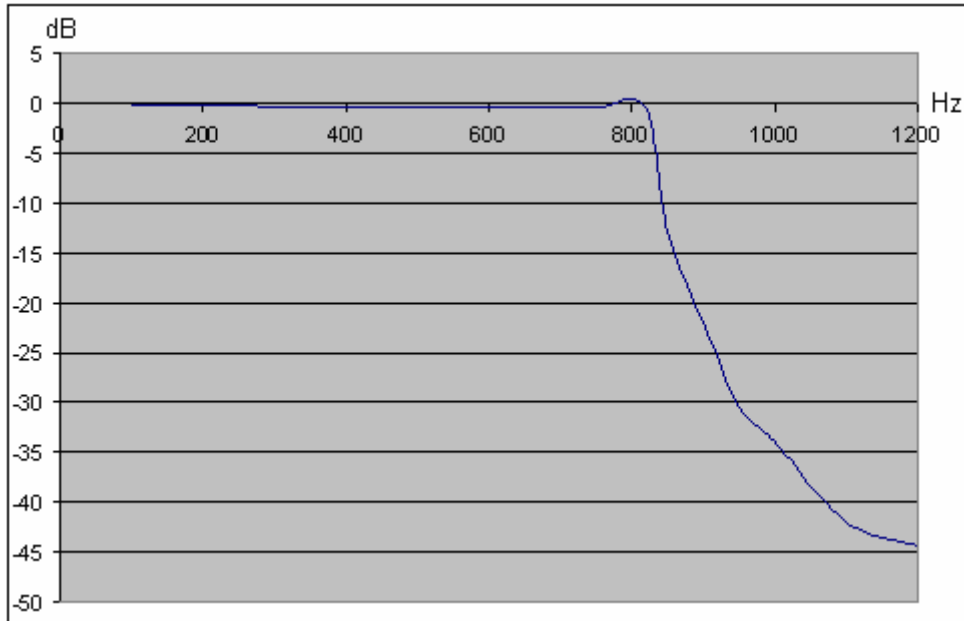
Le problème ici était d'avoir encore la présence du signal à 1000Hz , beaucoup important en amplitude que le signal à 800Hz

Nous avons donc étudié chaque étage pour voir comment améliorer le système.



La pente du passe-bas étant très raide nous avons tout d'abord décidé de diminuer sa fréquence de coupure pour la rapprocher le plus près possible du 800Hz.

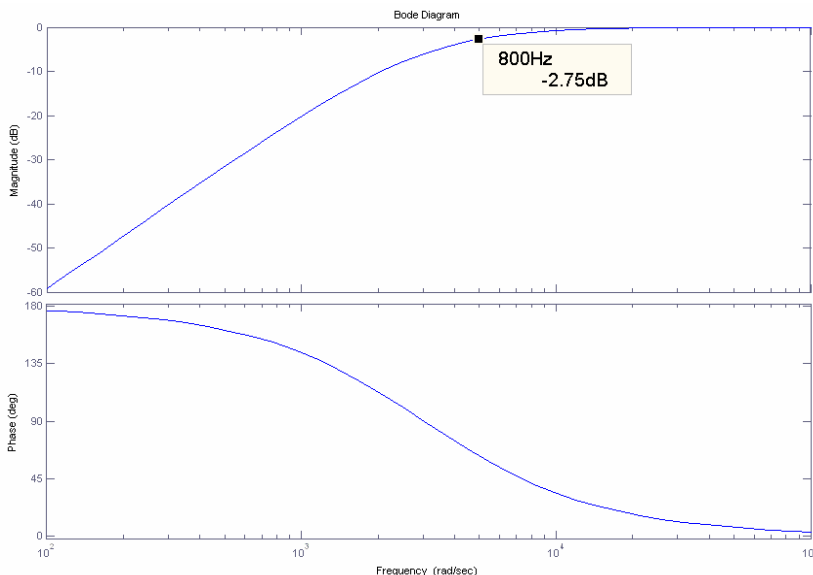
La fréquence de coupure du MAX7404 est réglée par une capacité tel que $F_c = 340000/C$ avec C en pF. Nos prédécesseurs avaient mis une capacité de 417pF ce qui donne $F_c = 815\text{Hz}$ or le filtre coupait réellement à 950Hz. Nous pouvions donc sans problème diminuer F_c de 100Hz. Nous avons donc pris $C = 470\text{pF}$ soit $F_c = 723\text{Hz}$. Ce qui nous donne le résultat suivant :



Le second problème était l'atténuation trop forte du 800Hz dans le filtre passe-haut. Nous avons donc calculé sa fonction de transfert et l'avons mise sous la forme suivante :

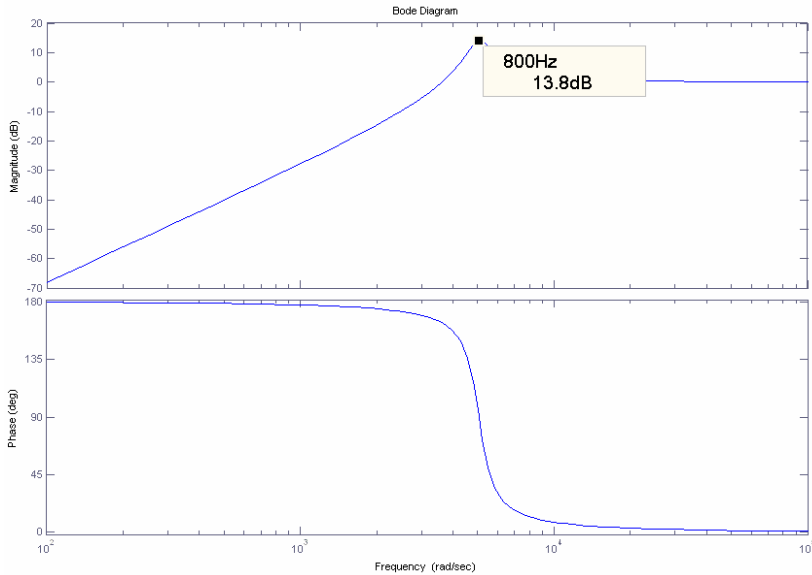
$$H = \frac{p^2}{w_0^2 + 2w_0Qp + p^2}$$

Nous avons ensuite utilisé Matlab afin de simuler le comportement de cette fonction de transfert et de trouver les paramètres w_0 et Q idéaux. Voici 3 des combinaisons de paramètres que nous avons simulé :



$F_0 = 480\text{Hz}$
 $Q = 1$

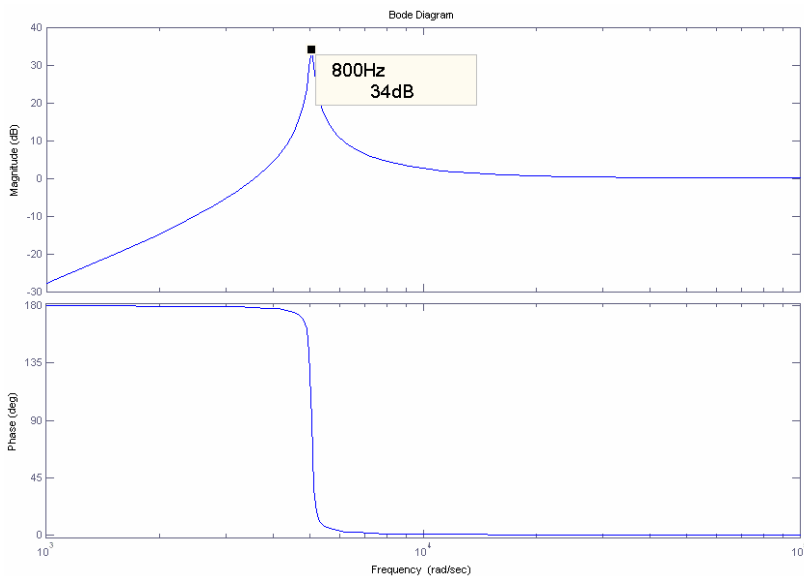
Ces paramètres correspondent à la structure déjà présente sur la carte. On peut voir qu'il y a une grande différence entre la simulation Matlab qui est idéale et la réalité. En effet le 800Hz est ici proche de 0dB alors qu'en réalité il est à -15dB.



$$F_0=800\text{Hz}$$

$$Q=0.1$$

Avec cette configuration on observe une légère résonance au 800Hz. Ce qui est intéressant pour nous.

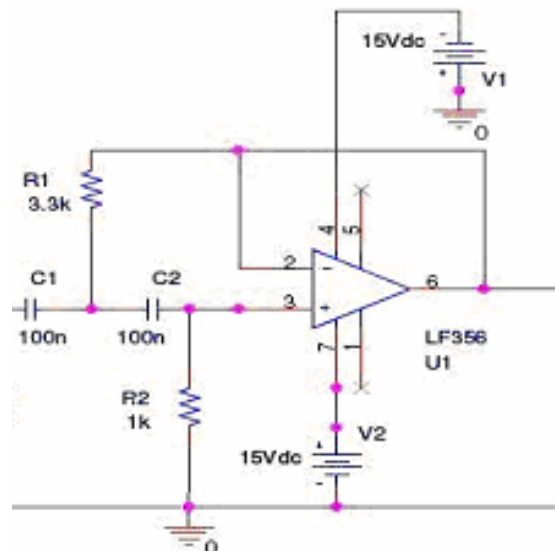


$$F_0=800\text{Hz}$$

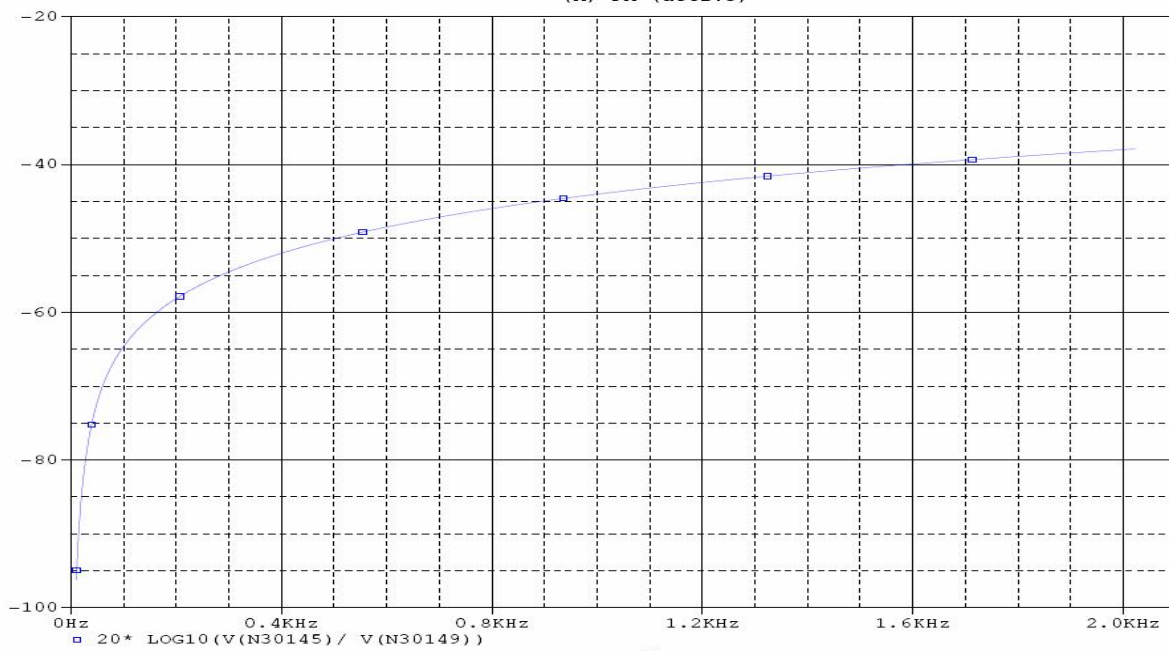
$$Q=0.01$$

Ici la résonance au 800Hz est encore plus grande. Mais le filtre deviendrait alors trop sélectif et il nous a été demandé de garder une marge d'erreur autour du 800Hz.

Nous avons donc choisit de garder la configuration $F_0=800\text{Hz}$ et $Q=0.1$. Nous avons donc à l'aide d'un tableau Excel trouvé des valeurs de résistances et de capacités qui nous permettent d'obtenir ces paramètres, puis nous avons implémenté ce nouveau filtre sous Pspice :

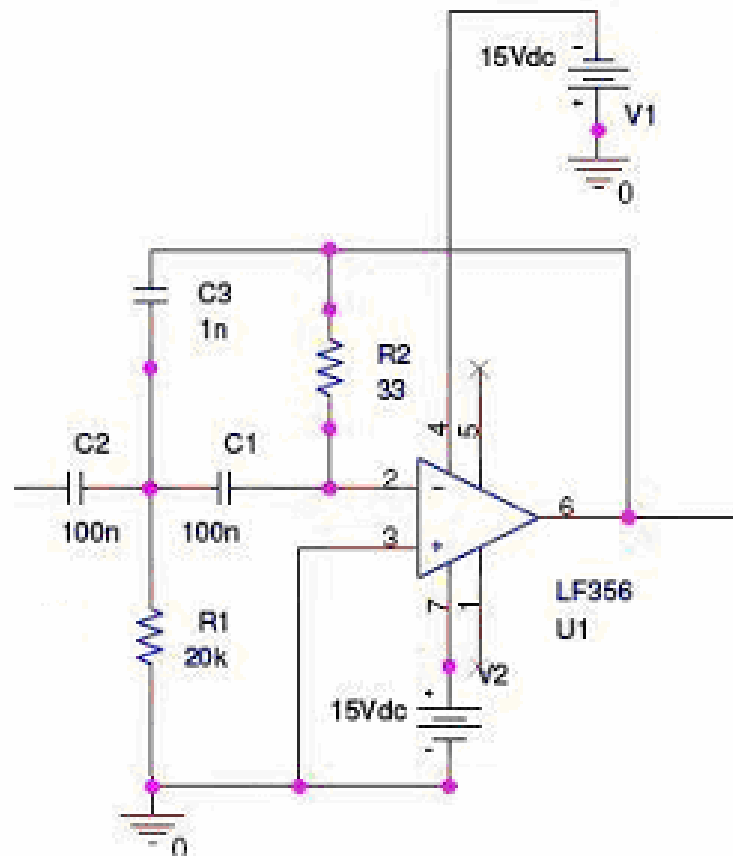


Et voici le résultat que nous avons obtenu après simulation :

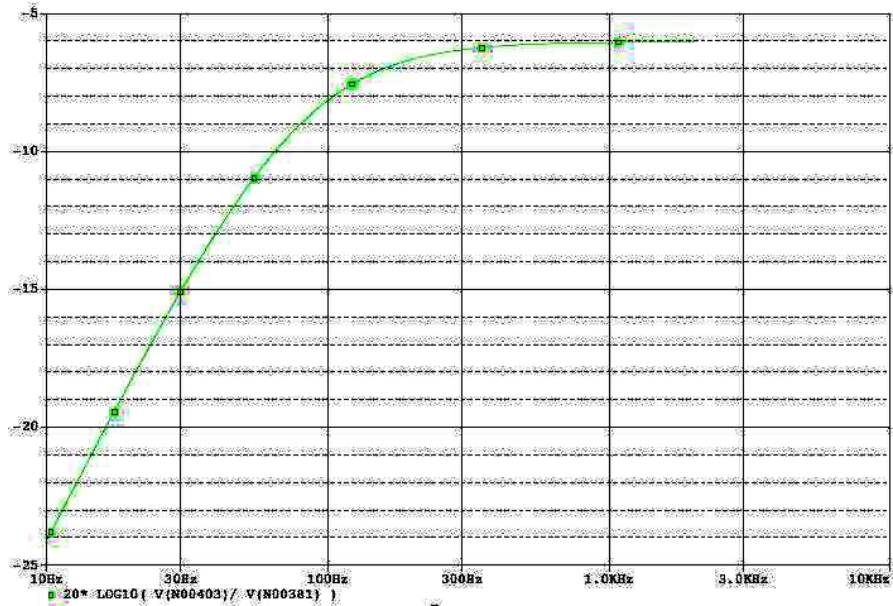


On constate une différence entre la simulation MatLab et la simulation Pspice. En effet la simulation MatLab est idéale alors que Pspice prend en compte les caractéristiques des composants.

Cette configuration n'étant toujours pas satisfaisant nous avons testé d'autres structures de filtres. Nous avons donc simulé une structure de Rauch sous Pspice :

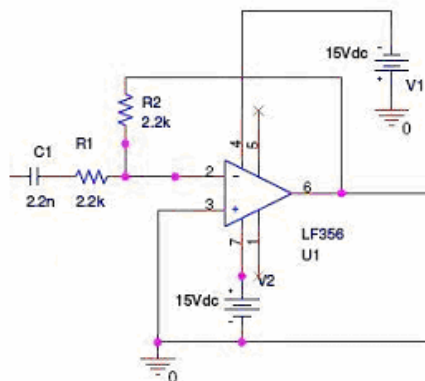


Et nous avons obtenu le résultat suivant :

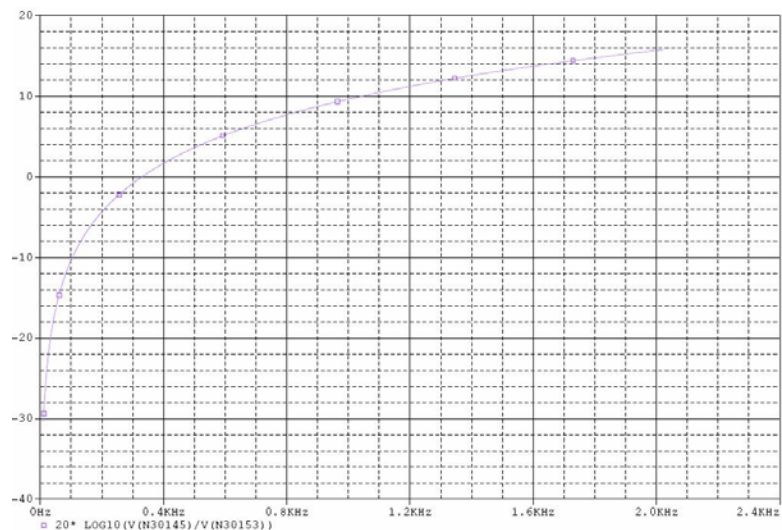


Cette configuration donne de meilleurs résultats sous Pspice que la configuration de Sallen-Key. Mais quand nous avons implémenté ce filtre sur une plaquette nous avons obtenus des résultats très similaires.

Nous avons ensuite essayé un filtre du 1^{er} ordre :

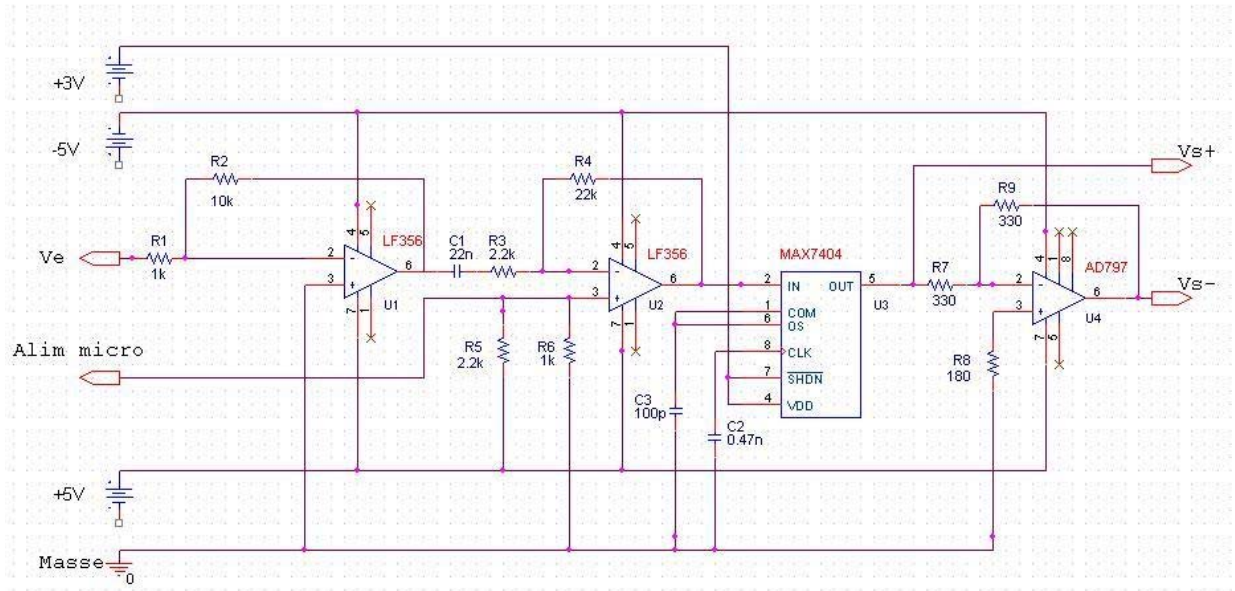


Et voici le résultat obtenu sous Pspice :

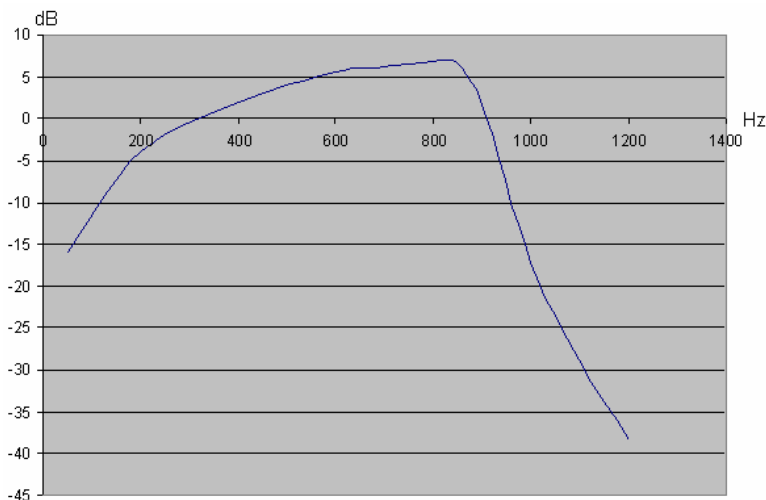


Cette fois nous avons un gain de 10dB à 800Hz. Mais ce filtre comportait encore un problème quand nous l'avons implémenté sur plaquette. En effet le micro a une résistance interne de 47KΩ qui à 800 Hz se met en série avec la résistance du filtre et modifie le comportement du filtre. Nous avons donc rajouté un étage inverseur entre le micro et le filtre afin d'isoler le filtre.

Voici donc le schéma final après toutes les modifications que nous lui avons apporté :

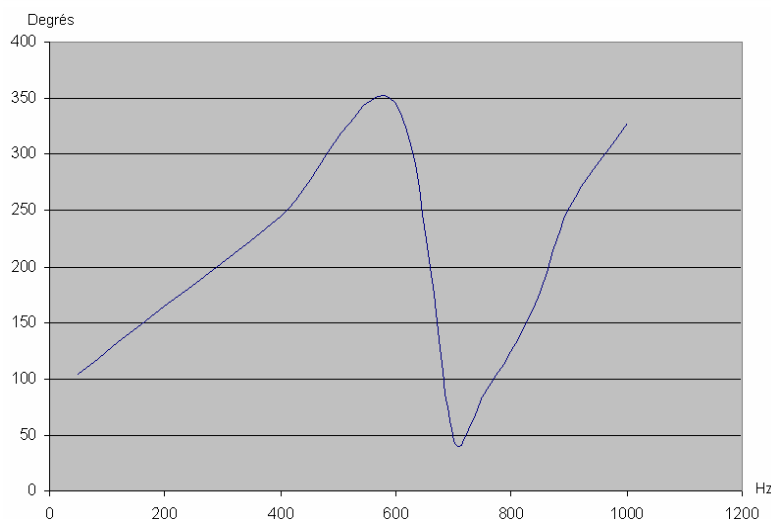


Nous avons ensuite tracé la fonction de transfert en amplitude et en phase de ce circuit :



Amplitude :

Nous avons maintenant un gain de 7dB à 800Hz et les fréquences inutiles sont bien supprimées



Phase :

Pour mesurer la pression de l'oreille interne il faut pouvoir mesurer correctement la phase du signal. Nous devons donc vérifier que le déphasage est linéaire autour du 800Hz. Ce qui est bien le cas ici.

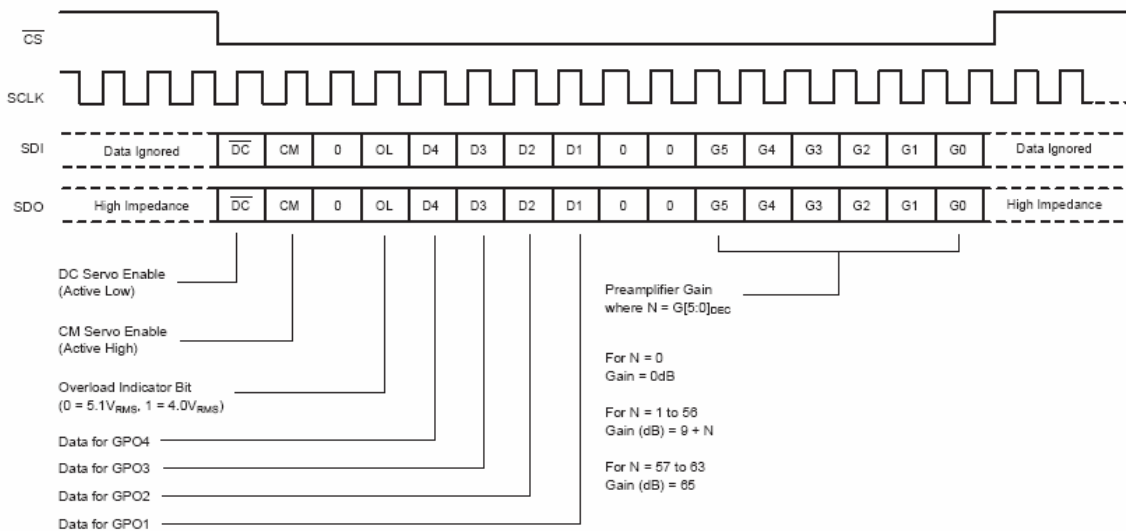
2) PGA

Le PGA2500 est un amplificateur à gain programmable (PGA : Programmable Gain Amplifier). Il permet de pouvoir modifier le gain par programmation à tout moment.

En effet, nous ne connaissons pas de manière très exacte l'amplitude des signaux récupérés. De plus l'amplitude des signaux peut varier sensiblement d'un individu à un autre. A terme, l'étude de ces signaux permettra de déceler la présence ou non de cette maladie, c'est pourquoi il faut pouvoir agir sur l'amplitude des signaux selon les individus et les mesures effectuées.

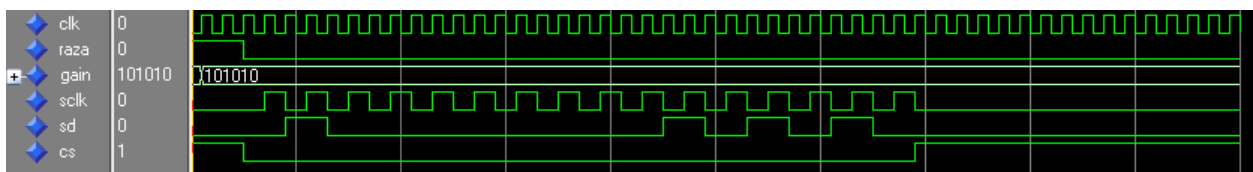
Nos prédécesseurs avaient commencé à prendre en main le PGA2500 mais n'avaient pas terminé et n'ont laissé aucunes traces de leurs travaux à part le schéma de câblage du PGA. Nous avons donc commencé par écrire en VHDL le code permettant de programmer le PGA.

Voici le chronogramme de programmation du PGA fournit par le constructeur :



Il faut en fait envoyer 16 bits en série. Les 10 premiers bits règlent le fonctionnement du PGA et le gain est codé sur les 6 derniers bits. La programmation commence quand CS passe à 0, puis les bits sont envoyés un par un à chaque front montant de SCLK. Il faut donc générer en VHDL les 3 signaux CS, SCLK et SDI.

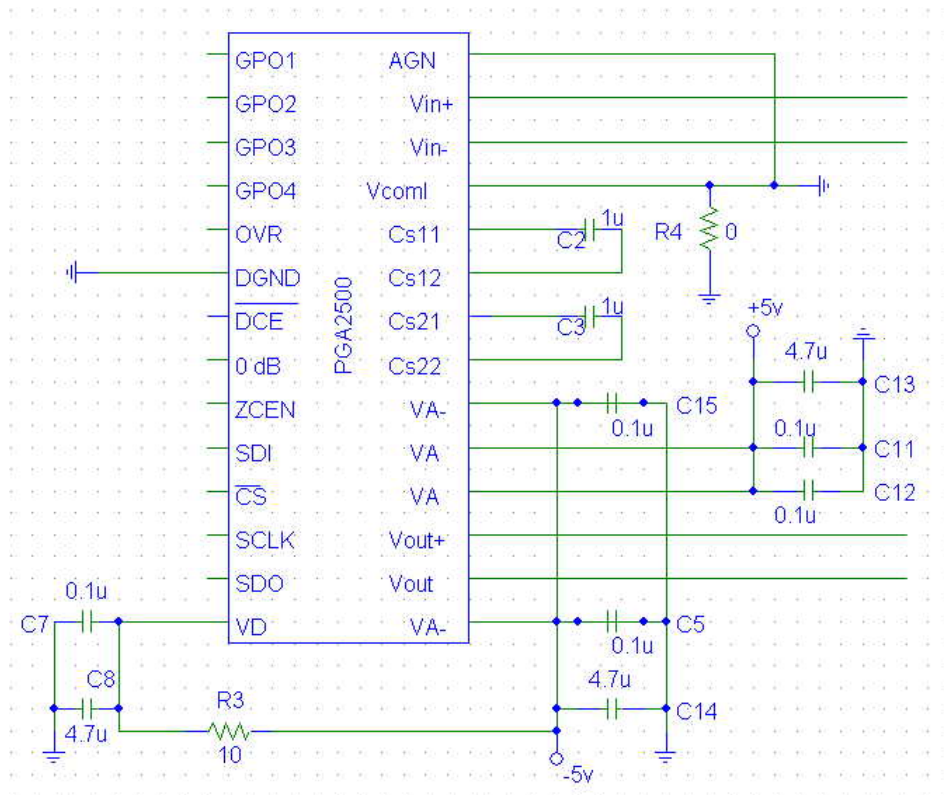
Nous avons donc écrit le code VHDL qui génère l'envoi des bits de programmation du PGA codant le gain sur 6 bits en entrée. Nous avons obtenu le résultat suivant sous ModelSim :



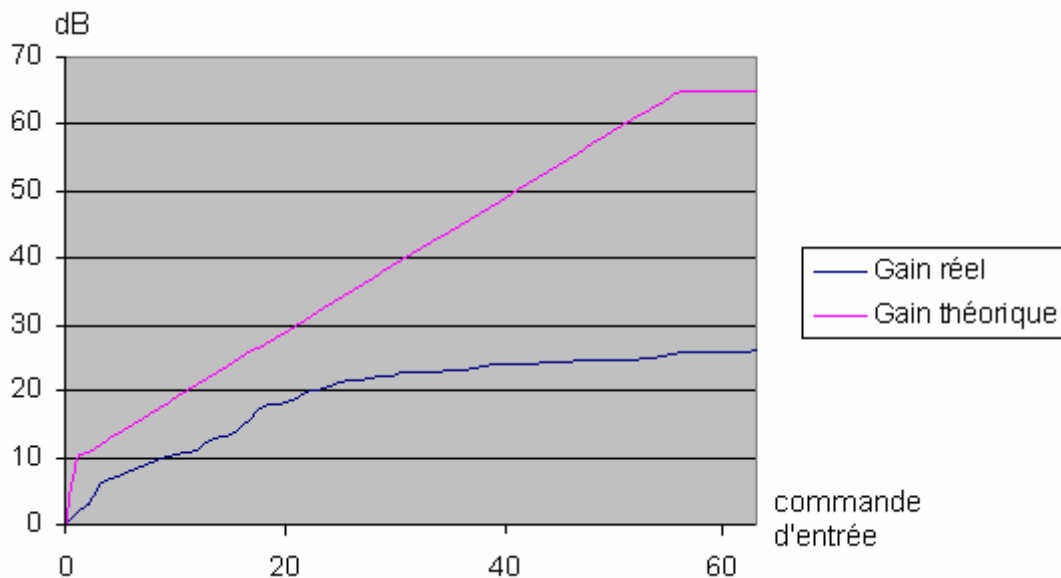
On voit bien que en mettant un gain de « 101010 » en entrée, on envoi bien « 0100000000101010 ».

Nous avons ensuite implémenté ce programme sur CPLD en codant les 6 bits du gain à l'aide de 6 interrupteurs et en générant l'horloge manuellement afin de pouvoir observer les sorties et on a pu observer le même chronogramme. On a par la suite utilisé l'horloge interne du CPLD.

Nous avons ensuite réalisé la carte du PGA2500 en utilisant le schéma de câblage qui nous a été fournit par nos prédécesseurs :



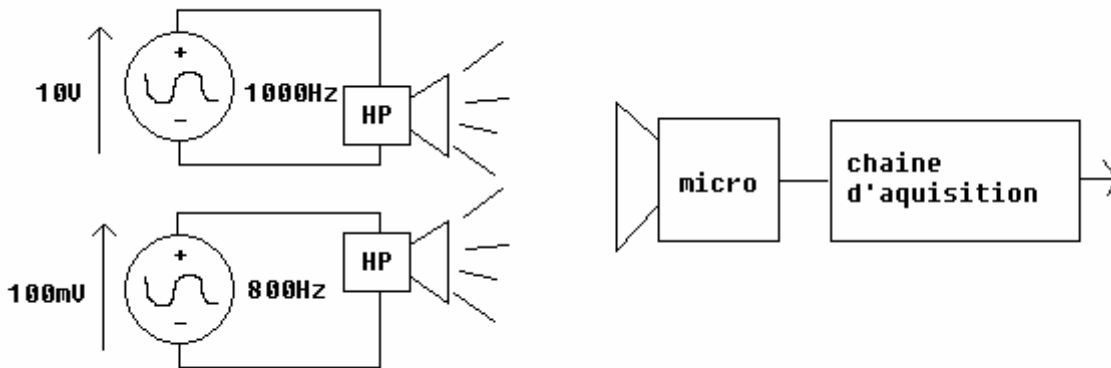
Puis nous avons relié les sorties du CPLD au PGA afin de le programmer. Nous avons vérifié que le PGA se programmait bien puis nous avons tracé son gain en fonction de la commande d'entrée, et nous l'avons comparé au gain théorique donné dans la documentation technique du PGA :



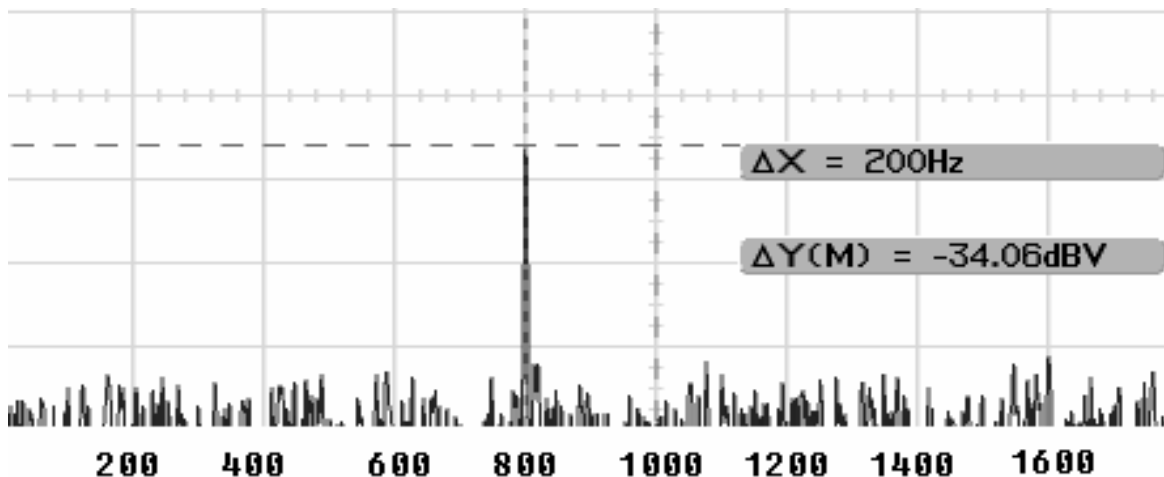
Nous avons constaté que le gain réel du PGA est en dessous de gain théorique, et que de plus il semble que l'on ai atteint la saturation du PGA. Mais nous ne pouvons pas lui appliquer de tension plus faible en entrée avec le matériel que nous avons à notre disposition.

Test avec micro et haut-parleurs

Pour finir nous avons voulu tester la carte micro dans une situation proche de celle des otoémissions. Nous avons branché un haut-parleur sur un générateur sinusoïdal d'amplitude 100mV à 800Hz, qui représente le signal d'otoémission. Et nous avons branché un deuxième haut-parleur sur une sinusoïde de 10V à 1000Hz qui représente le signal inutile. Puis nous avons placé le micro de notre chaîne d'acquisition en face de ces deux haut-parleurs.



Et voici la réponse en fréquence de la carte observée sur un oscilloscope :



On voit bien que le signal de 800 Hz est présent à la sortie de la chaîne alors que le signal de 1000Hz qui était pourtant 100x plus grand a été supprimé.

Nous avons ensuite voulu tester notre carte avec une vraie otoémission en plaçant les 2 haut-parleurs et le micro dans notre oreille et en appliquant aux haut-parleurs des sinusoïdes d'amplitude 500mV à 1000 et 1200Hz. Mais nous n'avons rien observé en sortie de la chaîne.

Nous ne savons pas exactement pourquoi cela ne marchait pas en situation réelle. Nous avons pensé que le micro n'était pas assez sensible pour capter le signal d'otoémission, ou que les sons envoyés par les haut-parleurs n'étaient pas assez forts, mais nous n'avons pas voulu prendre le risque d'augmenter le volume des haut-parleur de peur de détériorer nos oreilles...

CONCLUSION

Contrairement à la plupart des projets I4 proposés cette année, le projet DREAMM est un projet de longue durée (plusieurs années).

Cela a été très enrichissant de faire la démarche de comprendre les choix de nos prédécesseurs, que ce soit au niveau du choix des composants qu'au niveau de leurs méthodes de travail. Nous avons beaucoup appris de cette démarche de test et d'optimisation, phase d'un projet que nous avons rarement l'occasion d'entreprendre lorsqu'on démarre un projet de zéro, même si il a été parfois frustrant de ne pas pouvoir innover et imaginer le projet à partir de rien. Peut être aurions nous du prendre cette liberté, mais nous n'avons pas osé.

Cependant le but de notre projet étant le test et l'optimisation des cartes d'acquisitions, nous pouvons présenter aujourd'hui une carte qui fonctionne en répondant aux contraintes soulevées, alors qu'elle ne fonctionnait que partiellement au début du projet.

Nous avons aussi en l'occasion, au début du projet de travailler avec l'analyseur de spectre, pour les mesures de bruit qui est en rapport direct avec nos cours de I4. Ainsi nous avons pu approfondir nos connaissances de cet outil très puissant mais compliqué à prendre en main.

Le seul regret que nous avons de ce projet est d'avoir perdu trop de temps à vouloir identifier précisément les problèmes et à les résoudre un par un. Nous avons appris que le test d'un produit est fondamental, mais qu'il faut savoir prendre du recul, et réfléchir à d'autres solutions si le test se révèle négatif, plutôt que de se borner à vouloir faire fonctionner la solution antérieure.

Nous avons apprécié contribuer au projet DREAMM et nous nous tiendrons au courant de son évolution grâce au wiki. Nous restons bien sur à la disposition des futurs élèves qui reprendront ce projet pour répondre à leurs questions.