

UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE  
Faculté de génie  
Département de génie électrique et informatique

# Investigation des corrélations existant entre la perception de qualité audio et les réactions physiologiques d'un auditeur

Mémoire de maîtrise  
Spécialité : génie électrique

**Matthias Baudot**

Jury : Roch Lefebvre, directeur  
Philippe Gournay  
Philippe Mabillean

Sherbrooke (Québec) Canada

avril 2010



Library and Archives  
Canada

Published Heritage  
Branch

395 Wellington Street  
Ottawa ON K1A 0N4  
Canada

Bibliothèque et  
Archives Canada

Direction du  
Patrimoine de l'édition

395, rue Wellington  
Ottawa ON K1A 0N4  
Canada

*Your file* *Votre référence*  
ISBN: 978-0-494-70779-1  
*Our file* *Notre référence*  
ISBN: 978-0-494-70779-1

**NOTICE:**

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

**AVIS:**

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

---

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.

  
**Canada**

## RÉSUMÉ

Les tests d'écoute subjectifs permettent d'évaluer la fiabilité de reproduction des systèmes de codage audio (codecs). Le projet présenté ici vise à évaluer la possibilité d'utiliser les réactions physiologiques (activité électrodermale, cardiaque, musculaire et cérébrale) à la place d'une note donnée par l'auditeur, afin de caractériser la performance d'un codec. Ceci permettrait d'avoir une méthode d'évaluation plus proche de la perception réelle de qualité audio du sujet. Des tests d'écoute mettant en œuvre des dégradations audio bien connues en concours avec la mesure des réactions physiologiques ont été réalisés pour 4 auditeurs. L'analyse des résultats montre que certaines caractéristiques physiologiques permettent d'avoir une information fiable sur la qualité audio perçue, et ce de manière répétable pour près de 70% des signaux audio testés chez un sujet, et près de 60% des séquences audio testées chez tous les sujets. Ceci permet de postuler sur la faisabilité d'une telle méthode d'évaluation subjective des codecs audio.

**Mots-clés :** test d'écoute subjectif, évaluation des codecs audio, mesures physiologiques, qualité audio perçue, conductance électrodermale, photoplethysmographie, électromyogramme, électroencéphalogramme

## **REMERCIEMENTS**

Je tiens sincèrement à remercier mon directeur de recherche le professeur Roch Lefebvre qui m'a permis de mener ce travail passionnant et ainsi de développer des compétences pertinentes dans le cadre du développement de mon projet professionnel. La confiance qu'il m'a accordée, ainsi que le soutien qu'il m'a apporté m'ont permis de mener jusqu'au bout ce projet de recherche et je le lui dois. J'aimerais aussi remercier les techniciens en électronique et en informatique de la faculté de génie de l'Université de Sherbrooke et plus particulièrement Messieurs Yvon Turcotte et Sylvain Pépin. Leur dévouement et leur rapidité de réaction contribuent de manière remarquable à la mise en place d'expériences performantes. Enfin, j'aimerais adresser mes remerciements à Vincent Carpentier, représentant de National Instruments au Québec et Maritimes, pour avoir mis en œuvre au bon moment tous les moyens nécessaires au bon avancement du projet.

# TABLE DES MATIÈRES

<b>1.</b>	<b>INTRODUCTION</b> .....	<b>1</b>
<b>2.</b>	<b>ÉTAT DE L'ART</b> .....	<b>5</b>
2.1.	MESURES PHYSIOLOGIQUES : TYPES ET USAGES .....	5
2.1.1.	<i>La psychophysiology pour mesurer des états ou comportements</i> .....	8
2.1.2.	<i>La psychophysiology appliquée aux émotions musicales</i> .....	9
2.1.3.	<i>La psychophysiology pour évaluer l'impact des dégradations audio et vidéo sur un utilisateur</i> ... 15	
2.2.	MESURES PHYSIOLOGIQUES : PRINCIPES, SIGNAUX ET ANALYSE.....	17
2.2.1.	<i>Conductance de la peau</i> .....	18
2.2.2.	<i>Volume sanguin pulsé</i> .....	19
2.2.3.	<i>Électromyogramme</i> .....	21
2.2.4.	<i>Électroencéphalogramme</i> .....	22
2.3.	ÉVALUATION DES CODECS AUDIO.....	24
2.3.1.	<i>Évaluation subjective</i> .....	25
2.3.2.	<i>Évaluation objective</i> .....	32
<b>3.</b>	<b>MÉTHODE PROPOSÉE</b> .....	<b>34</b>
3.1.	PRINCIPE DE L'EXPÉRIENCE .....	34
3.2.	ENVIRONNEMENT ET CONDITIONS DE TEST .....	35
3.3.	MESURES PHYSIOLOGIQUES ET CONDITIONNEMENT.....	36
3.4.	INFORMATIQUE D'INSTRUMENTATION .....	42
3.4.1.	<i>Le serveur temps-réel</i> .....	45
3.4.2.	<i>Le PC de supervision</i> .....	49
3.5.	MATÉRIEL SONORE.....	53
3.5.1.	<i>Traitements appliqués aux signaux</i> .....	53
3.5.2.	<i>Choix des signaux</i> .....	55
3.5.3.	<i>Agencement des séquences audio</i> .....	56
3.6.	CHOIX DES AUDITEURS .....	57
3.7.	RÉGLAGE DES AMPLIFICATEURS DE MESURE .....	57
3.8.	DÉROULEMENT D'UN TEST .....	59
3.8.1.	<i>Installation du sujet</i> .....	59
3.8.2.	<i>Consignes du test</i> .....	62

3.8.3.	Test .....	63
3.8.4.	Désinstallation du sujet .....	63
3.9.	MÉTHODE D'ANALYSE .....	64
3.9.1.	Extraction de paramètres .....	64
3.9.2.	Corrélation entre dégradation audio et mesures physiologiques.....	78
<b>4.</b>	<b>EXPÉRIMENTATIONS ET RÉSULTATS .....</b>	<b>84</b>
4.1.	DÉROULEMENT DES TESTS .....	84
4.2.	ANALYSE DES SIGNAUX .....	85
4.2.1.	Conductance de la peau .....	85
4.2.2.	Volume sanguin pulsé.....	89
4.2.3.	Électromyogramme .....	90
4.2.4.	Électroencéphalogramme .....	91
4.3.	ANALYSE DES PARAMÈTRES PHYSIOLOGIQUES.....	93
4.3.1.	Analyse des moyennes.....	93
4.3.2.	Classification à l'aide du réseau de neurones.....	105
<b>5.</b>	<b>CONCLUSION .....</b>	<b>107</b>
<b>6.</b>	<b>RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....</b>	<b>112</b>
<b>ANNEXE A : TABLEAUX DES PARAMÈTRES EXTRAITS DES SIGNAUX PHYSIOLOGIQUES .....</b>		<b>117</b>
	CONDUCTANCE ÉLECTRODERMALE .....	118
	VOLUME SANGUIN PULSÉ .....	130
	ÉLECTROMYOGRAMME .....	142
	ÉLECTROENCÉPHALOGRAMME PRÉFRONTAL GAUCHE .....	154
	ÉLECTROENCÉPHALOGRAMME TEMPORAL GAUCHE.....	166

## LISTE DES TABLEAUX

TABLEAU 2.1 : TYPES DE MESURES PHYSIOLOGIQUES NON INVASIVES ET USAGE RECONNU .....	5
TABLEAU 2.2 : ONDES CÉRÉBRALES ET LEUR BANDE DE FRÉQUENCE .....	23
TABLEAU 2.3 : ÉCHELLE D'ÉVALUATION – <i>REC. ITU-R BS.1116</i> .....	26
TABLEAU 3.1 : CORRESPONDANCE ENTRE LES DÉPRÉCIATIONS À OBSERVER DURANT LES TESTS, LE MOS CORRESPONDANT ET LE RAPPORT SIGNAL/BRUIT DU MNRU .....	54
TABLEAU 4.1 : SYNTHÈSE DES CORRÉLATIONS POUR L'ANALYSE DES MOYENNES DES PARAMÈTRES PHYSIOLOGIQUES .....	97
TABLEAU 4.2 : POURCENTAGES DE PARAMÈTRES PHYSIOLOGIQUES PERMETTANT D'ÉTABLIR UNE CORRÉLATION AVEC LA QUALITÉ AUDIO, SELON LE TYPE DE SÉQUENCE ET LE SUJET .....	105
TABLEAU 4.3 : POURCENTAGES DE BONNE CLASSIFICATION DE QUALITÉ AUDIO AVEC UN RÉSEAU DE NEURONES .....	106

# LISTE DES FIGURES

FIGURE 1.1 : REPRÉSENTATION SCHÉMATIQUE DE L'ÉVALUATION SUBJECTIVE D'UN CODEC AUDIO.....	3
FIGURE 1.2 : REPRÉSENTATION SCHÉMATIQUE DE L'ÉVALUATION OBJECTIVE D'UN CODEC AUDIO.....	3
FIGURE 1.3 : NOUVELLE GÉNÉRATION DE MÉTHODE D'ÉVALUATION PROPOSÉE.....	3
FIGURE 2.1 : SCHÉMA D'ORGANISATION DU SYSTÈME NERVEUX.....	7
FIGURE 2.2 : PLAN ÉMOTIONNEL.....	13
FIGURE 2.3 : SIGNAL DE CONDUCTANCE ÉLECTRODERMALE.....	19
FIGURE 2.4 : SIGNAL DE VOLUME SANGUIN PULSÉ.....	20
FIGURE 2.5 : SIGNAL D'ÉLECTROMYOGRAMME.....	21
FIGURE 2.6 : SIGNAL D'ÉLECTROENCÉPHALOGRAMME (ÉLECTRODE T3 : LOBE TEMPORAL GAUCHE).....	22
FIGURE 3.1 : SCHÉMA DE PRINCIPE DE L'EXPÉRIENCE.....	34
FIGURE 3.2 : ENVIRONNEMENT DE TEST : SALLE D'ÉCOUTE.....	36
FIGURE 3.3 : SYSTÈME D'AMPLIFICATION ET DE CONDITIONNEMENT DES MESURES PHYSIOLOGIQUES.....	39
FIGURE 3.4 : SYSTÈME INTERNATIONAL 10/20 DE PLACEMENT D'ÉLECTRODES D'ENCÉPHALOGRAMME.....	42
FIGURE 3.5 : ARCHITECTURE DU SYSTÈME D'INFORMATIQUE D'INSTRUMENTATION.....	45
FIGURE 3.6 : INTERFACE DU LOGICIEL DE SUPERVISION DU SUJET EN TEST D'ÉCOUTE.....	50
FIGURE 3.7 : INTERFACE DE SUPERVISION DE L'ÉTAT DU SERVEUR EN TEST D'ÉCOUTE.....	51
FIGURE 3.8 : TRACÉ DE LA NOTE MOS EN FONCTION DU RAPPORT SIGNAL SUR BRUIT MNRU.....	54
FIGURE 3.9 : TRAITEMENTS APPLIQUÉS AUX SIGNAUX AUDIO CONSTITUANT UN TEST D'ÉCOUTE.....	55
FIGURE 3.10 : INTERFACE DE REJET MANUEL D'ARTÉFACTS.....	66
FIGURE 3.11 : ONDELETTE MÈRE DE HAAR.....	68
FIGURE 3.12 : ESTIMATION DU NIVEAU DE BASE DE LA CONDUCTANCE ÉLECTRODERMALE À L'AIDE DE LA TRANSFORMÉE EN ONDELETTES.....	68
FIGURE 3.13 : ONDELETTE MÈRE DAUBECHIES14.....	71
FIGURE 3.14 : DÉCOMPOSITION DU SIGNAL DE VOLUME SANGUIN PULSÉ À L'AIDE DE LA TRANSFORMÉE EN ONDELETTES.....	72
FIGURE 3.15 : ANALYSE TEMPORELLE DU SIGNAL EMG.....	76
FIGURE 3.16 : ANALYSE FRÉQUENTIELLE DU SIGNAL EMG.....	76
FIGURE 3.17 : ESTIMATION DE LA FATIGUE MUSCULAIRE AVEC LA FRÉQUENCE MOYENNE INSTANTANÉE DU SIGNAL EMG.....	77
FIGURE 3.18 : SIGNAL D'ÉLECTROENCÉPHALOGRAMME DÉCOMPOSÉ.....	78
FIGURE 3.19 : ENTRÉES ET SORTIES DU RÉSEAU DE NEURONES.....	81
FIGURE 3.20 : SCHÉMA DE PRINCIPE DE LA CLASSIFICATION PAR RÉSEAU DE NEURONES.....	82
FIGURE 4.1 : SIGNAL DE CONDUCTANCE ÉLECTRODERMALE AVEC RÉACTION AVANT PRÉSENTATION DU STIMULUS.....	87
FIGURE 4.2 : SIGNAL DE CONDUCTANCE ÉLECTRODERMALE LE PLUS CARACTÉRISTIQUE.....	88



FIGURE 4.3 : SIGNAL DE CONDUCTANCE ÉLECTRODERMAL CARACTÉRISTIQUE DU SUJET 1 (PAS DE RÉACTIONS) .....	88
FIGURE 4.4 : SIGNAL DE VOLUME SANGUIN PULSÉ DE MAUVAISE QUALITÉ .....	90
FIGURE 4.5 : SIGNAL DE VOLUME SANGUIN PULSÉ AVEC DÉRIVE DE L'AMPLIFICATEUR .....	90
FIGURE 4.6 : DÉCOMPOSITION D'UN SIGNAL D'ÉLECTROENCÉPHALOGRAMME CORROMPU PAR UNE DÉRIVE DE L'AMPLIFICATEUR DE MESURE .....	92
FIGURE 4.7 : CORRÉLATION EXISTANT ENTRE LE GRADIENT DU NIVEAU DE BASE DE CONDUCTANCE ÉLECTRODERMALE ET LA DÉGRADATION DE QUALITÉ AUDIO .....	96
FIGURE 4.8 : CORRÉLATION EXISTANT ENTRE LE GRADIENT DU NIVEAU DE BASE DE LA CONDUCTANCE ÉLECTRODERMALE ET LA DÉGRADATION DE QUALITÉ AUDIO POUR LES SÉQUENCES DE MUSIQUE DU SUJET 2 .....	96
FIGURE 4.9 : CORRÉLATION EXISTANT ENTRE LA FRÉQUENCE CARDIAQUE MOYENNE ET LA DÉGRADATION DE QUALITÉ AUDIO POUR LES SÉQUENCES DE PAROLE SUR MUSIQUE DES 2 SUJETS .....	101
FIGURE 4.10 : CORRÉLATION ENTRE LA 3ÈME FRÉQUENCE LA PLUS ACTIVE DU SIGNAL D'ÉLECTROMYOGRAMME ET LA DÉGRADATION DE QUALITÉ AUDIO .....	102
FIGURE 4.11 : CORRÉLATION ENTRE LA DISPERSION DE LA PUISSANCE DE L'ONDE GAMMA (ÉLECTROENCÉPHALOGRAMME TEMPORAL GAUCHE) ET LA QUALITÉ AUDIO POUR LES SÉQUENCES AUDIO PAROLE SUR MUSIQUE DU SUJET 1 .....	103
FIGURE 4.12 : CORRÉLATION ENTRE LA DISPERSION DE LA PUISSANCE DE L'ONDE GAMMA (ÉLECTROENCÉPHALOGRAMME TEMPORAL GAUCHE) ET LA QUALITÉ AUDIO POUR LES SÉQUENCES AUDIO PAROLE SUR MUSIQUE DU SUJET 2 .....	104

# 1. INTRODUCTION

Le présent mémoire présente des travaux de recherche qui visent à caractériser la faisabilité d'une nouvelle génération de tests d'écoute. En effet, dans le cas d'une évaluation par un auditeur de la qualité audio d'une séquence, il faut déterminer s'il est envisageable de remplacer les traditionnels votes subjectifs (l'auditeur entre une note sur un ordinateur) par une approche plus passive basée sur la mesure de ses réactions physiologiques, afin que toute sa concentration soit focalisée sur l'écoute.

Le projet de recherche présenté ici se situe dans un contexte à la fois économique, social et culturel. En effet, le monde actuel est devenu de plus en plus nomade, et les technologies ont dû s'adapter afin de pouvoir faciliter et banaliser les communications entre les personnes. On remarque ainsi dans les pays développés et en voie de développement une croissance constante de l'utilisation de réseaux de communications tels que la téléphonie cellulaire ou encore l'Internet pour ne citer que les plus répandus. La croissance des pays émergents et le continuel développement des technologies tout public ont pour conséquence une demande toujours plus forte en quantité de bande passante pour nos communications. On entend par bande passante la gamme de fréquences utilisées pour transmettre des données sur un réseau. Plus la bande passante est large, plus on peut transmettre de données en un temps donné. Or on sait que dans l'état actuel de la technologie la bande passante disponible pour la planète est limitée, partagée entre tous les utilisateurs, et ainsi la quantité de bande passante totale, versus le nombre d'informations à transmettre, donne une bande passante de plus en plus réduite pour chaque utilisateur. Un autre point à noter est que la quantité de données disponibles au niveau mondial pour les utilisateurs est perpétuellement croissante, et que le stockage de ces données sur les serveurs informatiques et les périphériques des utilisateurs finaux peut poser problème si on veut profiter d'un maximum de données. On a ainsi pu observer un immense développement des technologies de compression de données afin de pouvoir continuer à satisfaire les besoins. Elle permet d'avoir des données plus légères à transporter et à stocker.

On remarque dans le contexte socioculturel actuel que la quasi-totalité des communications tout public concerne des contenus multimédias, incluant donc des photos, de la vidéo, de la

parole et de la musique. Un des signes de ce phénomène est la vente des appareils multimédia portatifs tels que les lecteurs MP3 ou DIVX par exemple qui ne cesse d'augmenter, et encore plus frappant, la téléphonie cellulaire qui compte 4 milliards d'abonnés en 2008 contre 1,4 milliards en 2003 [ITU World Telecommunication, 2008]. Il faut bien sûr préciser que les téléphones actuels prennent en charge les musiques et les films et que les fournisseurs de services proposent même des forfaits illimités de téléchargement de contenus multimédias sur les cellulaires. Il est donc évident que le monde écoute de plus en plus de musique, mais de la musique toujours plus compressée.

Ainsi le développement de codecs audio connaît un développement extraordinaire ces dernières années. Un codec audio a pour but de réduire la quantité de données à transmettre de sorte que l'oreille ne s'en rende pas compte, en se basant notamment sur la modélisation des caractéristiques du signal (codec de parole) ou sur la modélisation de la perception auditive (codec de parole et musique). Les techniques utilisées sont par exemple des algorithmes de prédiction à long terme et des modèles périodiques (signal de parole) ou encore du masquage fréquentiel (signal de parole et musique).

Pour caractériser ces codecs et leur efficacité, les développeurs font alors appel à l'évaluation de milliers de personnes à travers la planète sous forme de tests d'écoute, lors desquels les auditeurs sont amenés à qualifier quantitativement, sous forme de vote avec une note, la fidélité de la reproduction du signal audio original par le codec. Mais ces tests ont le défaut d'être coûteux pour le développeur, fastidieux pour l'auditeur, et totalement subjectifs. L'information récupérée par ces tests ne tient compte que d'un seul critère : la fidélité de la reproduction du signal original par le codec, alors qu'il serait très profitable pour le développeur de pouvoir avoir des informations plus précises concernant l'influence de certains artefacts inhérents au codec sur l'appréciation de l'auditeur.

Une autre méthode d'évaluation consiste à utiliser des modèles psycho-acoustiques visant à simuler la perception auditive humaine. Il n'y a pas d'auditeur mis en jeu ici. Le son compressé est présenté au modèle qui est capable d'en extraire une valeur représentant la fidélité de l'algorithme de codage. Cette méthode d'évaluation objective a cependant le

désavantage de ne plus prendre en compte la réelle perception des auditeurs, qui sont alors remplacés par un modèle mathématique.

Il apparaît donc extrêmement pertinent dans le contexte actuel, d'étudier la faisabilité d'une nouvelle génération de tests d'écoute subjectifs qui se baserait non plus sur des votes de l'auditeur, mais sur ses réactions physiologiques au stimulus auditif.

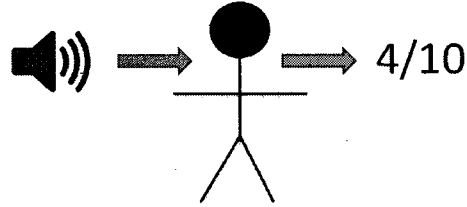


Figure 1.1 : Représentation schématique de l'évaluation subjective d'un codec audio

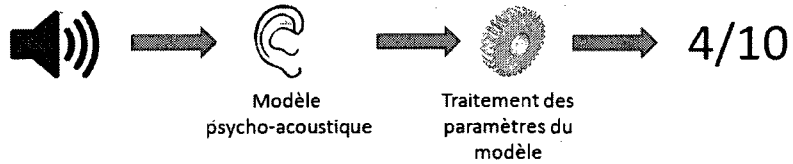


Figure 1.2 : Représentation schématique de l'évaluation objective d'un codec audio

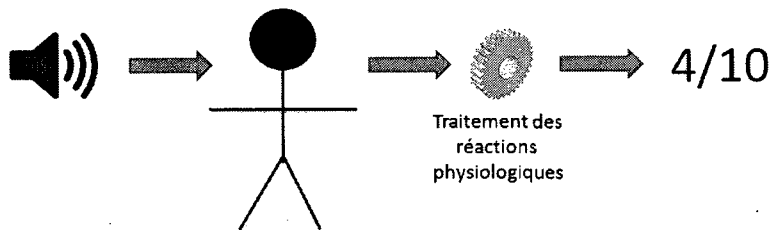


Figure 1.3 : Nouvelle génération de méthode d'évaluation proposée

Ainsi les travaux de recherche présentés ici doivent-ils permettre de tester les hypothèses suivantes :

- Les réactions physiologiques sont représentatives de la qualité audio perçue par un auditeur
- Les résultats obtenus sont répétables d'un auditeur à l'autre
- Les résultats obtenus sont répétables pour plusieurs écoutes d'une même séquence audio chez un même sujet
- Il est envisageable d'utiliser la mesure des réactions physiologiques des auditeurs pour évaluer les systèmes de codage audio

Pour répondre à cela, un banc de test est développé afin de soumettre des auditeurs à des expériences visant à mettre en évidence des corrélations entre les signaux physiologiques mesurés et la qualité du son écouté. Une étude poussée de la littérature permet de postuler sur la pertinence des mesures physiologiques à effectuer et la manière de les analyser. De nombreux paramètres élémentaires de chaque signal physiologique sont analysés et leur pertinence est regardée vis-à-vis du type de signal audio testé (musique ou parole).

Ce mémoire présente donc une réelle investigation des possibilités qui peuvent être apportées par une nouvelle génération de tests d'écoute basée sur les réactions physiologiques de l'auditeur. Ceci est présenté à travers un état de l'art qui définit le domaine de la psychophysiologie et les méthodes qui lui sont appliquées (section 2). La section 3 définit la méthodologie utilisée, notamment en ce qui concerne l'architecture du banc de test, la définition des conditions du test d'écoute (matériel sonore et sujets), et le déroulement du test. La méthode d'analyse des résultats est aussi développée dans cette section. Les résultats sont quant à eux présentés dans la section 4. Enfin la section 5 permet de discuter et conclure sur la contribution apportée par ce projet de maîtrise.

## 2. ÉTAT DE L'ART

### 2.1. Mesures physiologiques : types et usages

Les mesures physiologiques sont des mesures médicales qui peuvent être invasives ou non, et qui peuvent être utilisées avec ou comme alternative à d'autres mesures médicales invasives. Les mesures physiologiques ont pour but d'étudier le rôle, le fonctionnement et l'organisation des organes vivants.

Les mesures physiologiques non invasives répandues aujourd'hui sont [Wikipedia, 2010a] :

Tableau 2.1 : Types de mesures physiologiques non invasives et usage reconnu

Technique	Organe auquel elle s'applique	Usage reconnu
<b>Électrocardiographie</b>	Cœur	Mesurer et diagnostiquer les rythmes anormaux du cœur.
<b>Électromyographie</b>	Muscles	Mesurer l'activité musculaire afin d'analyser le comportement biomécanique des mouvements humain ou animal et détecter des anomalies médicales.
<b>Électroencéphalographie</b>	Cerveau	Mesurer l'activité électrique des neurones afin d'établir des diagnostics de maladies ou accidents cérébraux tels que l'épilepsie, le coma, la mort cérébrale, les tumeurs, etc.
<b>Élétronystagmographie</b>	Yeux	Mesurer les mouvements des yeux afin d'évaluer le système oculomoteur et diagnostiquer les causes de vertiges ou autres.
<b>Ultrasonographie</b>	Structures sous cutanées	Diagnostiquer par imagerie des lésions ou pathologies des structures ou organes sous-cutanés tels que les tendons, les muscles, les vaisseaux, etc.
<b>Radiations non-ionisantes</b>	Peau et structures sous cutanées	Caractériser et traiter la composition chimique des tissus du corps et de la peau.
<b>Spectroscopie proche</b>	Sang	Mesurer la quantité d'oxygène

Technique	Organe auquel elle s'applique	Usage reconnu
<b>infrarouge</b>		présente dans le sang pour quantifier le flux, le volume et l'oxygénation du sang. Cela est utile aux sportifs et permet de détecter des anomalies vasculaires périphériques.
<b>Réponse électrodermale</b>	Peau	Mesurer la résistance (ou conductance) de la peau afin d'avoir des informations sur sa composition, mais surtout dans le but d'étudier le comportement et les émotions.

Les mesures physiologiques sont sous le contrôle du système nerveux [Andreassi, 2006], ou en d'autres termes, c'est le système nerveux qui génère les réactions physiologiques afin de réguler notre organisme. Le système nerveux est subdivisé de la manière suivante [Andreassi, 2006] (Figure 2.1 : cette représentation est incomplète car certaines parties du système nerveux autonome sont aussi sous le contrôle du système nerveux central, comme par exemple l'hypothalamus ou le bulbe rachidien) : le système nerveux central inclut le cerveau et la moelle épinière alors que le système nerveux périphérique se réfère aux tissus nerveux situés à l'extérieur du cerveau et de la moelle épinière, incluant les nerfs rachidiens et les nerfs crâniens. Le système nerveux périphérique est lui-même composé du système somatique (concerné par l'activité musculaire) et par le système nerveux autonome (qui gère les structures viscérales telles que les glandes et les organes du corps). Enfin, le système nerveux autonome est encore subdivisé en un système nerveux parasympathique, dominant lorsque l'individu est au repos ou en récupération, et en un système nerveux sympathique, dominant lorsque l'individu travaille et mobilise de l'énergie. Il apparaît donc important d'être en mesure d'analyser l'activité du système nerveux à tous les niveaux de ses composantes afin de ne pas négliger des réactions spécifiques à l'une de ses parties, et qui pourrait être pertinentes pour le projet.

On comprend ainsi mieux pourquoi les mesures physiologiques utilisées dans la grande majorité des études comportent l'utilisation de l'**électroencéphalogramme** (contrôle du

système nerveux central), **l'électromyogramme** (contrôle du système nerveux somatique), les battements cardiaques, **le volume ou la pression sanguine** (contrôle du système nerveux parasympathique et sympathique) et **l'activité électrodermale** (système nerveux sympathique seulement) [Andreassi, 2006].

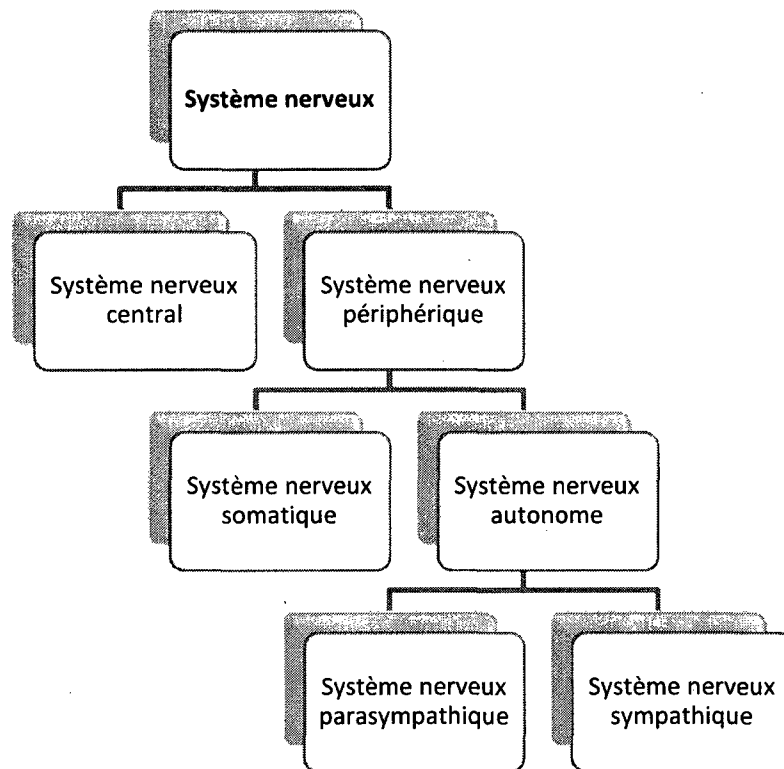


Figure 2.1 : Schéma d'organisation du système nerveux

Durant les 50 dernières années, on a pu constater une augmentation considérable du nombre d'études scientifiques portant sur les mesures physiologiques. Ceci s'est notamment manifesté par l'augmentation rapide du nombre de publications ainsi que celle du nombre d'universités offrant des programmes dans le domaine. On peut distinguer deux groupes dans les études portant sur les mesures physiologiques : celles qui visent à développer de nouvelles techniques médicales, et celles qui ont pour but d'étudier la performance et l'activité humaine ou, en d'autres termes, ce dont est capable l'être humain et comment cela fonctionne. Ces études cherchent en réalité à établir des relations entre le comportement et les émotions humaines



ainsi que l'activité de ses différents organes. Elles ont donné naissance à un nouveau domaine d'étude : la psychophysiologie [Andreassi, 2006].

### **2.1.1. La psychophysiologie pour mesurer des états ou comportements**

Tous les travaux en psychophysiologie visent à utiliser les réactions physiologiques pour traduire chez la personne un état émotionnel ou comportemental, dans le but de comprendre les interactions de cet individu avec certains éléments de son environnement. Par exemple, des travaux de [Healey et Picard, 2005], [Hönig *et al.*, 2007], [Liang *et al.*, 2007], [Lin *et al.*, 2007] ont cherché à mesurer les signaux physiologiques de conducteurs automobiles tels que l'électrocardiogramme, l'électromyogramme facial, la conductance de la peau et la respiration, pendant différentes tâches de conduite. Les auteurs ont ainsi démontré l'existence de différents états de stress distincts selon que le conducteur roule en ville, sur l'autoroute ou en campagne. Ceci est la première étape vers un système embarqué de surveillance du stress du conducteur associé à la gestion d'informations du véhicule. D'autres chercheurs ont plus axé leur étude sur la mesure de l'état de fatigue des employés d'une usine par exemple [Pongthanya *et al.*, 2008]. Ce sont la mesure des battements cardiaques et celle de la conductance de la peau qui sont utilisées par les auteurs, qui peuvent alors démontrer l'influence de certains éléments de l'environnement de travail sur la fatigue et la concentration du travailleur. Une autre application de la psychophysiologie est de caractériser des systèmes d'interaction homme-machine. Ainsi, [Sperry et Fernandez, 2008] utilise les signaux physiologiques pour mesurer un état d'apaisement lors de l'utilisation d'un site web, s'apercevant ainsi de l'impact de l'utilisation de certaines couleurs ou certains types d'animation sur l'utilisabilité du site. Ce procédé peut également être utilisé pour comparer les réponses physiologiques de la peau, des muscles faciaux et de la respiration, procurées par l'écoute des informations radiodiffusées (les nouvelles), avec des écouteurs *versus* des haut-parleurs [Kallinen et Ravaja, 2007]. Cette énumération révèle quelque peu la diversité des applications du domaine et il est rassurant de voir que les chercheurs semblent trouver des corrélations (parfois proches de 95%) entre comportement ou réaction subjective et signaux physiologiques dans de nombreuses situations très variées. Cependant, aucun de ces travaux ne prétend encore être capable de quantifier précisément un ressenti de dégradation de qualité audio. Somme toute, les mesures

physiologiques permettent de détecter des états émotionnels ou comportements tels que le stress ou encore la fatigue. Il est donc pertinent de voir à les utiliser comme outil de mesure objective de la perception subjective de qualité audio.

Il est important de noter que la grande majorité des travaux axés sur la psychophysologie traitent de l'étude des émotions car les applications commerciales des interfaces homme-machine capables de détecter un état affectif sont énormes. Aussi, d'un point de vue de la recherche, la musique est majoritairement utilisée pour susciter des émotions car elle constitue un moyen facile, rapide et peu coûteux pour cette application.

### **2.1.2. La psychophysologie appliquée aux émotions musicales**

La musique, par-delà le plaisir musical, a toujours été un lieu privilégié de rencontre entre l'Art et la Science. De tout temps, et aujourd'hui plus que jamais, les rapports entre la musique et les mathématiques ont suscité de très nombreux travaux. La musique a bénéficié et bénéficie encore du développement de toutes les méthodes électroniques et informatiques d'étude et de production du signal acoustique. Mais lorsqu'on regarde la littérature qui traite de la cognition musicale, c'est-à-dire la manière dont notre cerveau traite le stimulus auditif et les réactions physiologiques alors engendrées, on s'aperçoit que certains précurseurs isolés comme [Meyer, 1956], [Hevner, 1935] et [Hevner, 1937] ont étudié ce domaine dès les années 40, mais ce n'est que récemment, dans la fin des années 80, que la musique a entamé un dialogue fécond avec les sciences cognitives et la neurophysiologie en particulier [Yvard, 2004]. Sont alors organisées des conférences internationales réunissant à la fois des théoriciens, compositeurs, informaticiens, musicologues, mathématiciens, psychologues et neurologues afin d'établir et d'élargir les voies de communication entre les différentes disciplines [Bonnet, 1990].

Cependant, les chercheurs se sont vite rendus à l'évidence que, alors que le langage est attribué pour l'essentiel aux réseaux de l'hémisphère cérébral gauche, la musique serait « distribuée » dans les deux hémisphères du cerveau [Zatorre, 2003], ce qui fait de la cognition

musicale un sujet très complexe à étudier, et encore très peu maîtrisé aujourd'hui. Ainsi, les études sur le lien entre musique et émotions restent encore très générales et portent uniquement sur l'étude de différents types de musique (triste ou joyeuse) ou de paramètres musicaux (le tempo, la modalité, le pitch).

Ainsi, on s'intéresse à l'ouvrage de [Meyer, 1956], qui représente toujours une des grandes références dans le domaine, car même si certaines nouvelles thèses ont été formulées depuis, celles de Meyer n'ont jamais vraiment été mises en défaut. Après avoir discuté de l'évidence d'une réponse émotionnelle à la musique, l'auteur établit la distinction entre les émotions, temporaires et évanescentes, et l'humeur (« mood ») qui est relativement stable et permanente. Concernant l'évaluation subjective des émotions, Meyer dit que lorsqu'un auditeur rapporte qu'il a ressenti telle ou telle émotion, son évaluation est biaisée, et au lieu de décrire l'expérience qu'il a réellement vécue, il va décrire ce qu'il pense que le passage musical est censé décrire. Dans le cas d'une émotion authentique rapportée, il y a des chances qu'elle soit pervertie et embrouillée dans le processus de verbalisation. C'est ce que les psychanalystes tels que Vernon Lee, C.S. Myers, Max Shoen et d'autres ont étudié et appelé la « distorsion », du fait qu'un état émotionnel est bien plus subtil et varié que les mots standardisés que nous utilisons pour les décrire. Aussi, du fait que l'auditeur croit par défaut en la puissance affective de la musique, sa perception est faussée. En effet, avant même que le premier son soit entendu, cette croyance active certaines dispositions pour une réponse émotionnelle. Une notion très importante amenée par l'auteur, est que toute expérience affective conduit à des ajustements et des modifications au niveau comportemental, et/ou physiologique. Toutefois, dans le cadre d'une observation objective, aucune preuve ne permet de montrer une relation définie et habituelle entre les processus physiologiques mis en œuvre et le ressenti d'une émotion. Tout ce qui peut être observé dans le cas de modifications physiologiques n'est pas spécifique à l'émotion. Ce qui est essentiel dans l'expérience émotionnelle est la sensation qui accompagne cette expérience : l'affect. Meyer note ensuite que les émotions produites par un stimulus changent d'une personne à l'autre, et changent d'un moment ou contexte à l'autre pour un même individu. Il nous présente ensuite sa vision cognitiviste des émotions, c'est-à-dire que les émotions ressenties dépendent de l'évaluation qu'on fait de la situation. Il utilise l'exemple

de la personne qui tombe : « La sensation de tomber à travers le vide, conditionnée par aucune croyance ou connaissance sur l'ultime aboutissement de la situation, va stimuler des émotions hautement déplaisantes. Maintenant, une chute similaire dans le cas d'un saut en parachute, dans un parc d'attractions, du fait de la connaissance de la présence d'un contrôle, apportera beaucoup plus de plaisir. » Meyer résume ceci en disant qu'il n'y a pas d'émotions plaisantes ou déplaisantes, mais seulement des expériences émotionnellement plaisantes ou émotionnellement déplaisantes. Une notion amenée par l'auteur et qui vient encore troubler le sujet, est que les émotions sont non-référencées, dans le sens où la musique, dans l'absolu, ne décrit pas, ne dessine pas, ne symbolise pas une action, une personne, une passion, un concept traditionnellement associé à une expérience humaine.

Dans la suite de l'ouvrage, il est question du phénomène d'attente et d'espérance de l'auditeur. En effet, l'auditeur n'est pas là dans un état neutre et vierge. Il a obligatoirement un passé de connaissances musicales qui lui définissent une norme. Une émotion est évoquée lorsqu'un évènement vient faire dévier cette norme de manière inattendue. Aussi, un même stimulus physique pourra créer des tendances différentes selon le contexte stylistique ou culturel de la musique. Meyer termine son premier chapitre « *Theory* » en définissant sa vision de *signification* des émotions. Il distingue pour cela trois types de significations :

- Les significations théoriques/hypothétiques, qui ont lieu pendant l'acte d'attente, durant la montée jusqu'à l'évènement musical. Le stimulus donne alors invariablement la possibilité de plusieurs significations théoriques.
- Les significations évidentes, qui sont attribuées à un antécédent. Le lien entre cet antécédent et la conséquence du stimulus est alors perçu par l'auditeur. Ceci est conditionné et coloré par les significations théoriques qui ont eu lieu juste avant.
- Les significations déterminées, qui n'ont alors plus de relation avec les significations hypothétiques ou évidentes. Le travail de la mémoire est alors terminé et l'auditeur comprend alors parfaitement le lien entre le stimulus et une expérience particulière qu'il a vécue.

La suite de l'ouvrage de Meyer détaille toutes les notions abordées ici, en illustrant tout avec beaucoup plus d'exemples et de détails sur la cognition, et il n'est pas nécessaire d'en discuter dans l'état de l'art. Cependant ce contenu s'avèrera très utile durant les activités de recherche, notamment pour aider à définir de bonnes conditions d'expérimentations.

Dans [Zatorre, 2003], beaucoup plus récent, il est fait mention du fait que lorsqu'une musique nous procure des émotions, ce peut être parce que celle-ci nous évoque un événement affectif qui refait surgir en nous des émotions reliées à cet événement. C'est donc une sorte de parasite au contenu musical, mais l'auteur nous dit que faire abstraction de ces aspects affectifs durant l'expérience musicale serait une erreur car nous manquerions alors parmi les aspects les plus fondamentaux de la réponse humaine à la musique. Puis il explique que la réponse émotionnelle à la musique tend à être particulière et hétérogène, et dépend de paramètres variables et complexes reliés notamment au contexte socioculturel, historique et éducationnel entre autres. C'est un problème particulier car si les réactions varient largement pour des raisons inconnues, il devient alors très difficile d'établir un protocole expérimental fiable et reproductible.

Des informations très intéressantes sont fournies par [Bigand *et al.*, 2005] concernant le « temps des émotions ». Ici on s'intéresse au temps que nous mettons pour créer une réponse émotionnelle au stimulus musical. Cette étude montre que cela est très rapide puisque 500 ms suffisent, et que 250 ms permettent de différencier le gai du triste. De plus, à chaque nouvelle échelle de temps, on peut alors percevoir une nouvelle émotion ou bien colorer et enrichir celle précédemment ressentie.

Mais comment caractériser ces émotions que nous ressentons, comment les définir et les classer ? Le modèle qui est utilisé par tous les chercheurs dans ce domaine est celui défini par [Thayer, 1989]. C'est en fait un plan émotionnel (Figure 2.2), fonction de deux quantités : *valence* et *arousal*. Plus concrètement, ce plan serait fonction d'une part de la notion de plaisant/déplaisant (*valence*) et d'autre part de la notion de calme/stimulant (*arousal*). Selon Thayer donc, toutes les émotions humaines peuvent être classées dans ce plan, et il semble que ce modèle soit réutilisé dans pratiquement toutes les études du genre.

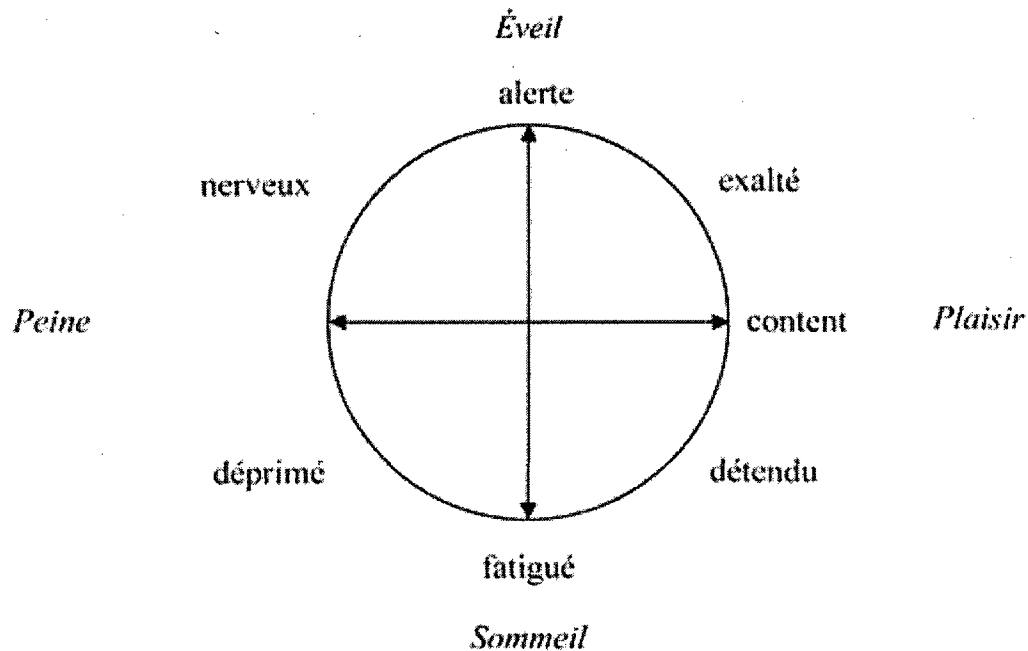


Figure 2.2 : Plan émotionnel

[Thayer, 1989]

Maintenant que l'on est en mesure de comprendre quelles sont les conditions pour que la musique conduise à une réponse émotionnelle et quels sont les facteurs qui vont influencer cette réponse, il faut voir à présent quelles en sont les réactions physiologiques associées.

[Zatorre, 2003] dit tout d'abord que les effets émotionnels de la musique sont régis par les mêmes zones cérébrales que celles qui régissent les émotions amenées par d'autres stimuli ou situations. En plus de cela, on observe une réciprocité dans l'activité des régions cérébrales. En effet, là où on observe une augmentation de l'activité durant les émotions négatives, on observera une diminution correspondante de cette activité durant les émotions positives. Mais l'auteur a voulu s'intéresser à savoir si les réactions d'une personne étaient fondamentalement similaires à celles d'une autre lorsque les deux disent ressentir le « frisson » musical : une émotion très positive, parfois décrite comme étant délirante ou euphorique. Il a pour cela observé sur des participants trois paramètres physiologiques (respiration, battements cardiaques, tension musculaire) et utilisé la technologie de tomographie à émission de positrons pour pouvoir mettre cela en relation avec l'activité cérébrale. Il en résulte que les

variations sur ces trois variables sont en accord avec l'intensité du « frisson » décrit subjectivement par les sujets, et cela chez tous les sujets testés. D'autres études corroborent cela et montrent que plusieurs zones du cerveau sont fonction de l'intensité subjective du « frisson » ressenti. Une autre information intéressante est que le modèle d'activité observé en corrélation avec une forte réaction émotionnelle induite par la musique est identique aux images cérébrales de l'euphorie et du plaisir en général.

[Rickard, 2004] étudie et fait un état de l'art sur les réactions physiologiques liées à une réponse émotionnelle. Il s'intéresse ainsi aux battements cardiaques, à la température et la conductivité de la peau. Il en ressort que les réponses physiologiques habituelles à l'activation du système nerveux sympathique (qui régit en partie les émotions, les sensations de plaisir, etc.) sont une augmentation du rythme cardiaque, de la pression sanguine, de la tension des muscles et du rythme de respiration et un abaissement de la température de la peau ainsi qu'un relâchement de la stimulation hormonale. Concernant la conductivité de la peau, elle augmente dans le cas de musiques excitantes et stimulantes, mais reste relativement inchangée pour des musiques apaisantes ou relaxantes. Cependant il y a une très grande variabilité des résultats entre les personnes, ce qui masque la relation entre la réponse émotionnelle et le niveau de stimulation.

De très nombreuses autres études ([Kallinen et Ravaja, 2004], [Khalifa *et al.*, 2002], [Koelsch *et al.*, 2006], [Sammler *et al.*, 2007], [Schmidt et Trainor, 2001]) ont établi des relations entre les réactions physiologiques et les émotions procurées par la musique. Il apparaît que les paramètres mesurés comprennent systématiquement ceux cités ci-dessus, mais également l'électromyogramme, qui mesure les contractions musculaires. Il est ici utilisé de manière à mesurer les déformations faciales car on sait que les réactions émotionnelles fortes se traduisent systématiquement par des expressions du visage. En plus de cela on retrouvera également l'électroencéphalogramme et l'imagerie cérébrale à résonance magnétique, mais seulement dans des études très poussées car ce genre de manipulation est beaucoup plus complexe et coûteux à mettre en œuvre. [Peter *et al.*, 2007] présente même un système développé par le laboratoire de recherche en cognition et émotions musicales de l'Institut Fraunhofer. Ce système nommé EREC (pour *Emotion Recognition*) est en fait un gant

comportant un dispositif de mesure de la température, de la conductivité de la peau ainsi que des battements du cœur.

À la vue de tous ces travaux, il semble bien que les signaux physiologiques tels que les battements cardiaques, la conductance de la peau, l'électromyogramme facial ou encore l'électroencéphalogramme constituent des données pertinentes pour l'étude, chez l'humain, des stimulations auditives.

### **2.1.3. La psychophysologie pour évaluer l'impact des dégradations audio et vidéo sur un utilisateur**

Dans la littérature, seuls [Wilson et Sasse, 2000a], [Wilson et Sasse, 2000b], [Wilson et Sasse, 2001], [Wilson et Angela Sasse, 2004] se sont intéressés à la perception de qualité audio à l'aide des signaux physiologiques. Le problème y est traité de manière plus générale, à savoir pour les conférences multimédia, incluant ainsi un signal audio et un signal vidéo, sur des réseaux de communication tels qu'Internet ou la téléphonie mobile. Les auteurs ont mené 5 expériences visant à démontrer si et comment différents niveaux de dégradation audio et vidéo peuvent affecter la capacité d'un utilisateur à traiter et utiliser l'information présentée.

Dans la première expérience [Wilson et Sasse, 2000a], 24 participants ont regardé des interviews enregistrées à 5 fps (frames par seconde) ou 25 fps. Les résultats montrent une augmentation significative de la conductance de la peau et du rythme cardiaque, ainsi qu'une diminution du volume sanguin pulsé à 5 fps. Ces réponses sont le signe d'une augmentation de l'excitation, interprétée par les auteurs comme un signe de tension perceptuelle. Subjectivement, moins d'un tiers des participants ont noté des différences de qualité dans les vidéos.

Dans la deuxième expérience [Wilson et Sasse, 2000b], ils examinent toujours avec 24 participants 6 types de dégradations audio : 20% de perte de paquets, 5% de perte de paquets, fort volume, faible volume, écho, et enregistrements avec un mauvais microphone. La tâche des participants consistait seulement à évaluer la qualité de la séquence audio après chaque condition sur une échelle en 100 valeurs. Les mesures physiologiques prises pendant ce temps-



là ont montré des augmentations significatives au niveau des battements cardiaques et du volume sanguin pulsé pour les conditions 20% de perte de paquets, fort volume et mauvais microphone. La conductance de la peau n'a en revanche pas présenté de réaction significative. Curieusement, la dégradation avec le mauvais microphone n'a subjectivement pas été évaluée avec une note faible.

Dans la troisième expérience [Wilson et Sasse, 2001], 4 des dégradations précédentes ont été examinées au travers d'enregistrements d'interviews, en ajoutant la vidéo. Les résultats montrent une distinction entre les dégradations qui entraînent des perceptions physiologiques de tension de manière plus fréquente : 20% de perte de paquets ; et celles qui amènent ces perceptions de manière plus intense : le fort volume. La dégradation due au mauvais microphone n'a quant à elle pas affecté les participants de manière aussi significative que dans l'expérience précédente. D'après les auteurs, ce pourrait être dû à l'impact de la tâche demandée aux participants, à savoir noter la qualité audio (expérience 2) ou regarder une interview vidéo (expérience 3).

Les deux dernières expérimentations [Wilson et Angela Sasse, 2004] mettaient les participants dans un contexte beaucoup plus actif, à savoir de réelles interviews en vidéo-conférence et des conditions sur les pertes de paquets dans la transmission audio et vidéo. Elles ont donné des résultats incohérents qui sont non plus en rapport avec la qualité du média, mais plutôt avec la nature stressante de l'exercice.

Ces travaux montrent que les données physiologiques mettent en évidence des réponses aux dégradations audio et vidéo dans le sens où les participants répondent à certaines dégradations en augmentant leur niveau d'excitation et de stress. Il est alors légitime de se demander si les réactions liées à l'excitation et au stress du sujet doivent être observées pour traduire une perception de dégradation de qualité audio, ou si d'autres réactions indépendantes pourraient être significatives. En d'autres termes, alors que cette étude utilise des indicateurs physiologiques du stress pour évaluer la dégradation perçue par le sujet, peut-on trouver des réactions qui ne seraient pas directement liées à un état ou un comportement, tout en étant

représentatives de la dégradation perçue ? C'est ce que vont tenter de démontrer les travaux du présent mémoire.

Par ailleurs, les recherches de ces auteurs montrent aussi que les réponses physiologiques ne sont pas toujours corrélées les unes avec les autres, ce qui est en lien avec la position de [Scheirer *et al.*, 2002] qui dit de mesurer plusieurs signaux différents plutôt que tenter d'établir des liens avec un seul. Enfin, il est démontré que les réponses subjectives des participants ne sont pas systématiquement en accord avec leurs réponses physiologiques. Cela signifie que les mesures physiologiques peuvent dans certains cas détecter ce que les participants ressentent de manière totalement inconsciente, et que l'évaluation totalement subjective possède donc bien des limites.

Cette étude démontre clairement que les mesures physiologiques sont un outil approprié pour détecter les émotions. En effet lorsqu'un sujet ressent une émotion, c'est son système nerveux qui génère des réactions dans le corps afin de réguler l'activité des différents organes, et ces réactions sont observables avec des mesures physiologiques. D'autre part, l'étude de la littérature démontre tout aussi clairement que la musique procure des émotions et constitue même un outil privilégié pour cela. Le but du présent projet étant de voir s'il existe une corrélation entre la perception de qualité audio et les réactions physiologiques d'un sujet, il faudra veiller à ce que le protocole expérimental permette de s'affranchir au maximum des émotions qui pourraient être suscitées par le stimulus auditif utilisé, afin qu'elles ne perturbent pas les réactions physiologiques observées.

## **2.2. Mesures physiologiques : principes, signaux et analyse**

Cette partie ne traitera que des mesures physiologiques qui seront utilisées dans le projet de recherche, à savoir la conductance de la peau, le volume sanguin pulsé, l'électromyogramme et l'électroencéphalogramme. Ce choix est justifié dans la méthodologie (section 3.2) en s'appuyant sur les notions vues dans la section 2.1 du présent document. La présente section s'appuie essentiellement sur le livre de [Andreassi, 2006]. Cet ouvrage constitue une référence

clé dans la rédaction de ce mémoire car il effectue une revue de littérature très complète des publications parues dans ce domaine. Ainsi ce livre regroupe de manière organisée toutes les notions importantes de la psychophysologie en s'appuyant sur de nombreuses références récentes. De plus, cet ouvrage est régulièrement mis à jour, en est à sa cinquième édition, et est ainsi cité par près de 500 publications dans le domaine d'étude pour sa seule édition de 2006. Enfin, les travaux de recherches présentés ici étant précurseurs dans le domaine et ayant pour objectif d'explorer l'éventuelle faisabilité d'une nouvelle technique, l'étude ne peut se permettre, dans le cadre d'un projet de maîtrise, d'aborder de manière exhaustive toutes les techniques d'analyse de signaux décrites comme pertinentes dans la littérature. L'étude visant à observer des tendances de variations dans les signaux, la méthodologie et l'état de l'art se contenteront d'aborder uniquement des techniques basiques nécessitant un temps de développement réaliste pour la durée du projet.

### **2.2.1. Conductance de la peau**

La mesure de l'activité électrique de la peau est très importante en psychophysologie. Elle permet de distinguer des émotions positives d'émotions négatives, ou encore la capacité d'une personne à traiter des informations lorsque celle-ci présente de nombreux changements dans son activité électrodermale [Andreassi, 2006]. Cette mesure est l'une des plus fiables parmi les techniques non invasives pour mesurer l'activité du système nerveux autonome [Healey, 2000] et plus précisément le système nerveux sympathique [Andreassi, 2006]. Le principe de cette mesure est de générer un faible courant électrique entre deux électrodes situées sur la peau de l'individu, puis de mesurer la conductance électrique de la peau entre ces électrodes [Andreassi, 2006].

La conductance de la peau se mesure en microsiemens ( $\mu\text{S}$ ). C'est l'inverse de la résistance mesurée en ohms ( $\Omega$ ). Ainsi,  $1 \mu\text{S}$  est équivalent à  $1/1\ 000\ 000 \Omega$ . Le signal de la conductance de la peau (Figure 2.3) est un signal non périodique à évolution lente [Andreassi, 2006]. Ainsi, on observe une réaction de 1 à 3 secondes après la présentation du stimulus au sujet, et cette réaction se traduit par un changement du niveau de conductance de l'ordre de  $0,05 \mu\text{S}$  à  $5 \mu\text{S}$  en positif ou en négatif [Andreassi, 2006]. On ne peut pas comparer les niveaux de

conductance électrodermale de deux individus car c'est une mesure relative à un niveau de base (*baseline*). Ce niveau de base peut changer chez un individu lorsque se produit une réaction [Andreassi, 2006].

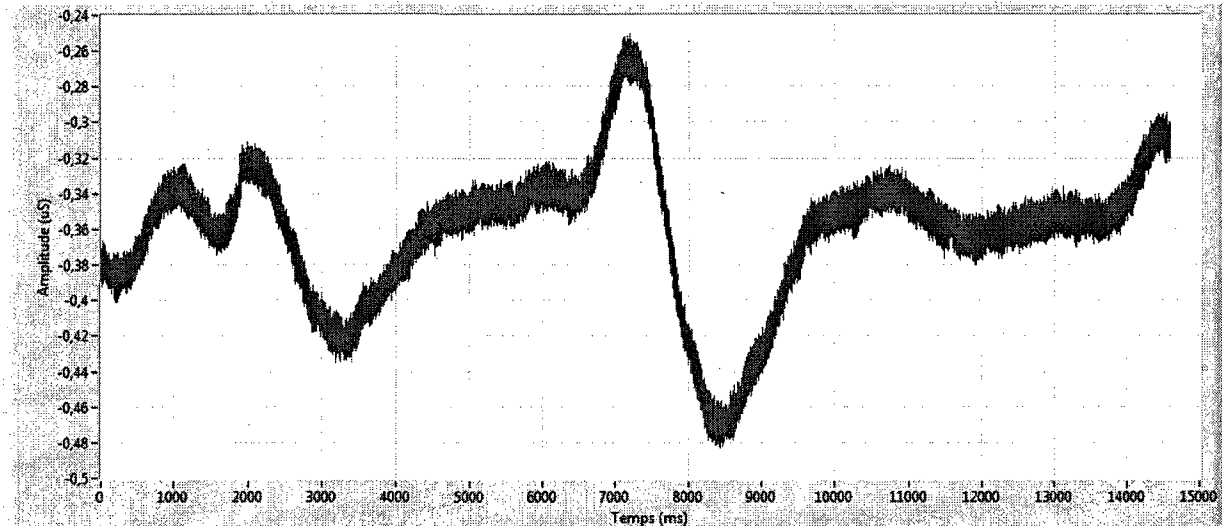


Figure 2.3 : Signal de conductance électrodermale

D'après [Andreassi, 2006], l'analyse de ce type de signal doit être faite en observant le niveau de la conductance sur une période donnée. Aussi, [Andreassi, 2006] dit également que des caractéristiques intéressantes du signal à observer sont : le nombre de réactions apparaissant durant une tâche, le temps de réponse entre le stimulus et le déclenchement de la réponse physiologique, ou encore le temps entre le pic de la réponse et le retour à 50% de la valeur de ce pic, ou encore le temps de montée du pic de la réponse. Enfin, on a vu que le signal pouvait changer de niveau de base (*baseline*), le nombre de changements est aussi à observer avec intérêt, ainsi que le degré de positivité ou négativité dans les réponses pour un temps donné [Andreassi, 2006].

### 2.2.2. Volume sanguin pulsé

Le volume sanguin pulsé permet de connaître la quantité de sang présente dans une portion de tissu donné à un certain moment [Andreassi, 2006]. Les variations de cette grandeur apparaissent comme une fonction des changements métaboliques locaux, et celles-ci sont

régulées par le système nerveux autonome [Andreassi, 2006]. Cette mesure est ainsi hautement reliée aux mécanismes de régulation des changements comportementaux ou affectifs entre autres. Le moyen le plus simple et non invasif de le mesurer est la photoplethysmographie [Andreassi, 2006]. Il s'agit de générer de la lumière (infrarouge) dans un segment de tissu (le bout du doigt ou le lobe de l'oreille par exemple) et de mesurer les variations d'intensité de ce signal lumineux. L'intensité du signal est en effet fonction de la quantité de sang présente dans le tissu à chaque instant [Andreassi, 2006]. Cette mesure est très sensible aux artéfacts de mouvement [Healey, 2000].

Le signal du photoplethysmographe (Figure 2.4) est donc périodique et représente le rythme cardiaque ainsi que la vasoconstriction (contraction des vaisseaux sanguins périphériques liée à l'action de pompage du cœur) [Healey, 2000]. L'action de pompage du cœur se traduit par l'amplitude des pics du signal alors que la fréquence cardiaque se traduit par la distance entre les pics [Andreassi, 2006].

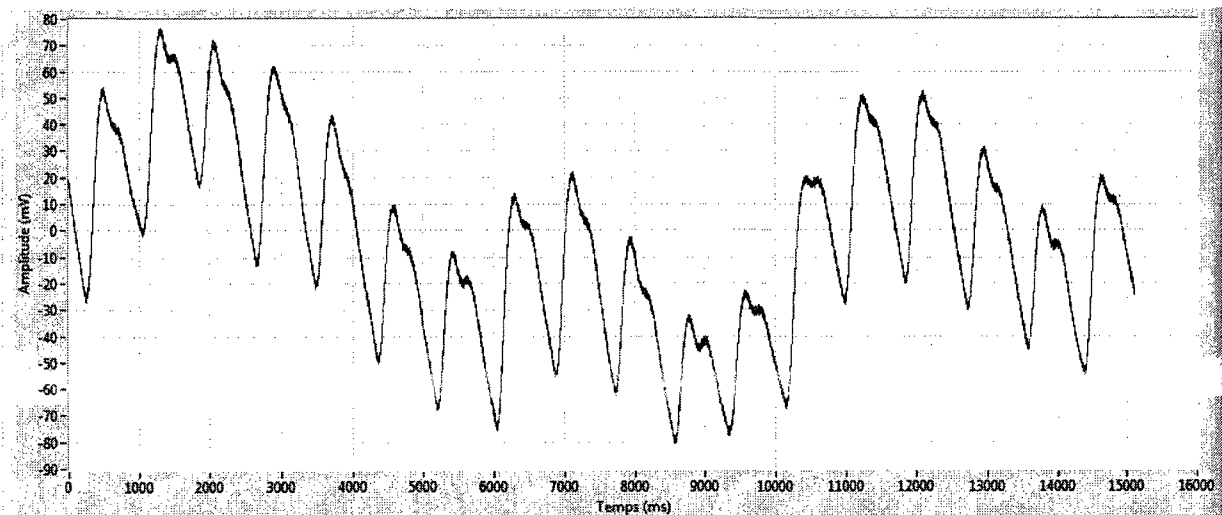


Figure 2.4 : Signal de volume sanguin pulsé

Les paramètres pertinents à observer sur ce genre de signal sont la variabilité du rythme cardiaque ainsi que celle de la vasoconstriction, qui augmentent en réponse à la faim, la rage, l'angoisse et diminuent en réponse au repos et à la relaxation [Andreassi, 2006]. Cependant on note que la photoplethysmographie reste une technique peu précise pour la mesure de la

variabilité de la fréquence cardiaque. Il vaudrait mieux préférer l'électrocardiogramme [Healey, 2000].

### 2.2.3. Électromyogramme

L'électromyographie est la technique de mesure des potentiels électriques associés à la contraction des fibres musculaires. Une partie de l'action électrique des fibres musculaires est en effet transmise à la peau et des électrodes placées en surface permettent de la mesurer [Andreassi, 2006].

Le signal d'électromyogramme (Figure 2.5) se traduit par une série de décharges impulsionnelles dont la fréquence peut varier entre 1 et 1000 Hz et l'amplitude de 1 à 50  $\mu\text{V}$  selon la taille du muscle et sa tension. Cependant la zone d'intérêt correspondant à l'activité musculaire faciale en réponse à par exemple des émotions, se situe entre 20 et 200 Hz [Andreassi, 2006].

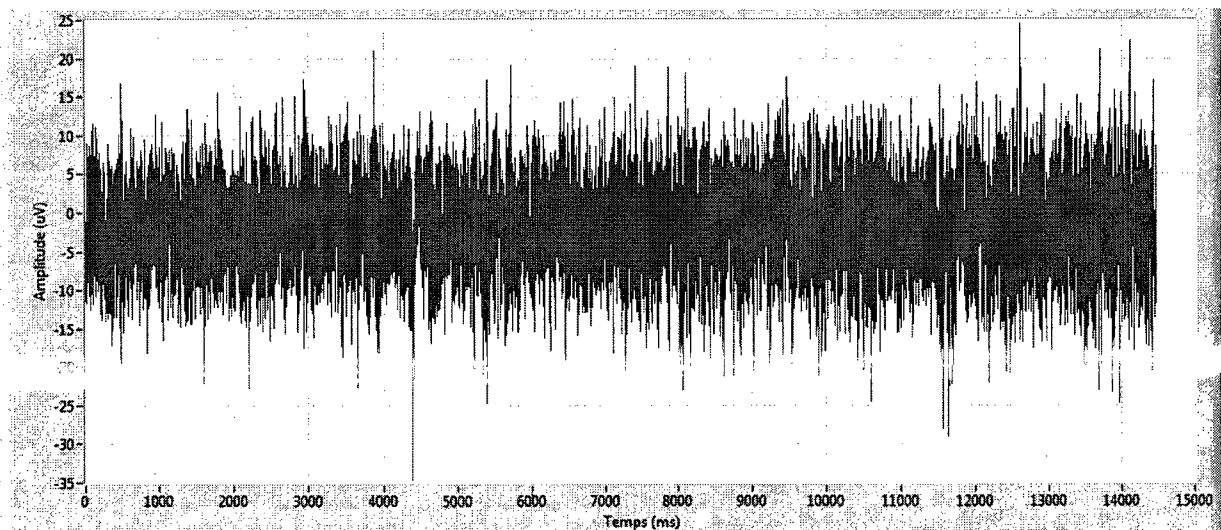


Figure 2.5 : Signal d'électromyogramme

Pour analyser ce genre de signaux, il faut chercher à quantifier l'activité musculaire en intégrant le signal sur une période donnée [Andreassi, 2006]. Aussi, moyenner le signal sur des fenêtres de temps permet d'avoir une meilleure représentation de l'activité musculaire [Andreassi, 2006]. Enfin, une personne ne peut maintenir un effort musculaire maximal durant

plus d'une minute [Andreassi, 2006], ce qui signifie qu'il faut moins d'une minute pour pouvoir observer une fatigue musculaire. L'analyse de la fatigue musculaire, qui se fait notamment dans l'analyse fréquentielle de la bande 60 – 100 Hz [Gordon et Robertson, 2007], est donc aussi à considérer. On peut en effet imaginer que l'écoute d'un son de mauvaise qualité crée une fatigue musculaire plus importante que celle d'un son de bonne qualité.

#### 2.2.4. Électroencéphalogramme

L'électroencéphalogramme vise à mesurer l'activité électrique du cerveau. Il s'agit donc de placer des électrodes sur la surface de la tête d'un individu. Le nombre d'électrodes peut aller jusqu'à 256 pour un électroencéphalogramme complet. Cependant des mesures plus simples peuvent être effectuées avec 2 ou 4 canaux [Healey, 2000].

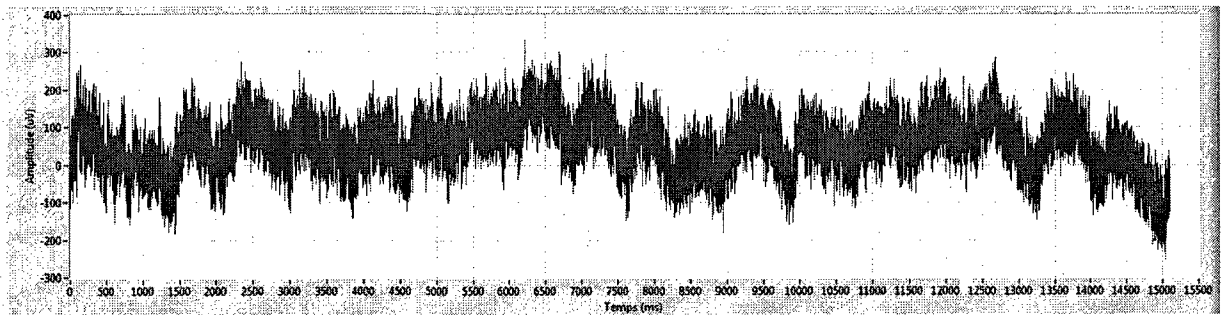


Figure 2.6 : Signal d'électroencéphalogramme (électrode T3 : lobe temporal gauche)

Les chercheurs ont commencé à travailler sur l'électroencéphalogramme dès les années 1900, découvrant au fil du temps l'existence d'ondes cérébrales bien particulières reliées au type de stimulus présenté au sujet, ou bien à son état comportemental ou affectif [Andreassi, 2006]. Ainsi le signal d'électroencéphalogramme (Figure 2.6), a une amplitude de l'ordre de 20 à 200  $\mu\text{V}$  et contient différentes ondes cérébrales réparties par bande de fréquence (Tableau 2.2) [Andreassi, 2006].

Tableau 2.2 : Ondes cérébrales et leur bande de fréquence

Onde cérébrale	Bande de fréquence
Alpha	8 – 13 Hz
Bêta	14 – 30 Hz
Delta	1 – 3,5 Hz
Thêta	4 – 7 Hz
Kappa	≈ 10 Hz
Gamma	36 – 44 Hz

La littérature regorge de techniques d'analyse d'électroencéphalogramme. Il faut dire que les possibilités sont énormes, surtout lorsqu'on dispose de beaucoup d'électrodes de mesure. Des traitements permettent ainsi de suivre le déplacement d'une onde dans le cerveau conduisant à une réelle technique d'imagerie cérébrale [Andreassi, 2006]. En revanche, dans le cas d'une utilisation sur deux canaux (tel que c'est le cas pour ce projet), les applications sont beaucoup plus limitées. On ne bénéficie en effet que d'un signal très localisé correspondant uniquement à l'activité cérébrale de la zone où est située l'électrode. Les analyses du signal consistent alors à observer le spectre de puissance du signal et à interpréter ses variations au cours du temps pour chacune des bandes de fréquence relative à une onde cérébrale (alpha, beta, etc.) [Andreassi, 2006]. Enfin, l'ouvrage définit la période de l'électroencéphalogramme. Elle correspond à la période moyenne du signal (nombre de périodes divisée par la durée) qui existe entre la présentation du stimulus au sujet et la réaction de son encéphalogramme. Cette période fournit une mesure quantitative de l'activité cérébrale plutôt que de faire seulement référence à l'activité de l'onde alpha ou beta par exemple [Andreassi, 2006].

La littérature permet donc ici de comprendre quelles sont les caractéristiques fondamentales à observer pour les signaux physiologiques mesurés dans le projet. Ces caractéristiques sont fondamentales car elles constituent les variations directement observables de la grandeur mesurée, sans qu'il y ait nécessité de recourir à des techniques avancées de traitement du



signal. De plus, et ceci est primordial, ces caractéristiques fondamentales permettent d'établir un lien avec des états affectifs ou comportementaux, ce qui laisse à croire que ce pourrait être le cas avec un ressenti de qualité audio.

### **2.3. Évaluation des codecs audio**

La transmission ou l'enregistrement d'une minute de donnée audio stéréophonique de qualité identique à celle d'un disque compact requiert plus de 10 Mégaoctets de mémoire (soit 3 fois la capacité de stockage d'une disquette de 3,5 pouces). Les codecs audio permettent de réduire cette quantité de données par un facteur de 10 à 15 sans perte audible de qualité [Centre de recherches sur les communications Canada, 2008]. Pour atteindre un tel niveau de compression, les systèmes de codage audio les plus récents font appel à des techniques avancées de traitement du signal dans le but de réduire toutes les redondances dans le signal. Ils utilisent aussi des modèles informatiques de l'oreille humaine afin d'éliminer les composantes jugées inaudibles par celle-ci [Centre de recherches sur les communications Canada, 2008]. C'est l'apparition de ces codecs qui a rendu possible les nouveaux services tels que la radiodiffusion ou télédiffusion numérique, ainsi que la distribution de musique sur Internet par exemple [Centre de recherches sur les communications Canada, 2008]. Le développement des nouvelles technologies de codage audio durant ces dernières années est tel qu'elles nécessitent des standards et des recommandations pour l'évaluation de la qualité audio, afin de pouvoir comparer efficacement les systèmes logiciels et matériels impliqués [Herrero, 2005]. C'est le rôle de l'UIT (Union Internationale des Télécommunications) créée en 1865 et qui adopte son nom actuel en 1932 avec le développement du téléphone. Cette organisation, rattachée aux Nations Unies depuis 1947, est chargée de la réglementation et de la planification des télécommunications dans le monde. Elle établit toutes les normes et recommandations nécessaires à l'exploitation des services mondiaux de télécommunication [Wikipedia, 2010c]. Elle est donc également en charge des normes et des recommandations concernant l'évaluation de la qualité audio pour la standardisation des systèmes de codage du son. Les méthodes d'évaluations de la qualité audio peuvent se classer en deux groupes : les méthodes subjectives et les méthodes objectives.

### 2.3.1. Évaluation subjective

Un des meilleurs moyens actuels d'évaluer et comparer les algorithmes de codage de l'audio reste l'évaluation subjective. Elle consiste à faire appel au jugement d'auditeurs qui mettent des notes à des séquences audio sur une échelle bien définie. Ce processus est répété par un grand nombre d'auditeurs, permettant ainsi d'utiliser des traitements statistiques et d'obtenir une évaluation fiable, mais néanmoins subjective de la qualité du codec. Il existe pour cela différentes Recommandations de l'UIT selon qu'on cherche à évaluer une qualité intermédiaire [ITU-R International Telecommunication Union, 2001b] ou bien de faibles dégradations [ITU-R International Telecommunication Union, 1997]. Cette dernière forme une référence de base pour d'autres Recommandations. La méthode définie dans [ITU-T International Telecommunication Union, 1996a] décrit quant à elle les méthodes et procédures d'évaluation concernant plus spécifiquement la qualité de transmission téléphonique. Cette Recommandation définit ainsi la Note d'Opinion Moyenne ou MOS (*Mean Opinion Score*). Ces méthodes sont les plus couramment utilisées bien qu'il en existe d'autres standardisées par l'UIT ou d'autres organismes tel que *the European Broadcasting Union* (EBU) par exemple.

#### *Recommendation ITU-R BS.1116 – Methods for the subjective assessment of small impairments in audio systems, including multichannel sound systems :*

Cette méthode vise à évaluer des systèmes qui introduisent des artéfacts si faibles qu'un contrôle rigoureux des conditions expérimentales ainsi que du processus d'analyse statistique est nécessaire. Ces tests nécessitent des auditeurs experts qui sont habitués à détecter de faibles dépréciations. Plus la qualité atteinte par le système à évaluer est élevée, plus les auditeurs doivent être expérimentés. Les données de 20 sujets suffisent à établir des conclusions appropriées au test. Un plus grand nombre de sujets peut être requis si les données ne permettent pas d'atteindre la résolution requise, ou si le test est attendu comme étant presque transparent.

Durant le test, l'auditeur est libre d'écouter autant de fois qu'il le souhaite chacune des trois sources audio disponibles, dont l'une est identifiée comme étant la référence (signal audio n'ayant subi aucune dégradation). Les deux autres signaux peuvent être soit le signal à tester, soit la référence encore une fois. Les auditeurs doivent être bien entraînés puisqu'il leur est demandé de noter les deux sources audio par rapport à la référence connue. Une des sources est indiscernable de la référence alors que l'autre révèle de petits artefacts. Les deux notes sont mises sur une échelle continue de 5 valeurs de dépréciation (Tableau 2.3).

Tableau 2.3 : Échelle d'évaluation – Rec. ITU-R BS.1116

Dépréciation	Note
Imperceptible	5.0
Perceptible mais pas gênante	4.0
Un peu gênante	3.0
Gênante	2.0
Très gênante	1.0

Dès que les deux signaux ont été notés, l'auditeur peut procéder à l'évaluation de la séquence suivante. La séance de test ne doit pas durer plus de 20 à 30 minutes ce qui correspond à 10 – 15 séquences. En effet, la fatigue du sujet peut devenir un facteur majeur d'interférence avec la validité du jugement. Pour pallier ce problème, des périodes de repos égales au moins à la durée d'une session peuvent être insérées entre deux sessions d'un sujet.

Le test est toujours précédé d'une séquence d'entraînement durant laquelle les votes ne sont pas pris en compte. Ceci permet au sujet de se familiariser avec la procédure de test et son environnement. Une présentation orale du test est faite avant qu'il ne commence, éventuellement appuyée par un support écrit, et des exemples illustratifs de comparaison sont donnés.

Il ne doit pas y avoir d'artefact audible dans le passage d'un signal audio à un autre (« clicks » par exemple), ce qui pourrait sérieusement altérer le processus d'évaluation.

Les expérimentateurs définissent un ou plusieurs attribut(s) à soumettre à l'évaluation du sujet. Le plus couramment, seul l'attribut de qualité audio basique est évalué (attribut utilisé pour juger toute différence apparaissant entre la référence et le signal audio testé). Cependant d'autres attributs tels que la qualité de l'image stéréophonique par exemple peuvent être évalués. Par contre, il est dangereux de demander à un sujet d'évaluer trop d'attributs car il pourrait être confus et surmené en essayant de répondre à de multiples questions à propos d'un stimulus donné.

Concernant le choix du matériel sonore, seul du matériel critique doit être utilisé pour révéler les différences entre les systèmes testés. Un matériel sonore critique vise à pousser le système testé à ses limites. Sans cela, l'expérimentation pourrait faillir à révéler les différences. Le choix du matériel sonore est une opération longue effectuée par un groupe de personnes qui ont une très bonne connaissance du système à tester. Le contenu artistique ou intellectuel du matériel sonore ne doit être ni trop attrayant, ni trop désagréable, ni trop ennuyeux afin que le sujet ne soit pas distrait de sa tâche de détection d'imperfections. Pour cela, la fréquence actuelle d'occurrence de chaque séquence sonore sur les réseaux de diffusion publics (radio ou télévision par exemple) doit aussi être prise en compte. Les extraits doivent durer de 10 à 25 secondes pour permettre aux auditeurs de répondre à la complexité de la tâche. Le nombre d'extraits dans un test doit être égal pour chaque système testé.

Les signaux audio (sous forme numérique) doivent être alignés sur un niveau d'intensité de -18 dB, où 0 dB correspond au niveau sonore maximum possible (*clipping level*) pour le système numérique. L'ajustement du niveau sonore se poursuit en ajustant le gain du système d'amplification de manière à obtenir un niveau de pression sonore de référence  $L_{ref}$  en sortie du système de reproduction (écouteurs ou haut-parleurs) tel que :

$$L_{ref} = 85 - 10 \log n \pm 0,25 \text{ dBA}$$

Ce niveau de pression acoustique est mesuré avec un sonomètre à intégration lente<sup>1</sup> avec une pondération A<sup>2</sup>.

L'UIT définit ensuite de nombreuses spécifications concernant les haut-parleurs ou écouteurs à utiliser, les propriétés physiques et mécaniques de la salle où se déroule le test, etc. Il n'est pas nécessaire d'accorder de l'importance à ces sections car l'environnement de test utilisé pour le projet est déjà en accord avec les standards de l'UIT et que le projet n'a pas pour objet de les remettre en question.

Est enfin définie la méthode d'analyse statistique des résultats qui consiste à déterminer précisément la performance moyenne des systèmes testés ainsi que la fiabilité de toute différence apparaissant entre ces chiffres de performance moyenne. Cela nécessite l'analyse de la variabilité de la variance des résultats à travers l'utilisation de la méthode ANOVA (Analyse de la variance) ou d'autres méthodes complémentaires (*t*-test, Neuman-Keuls, Scheffe, etc.).

*Recommendation ITU-R BS.1534 – Methods for the subjective assessment of intermediate quality level of coding systems :*

Un texte différent existe pour couvrir les aspects de l'évaluation subjective des systèmes de codage de qualité intermédiaire (systèmes à bas débit notamment utilisé pour les communications multimédia sur Internet). En effet, l'utilisation de la méthode précédente pour ce niveau de qualité reviendrait à évaluer de petites différences sur le bas de l'échelle, créant ainsi une perte de résolution considérable. La Recommandation ITU-R BS.1534 reprend de manière identique un grand nombre d'aspects de la Recommandation ITU-R BS.1116. Elle est plus communément appelée *MUSHRA* pour *MULTi Stimulus test with Hidden Reference and Anchor*.

---

<sup>1</sup> Le temps d'intégration est le temps durant lequel le sonomètre acquiert du son pour en mesurer le niveau, par opposition à une mesure du niveau sonore instantané. Une intégration lente correspond à 1s contre 125ms pour un temps d'intégration rapide [Wikipedia, 2010b].

<sup>2</sup> La pondération A a pour but de définir pour chaque fréquence audible la différence (en décibel) entre l'intensité sonore physique et l'intensité sonore perçue par l'oreille humaine. Elle n'est depuis plus considérée comme la pondération idéale, et définit l'unité dBA [Wikipedia, 2010b].

Le choix des sujets doit se faire parmi des auditeurs expérimentés ou tout au moins habitués à ce genre de test afin d'avoir des réponses plus fiables et rapides. Un maximum de 20 sujets suffit souvent pour établir des conclusions sur le test.

Dans cette méthode, les signaux contiennent des dégradations plus importantes que dans la précédente, et l'auditeur n'a ainsi pas de difficulté à détecter les artéfacts. Il doit alors noter les dépréciations relatives produites par les divers artéfacts, ce qui est une tâche beaucoup plus complexe. L'auditeur doit donc pondérer sa préférence pour un artéfact plutôt qu'un autre.

Chaque séquence du test contient les signaux suivants : 1 référence, 1 référence cachée, 1 ancre cachée, x signaux codés et ils peuvent être écoutés à loisir. Les signaux durent environ 20 secondes afin de limiter la durée du test et la fatigue procurée au sujet. L'utilisation d'une référence de haute qualité est intéressante car la différence de perception du signal de référence par rapports aux signaux sous test devrait être assez grande. Par contre, les différences entre les différents systèmes sous test devraient être assez faibles. En conséquence, si une méthode multi-essais comme c'est le cas ici est utilisée, il peut être très difficile pour les auditeurs de détecter avec précision les différences entre les différents systèmes testés. Par exemple, dans une comparaison directe de deux signaux, l'auditeur peut affirmer que le système A est meilleur que le système B. Cependant, dans une situation où chaque système est comparé à une référence, les différences entre les deux systèmes peuvent ne plus être perçues par l'auditeur. L'ancre est une version filtrée passe-bas du signal de référence dont la bande passante doit être de 3,5 KHz. Le but de ce signal additionnel est de fournir une indication sur la façon dont les systèmes testés sont évalués comparativement à un signal de qualité audio bien connue. Elle peut servir à redimensionner les résultats entre les différents tests, mais aussi à discriminer des auditeurs des auditeurs. Par exemple, si lors d'un test où les signaux sont tous (sauf l'ancre évidemment) d'une qualité presque transparente comparativement à la référence, l'auditeur note également l'ancre avec une note très élevée, cela pourra signifier que l'auditeur n'a pas été attentif, et ses résultats ne seront pas pris en compte.

Pour chaque séquence, l'auditeur, évalue chacun des signaux sur une échelle de qualité continue de 100 valeurs par exemple, divisée en 5 intervalles égaux portant les adjectifs

Excellent, Bon, Passable, Pauvre et Mauvais. Par rapport à la Recommandation ITU-R BS.1116, la méthode *MUSHRA* a l'avantage de présenter simultanément tous les stimuli sur la même fenêtre d'affichage, permettant ainsi au sujet de les comparer entre eux directement.

Le présent standard ne comporte pas d'autres différences avec le précédent, sauf dans l'analyse statistique des résultats qui vise à donner une évaluation de chacun des systèmes sur une échelle normalisée.

*Recommandation ITU-T P.800 – Methods for the subjective determination of transmission quality:*

Les méthodes décrites dans cette Recommandation permettent d'évaluer dans quelle mesure on peut s'attendre à un comportement satisfaisant des connexions téléphoniques selon des méthodes semblables à celles décrites précédemment, mais plus appliquées à des comparaisons de conversation, et sur une échelle d'évaluation subjective appelée MOS (*Mean Opinion Score*). C'est cette échelle qui nous intéresse plus particulièrement puisqu'elle définit un moyen d'évaluer subjectivement une qualité audio, et est extrêmement utilisée par les laboratoires de développement de codecs (en téléphonie surtout). Ainsi la note d'opinion est donnée à une séquence audio pour caractériser la qualité de restitution sonore sur une échelle en cinq points. Cette échelle peut par exemple être :

5 : Excellent ; 4 : Bon ; 3 : Passable ; 2 : Médiocre ; 1 : Mauvais ; pour juger la qualité ; ou encore

5 : Imperceptible ; 4 : Perceptible mais pas gênant ; 3 : Peu gênant ; 2 : Gênant ; 1 : Très gênant ; si l'on souhaite juger la dégradation ; ou encore

5 : Détente absolue ; 4 : Attention nécessaire ; 3 : Effort modéré ; 2 : Effort considérable ; 1 : Incompréhensible ; si l'on souhaite juger l'effort nécessaire pour comprendre le sens des phrases ; ou encore

5 : Beaucoup plus fort que préféré ; 4 : Plus fort que préféré ; 3 : Selon préférence ; 2 : Plus faible que préféré ; 1 : Bien plus faible que préféré ; si l'on souhaite évaluer le niveau sonore préféré.

La moyenne des notes fournies par la population testée permet de constituer le MOS pour chaque codec évalué. Des signaux de références bien connus sont inclus dans les séquences audio évaluées afin de permettre un réaligement des notes entre les tests de différents laboratoires par exemple. Cette méthode permet ainsi de quantifier la qualité perçue par une certaine population et l'expérience montre que lorsque plusieurs sessions sont effectuées dans les mêmes conditions, et avec des échantillons différents mais représentatifs de la même population, les résultats obtenus ne varient pas sensiblement.

### Problèmes et limitations

Les problèmes et limitations des méthodes d'évaluation subjective portent notamment sur la variabilité des auditeurs [Herrero, 2005]. Les résultats d'un test d'écoute sont présentés comme un rapport de la valeur moyenne des réponses des auditeurs ainsi que la variance de ces réponses. La signification générale de ces résultats reste alors inconnue avec plusieurs questions que l'on peut se poser :

- Quelle est la variance la plus grande qui peut être tolérée ainsi que le nombre minimal d'auditeurs pour que la valeur moyenne obtenue puisse réellement représenter une grande communauté d'individus ?
- Les sujets sont-ils réellement sélectionnés de manière aléatoire dans la population, ou bien s'agit-il toujours d' « étudiants avec une audition normale » ?
- Le groupe d'auditeurs est-il entraîné et dans quelle mesure ?

Un autre fait à prendre en considération est l'ambiguïté des descriptions des différentes notes. Chaque auditeur est libre de l'interpréter comme il le veut, et les traductions dans les différentes langues peuvent provoquer des résultats vraiment différents pour un même test.



De plus, le résultat fourni par ces tests ne donne aucune information sur l'influence des différents artéfacts sur la perception de dégradation audio. Il ne donne que l'évaluation moyenne et globale d'un système de codage selon un critère, et les tests doivent donc être renouvelés pour chaque critère à évaluer.

Enfin, l'inconvénient majeur de ces tests réside dans le fait qu'ils nécessitent de convoquer un nombre relativement important d'auditeurs, devenant ainsi très coûteux en termes d'argent, de temps et d'énergie.

### 2.3.2. Évaluation objective

C'est ainsi que devant le besoin d'une méthode d'évaluation objective qui modélise le processus sensoriel et cognitif sous-jacent aux évaluations subjectives de la qualité d'un système de codage audio, l'UIT a initié en 1994 l'identification et la recommandation d'une telle méthode [Thiede *et al.*, 2000]. Une phase compétitive a alors débuté regroupant les sept modèles proposés suivants : DIX [Thiede et Kabot, 1996], NMR [Herre *et al.*, 1992], OASE [Sporer, 1997], PAQM [Beerends et Stemerdink, 1992], PERCEVAL [Paillard *et al.*, 1992], POM [Colomes *et al.*, 1995] et TOOLBOX (non publié). Cependant, bien que montrant parfois de grandes corrélations, aucun des modèles n'a démontré la performance requise. Les proposeurs de modèles se sont alors mis d'accord pour travailler en collaboration au développement d'une méthode qui combinerait les meilleurs éléments des différentes méthodes pour en dépasser les performances. C'est ainsi qu'est né en 1998 (et révisé en 2001) un nouveau standard de méthode pour la mesure objective de la qualité audio perçue définie par [ITU-R International Telecommunication Union, 2001a] et nommé PEAQ (Perceptual Evaluation of Audio Quality). Cette méthode inclut une version basique développée pour une haute efficacité de calcul et purement basée sur le modèle DFT de l'oreille (*Discrete Fourier Transform*), ainsi qu'une version avancée développée pour un maximum de précision, et basée également sur un modèle à banc de filtres de l'oreille [Thiede *et al.*, 2000]. Elle permet de prédire l'évaluation subjective de qualité qui aurait été déterminée par un test d'écoute formel basé sur [ITU-R International Telecommunication Union, 1997]. Il faut également parler de la méthode PESQ (*Perceptual Evaluation of Speech Quality*) définie par [ITU-T International

Telecommunication Union, 2001] développée plus spécifiquement pour les signaux de parole. Elle est la plus communément utilisée pour l'évaluation des systèmes de télécommunication et utilise également un modèle psychoacoustique du système auditif humain ainsi qu'un modèle cognitif [Herrero, 2005]. De multiples comparaisons entre des évaluations provenant de la méthode PEAQ ou PESQ et la méthode MUSHRA ont été réalisées et démontrent l'efficacité de cette technique objective dans certains cas [Thiede *et al.*, 2000].

Cependant, malgré des corrélations de l'ordre de 93,5%, ces méthodes restent encore trop imprécises dans certains cas et ne garantissent des résultats fiables que pour les systèmes de codage qui ont servi à leur développement [Rix *et al.*, 2006]. Aussi, la précision et la répétabilité de ces méthodes dépendent énormément de la façon dont elles sont utilisées. Par exemple, les signaux de test doivent être choisis avec précaution afin d'être dénués de tout bruit additionnel. Ils doivent avoir un niveau et un contenu spectral typique optimal. Ainsi les signaux de paroles doivent contenir de la parole et des intervalles de silence ainsi qu'une balance phonétique représentative du langage utilisé dans le marché applicable [Rix *et al.*, 2006].

En somme, on comprend que ces méthodes doivent encore être améliorées car elles sont limitées à certains types de contenu audio, certes bien identifié [ITU-T International Telecommunication Union, 2001], mais limité.

La méthodologie présentée ci-après va donc permettre d'étudier la possibilité d'évaluer la qualité audio perçue par un auditeur, au travers de ses réactions physiologiques. Cette approche vise donc à utiliser un outil objectif (les mesures physiologiques) pour traduire l'appréciation subjective de l'auditeur.

### 3. MÉTHODE PROPOSÉE

#### 3.1. Principe de l'expérience

L'idée est de mettre en corrélation le niveau de qualité perçu d'une séquence audio avec des variations identifiables des signaux physiologiques. Pour cela, plusieurs sujets procèdent à un test d'écoute durant lequel ils vont écouter un certain nombre de signaux dont la qualité a été artificiellement altérée sur plusieurs niveaux. Chaque niveau (ou condition) de qualité est présent dans plusieurs séquences audio différentes. Parallèlement, les signaux physiologiques correspondant sont enregistrés. Ils sont ensuite analysés avec des techniques de traitement du signal afin d'y identifier des variations reproductibles, dépendantes du niveau de qualité audio (Figure 3.1).

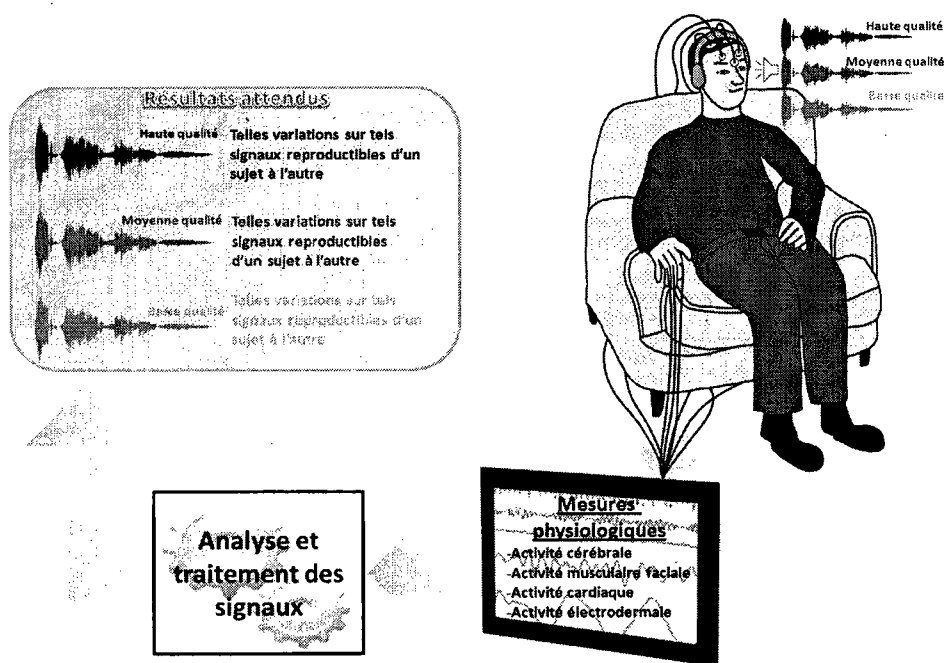


Figure 3.1 : Schéma de principe de l'expérience

L'objectif visé par cette méthodologie consiste à évaluer la faisabilité d'une nouvelle technique. Il y a alors de grandes chances que ce travail entraîne des remaniements des conditions expérimentales ainsi que des configurations matérielles. Afin de ne pas être limité par un agencement matériel et de pouvoir faire évoluer le système avec les observations et

notions mises en évidence durant les différentes expérimentations, il apparaît extrêmement important de pouvoir bénéficier d'un banc de test modulaire et totalement adaptable aux besoins de l'expérience. Ce banc de test est constitué de toute une infrastructure d'informatique d'instrumentation, reliée à des capteurs de mesures physiologiques, l'ensemble du dispositif est détaillé dans la suite du mémoire.

### **3.2. Environnement et conditions de test**

Le sujet étant appareillé avec un certain nombre d'électrodes, le mettant ainsi dans une situation peu confortable, il est souhaitable que la durée du test ne s'étende pas trop, d'une part, et que l'environnement mette le sujet dans l'état le plus confortable possible d'autre part.

Le temps nécessaire pour installer le sujet et lui appliquer toutes les électrodes est d'environ 10 minutes. Il est également évalué à 10 minutes pour l'en libérer. Il est donc impensable d'organiser une pause durant le test d'écoute, qui nécessiterait la libération du sujet. Ainsi, afin de ne pas laisser le sujet appareillé trop longtemps, et donc afin de ne pas altérer sa perception auditive par une sensation d'inconfort, le test ne devra pas durer plus d'une heure. Cela laisse 40 minutes pour la diffusion des séquences audio.

Un point important à considérer en définissant les conditions de test sont les artefacts de mouvement. En effet, certaines mesures physiologiques comme la conductance électrodermale ou encore le volume sanguin pulsé par exemple sont très sensibles aux mouvements du sujet, et peuvent donc être extrêmement bruitées, voire inexploitable si le sujet bouge trop. C'est encore une bonne raison pour le placer dans une situation confortable, d'autant plus que l'objectif est qu'il focalise au maximum sur les séquences audio et fasse abstraction de tout ce qui se passe autour. Le sujet se placera donc sur un fauteuil confortable, dans une salle assez grande, bien insonorisé, avec une lumière tamisée, et sans trop d'éléments de distraction à sa portée (par exemple des posters, livres, ou tout autre objet pouvant détourner son attention). L'idée est vraiment que l'auditeur ne subisse aucune sollicitation ou agression physique, visuelle ou auditive durant le test.

Enfin, les conditions concernant les spécifications de la salle d'écoute et du matériel de reproduction sonore ne sont pas évaluées ici puisque ce sont les mêmes équipements et lieux utilisés pour les tests subjectifs soumis aux Recommandations de l'UIT effectués par le groupe de recherche qui sont également utilisés.



Figure 3.2 : Environnement de test : Salle d'écoute

### **3.3. Mesures physiologiques et conditionnement**

Le choix des mesures physiologiques à utiliser dans ce sujet repose sur les aspects suivants :

- Pertinent pour l'expérience
- Coût financier raisonnable
- Non-invasif
- Relativement confortable

Dans la littérature, les signaux de conductivité électrodermale, de volume sanguin pulsé et d'électromyogramme sont systématiquement exploités pour des applications qui visent à mettre en corrélation des réactions physiologiques avec des états comportementaux ou affectifs, et ce dans le cadre d'expériences faisant intervenir un nombre relativement important de sujets (typiquement une vingtaine de personnes). Ces techniques de mesure sont définies comme non-invasives, c'est-à-dire qu'elles n'interviennent que en surface du corps humain. De plus, l'installation des électrodes de mesure sur le sujet se fait assez simplement et sans incommodation particulière durant l'utilisation. Étant de plus en plus utilisés dans des expériences de recherche scientifique, un grand nombre de systèmes matériels existent sur le marché à des prix acceptables. Tout ceci justifie le choix des mesures suivantes pour l'expérience :

- Conductivité électrodermale (**GSR** : *Galvanic Skin Resistance*)
- Volume sanguin pulsé (**PPG** : *Photoplethysmogram*)
- Électromyogramme (**EMG**)

Cependant, les réponses physiologiques étant initiées par le système nerveux central (Section 2.1), il semblerait aussi très intéressant de pouvoir observer l'activité cérébrale qui régit ce processus. La technique non-invasive la plus répandue et la moins coûteuse pour cela est l'électroencéphalogramme (**EEG**) mais il est tout de même impossible pour des raisons de budget, de mettre en place un EEG complet comprenant ne serait-ce que 16 électrodes. Toutefois, dans un but exploratif uniquement, et en accord avec le budget disponible, le choix d'instrumenter le sujet avec un EEG de 2 électrodes a été fait.

Il existe deux types d'appareillages médicaux pour l'ensemble des signaux cités ci-dessus :

- Les appareils destinés au *biofeedback*. Ils permettent la visualisation des signaux en temps réel mais sans enregistrement des données. Aussi, la fréquence d'échantillonnage des signaux est assez faible ( $\approx 256$  échantillons par seconde par voie de mesure) puisque l'application vise l'observation uniquement et non le traitement post-mesure.

- Les appareils de bio-ingénierie. Ils sont destinés à l'enregistrement des données mesurées avec une haute résolution ( $\approx 10000$  échantillons par seconde par voie de mesure). Ces appareils sont beaucoup plus coûteux et permettent de traiter les mesures avec précision dans un second temps.

C'est donc le 2<sup>ème</sup> type d'appareillage qui est souhaitable pour l'expérience.

Le choix du matériel a été orienté par les chercheurs du laboratoire international *BRAMS* (*Brain, Music and Sound Research*) situé à Montréal (Québec, Canada). Ils utilisent en effet le même genre de procédé pour établir des corrélations entre les stimuli musicaux et les réactions physiologiques des personnes atteintes de la maladie d'Alzheimer. Leur système est le MP150 de BIOPAC qui consiste en un système d'acquisition et de traitement tout intégré. Il comprend un boîtier d'acquisition sur lequel viennent se brancher des amplificateurs correspondant à chacun des signaux mesurés. Un logiciel informatique (*AcqKnowledge*) utilise la connexion USB ou Ethernet du boîtier d'acquisition pour enregistrer, traiter et analyser les signaux. Cependant, dans le but de pouvoir avoir le contrôle total sur la manière dont les données sont acquises et enregistrées vis-à-vis de la génération des stimuli, le choix matériel se porte sur une version de ce système n'incluant pas le système d'acquisition, mais seulement les électrodes avec leur amplificateur. Ce choix répond parfaitement à nos contraintes d'avoir un système modulaire, robuste au bruit environnemental, et intégrant déjà le conditionnement nécessaire à chaque type de mesure. En effet il n'est pas pensable dans le cas d'un tel projet de développer l'électronique nécessaire au conditionnement des signaux. Enfin, BIOPAC propose aussi des systèmes d'électrodes jetables pour les différents types de mesures. Cette solution est privilégiée afin de simplifier les mesures d'hygiène à prendre pour le passage d'un sujet à l'autre.

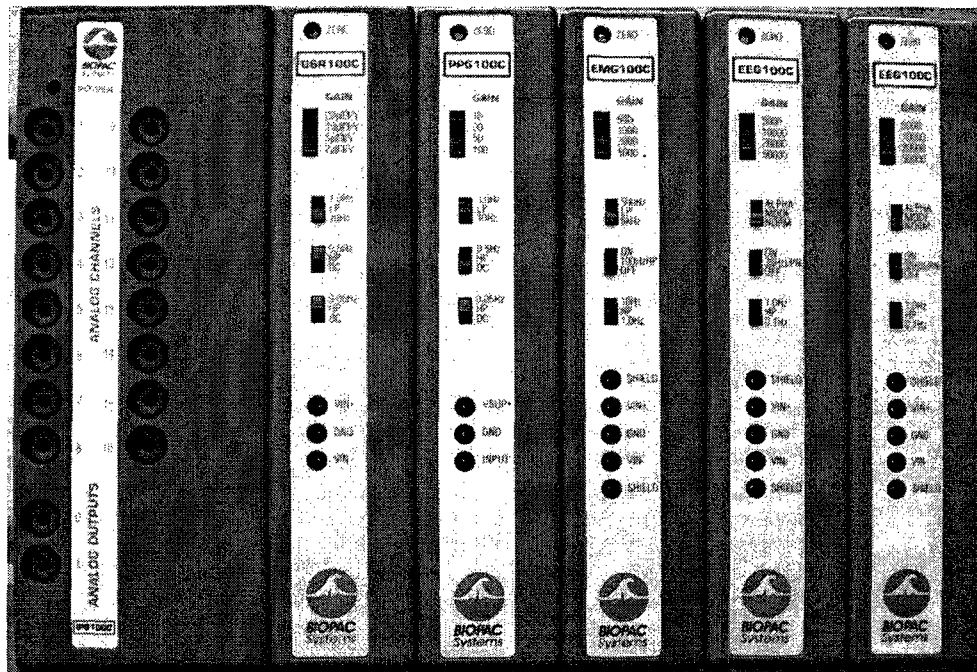


Figure 3.3 : Système d'amplification et de conditionnement des mesures physiologiques

Ainsi, le système de mesures physiologiques est composé de :

- 1x Module IPS100C de BIOPAC : Il est utilisé pour fonctionner avec les amplificateurs de la série 100 de BIOPAC, indépendamment du module d'acquisition de données MP. Il fournit l'alimentation électrique isolée nécessaire au fonctionnement des amplificateurs, dont il couple la sortie directement vers un système d'acquisition externe. Il autorise le fonctionnement simultané de 16 amplificateurs et retourne pour chaque voie de mesure le signal analogique conditionné sur  $\pm 10V$  (par l'amplificateur correspondant) sur une fiche jack 3,5 mm.
- 1x Module GSR100C de BIOPAC : Amplificateur monocanal différentiel à haut gain destiné à mesurer la conductance de la peau. Il est utilisé avec deux électrodes jetables (EL507) Ag-AgCl incorporant un gel isotonique<sup>3</sup>. Les électrodes sont connectées à l'amplificateur par le biais d'un fil électrique non blindé LEAD110A (*unshielded*) de 3 mètres. Le module d'amplification dispose d'un réglage du gain (20, 10, 5 ou 2  $\mu S/V$ )

<sup>3</sup> Un gel isotonique possède une concentration homogène en solutés et permet d'augmenter la conductivité électrique entre les tissus de la peau et l'électrode, permettant ainsi la mesure d'un signal de meilleure qualité.



ainsi que de trois filtres : passe-bas 1 Hz ou 10 Hz, passe-haut 0,5 Hz ou DC, passe-haut 0,05 Hz ou DC.

- 1x Module PPG100C de BIOPAC : Amplificateur monocanal destiné à la mesure indirecte de la pression ou densité sanguine. Il fonctionne avec le transducteur photoplethysmogramme TSD200 (non jetable) et ne requiert l'application d'aucun gel. Le transducteur inclut un fil blindé de 2 mètres et un Velcro® réglable pour une fixation facile au doigt du sujet. L'amplificateur possède un réglage du gain (10, 20, 50 ou 100) ainsi que trois filtres : passe-bas 3 Hz ou 10 Hz, passe-haut 0,5 Hz ou DC, passe-haut 0,05 Hz ou DC.
- 1x Module EMG100C de BIOPAC : Amplificateur monocanal différentiel à haut gain destiné à mesurer l'activité des fibres musculaires. Il est utilisé avec trois électrodes jetables (EL504) Ag-AgCl incorporant un gel hypoallergénique. Les électrodes sont reliées à l'amplificateur par l'intermédiaire d'un fil non blindé de 3 mètres LEAD110A (pour la référence électrique) et de deux fils blindés de 1m LEAD110S (pour les signaux utiles).

Cette mesure visant à observer l'activité des muscles frontaux, les deux électrodes actives sont placées à 1 pouce au-dessus du sourcil et à 2 pouces de part et d'autre de l'axe vertical central de la face.

L'amplificateur réalise une mesure électrique bipolaire plus sensible aux variations de gradient entre les deux électrodes. L'électrode de référence est habituellement placée sur cet axe. L'amplificateur possède un réglage du gain (500, 1000, 2000 ou 5200) ainsi que trois filtres : passe-bas 500 Hz ou 5 KHz, passe-haut on/off 100 Hz, passe-haut 10 Hz ou 1 Hz.

- 2x Modules EEG100C de BIOPAC : Amplificateur biopotential monocanal différentiel à haut gain destiné à la mesure de l'activité neuronale du cerveau. Il est utilisé avec le *cap* d'électrodes CAP100C qui est un « bonnet » en lycra intégrant directement dix-neuf électrodes Ag-AgCl pré-positionnées selon le modèle international 10/20 [Malmivuo et Plonsey, 1995]. Le *cap* permet d'obtenir un placement correct des électrodes sur chacun des sujets avec un minimum de manipulation. Il comprend un câble non blindé de 125 centimètres ainsi que deux électrodes supplémentaires pour

connecter les références électriques (sur le lobe de l'oreille par exemple). Un gel (fourni) doit être appliqué sur les électrodes reliées.

Les deux régions du cerveau qui seront observées sont : le lobe temporal gauche (électrode T3) et le lobe frontal gauche (électrode Fp1). En effet, d'après [Dubuc, 2008], le lobe temporal est très sollicité lors de l'écoute de musique puisqu'il permet de distinguer l'intensité et la tonalité des sons. Il permet également de comprendre le sens des mots. Le côté gauche, responsable de la mémoire verbale est choisi contrairement au côté droit responsable de la mémoire visuelle, afin de s'affranchir au maximum des réactions liées aux images mentales sans rapport avec l'expérience que pourrait se créer le sujet lors de l'écoute. Le lobe frontal quant à lui prend part aux tâches d'organisation et de planification, mais aussi d'argumentation. On peut donc s'attendre à ce qu'il soit sollicité lorsque l'auditeur cherchera à juger la qualité audio.

L'amplificateur permet la surveillance des ondes Delta, Thêta, Alpha, Bêta et Gamma avec un minimum de distorsion. Il intègre un réglage du gain (5000, 10000, 2000 ou 50000), un détecteur d'onde Alpha (filtre passe-bande 6 pôles de 8 à 13 Hz, suivi d'un redresseur de tension puis d'un filtre passe-bas 3 pôles 6 Hz), ainsi que de deux filtres : passe-bas on/off 35 Hz et passe-haut 1 Hz ou 0,1 Hz.

Aucun des modules d'amplification et aucun des transducteurs ne nécessite de calibration et ils intègrent tous un filtre *notch* 50/60 Hz afin de réduire l'impact du bruit électrique sur les signaux mesurés.

Le système décrit ci-dessus permet donc d'obtenir les signaux analogiques conditionnés sur  $\pm 10V$  correspondant aux mesures physiologiques de GSR, PPG, EMG et EEG.

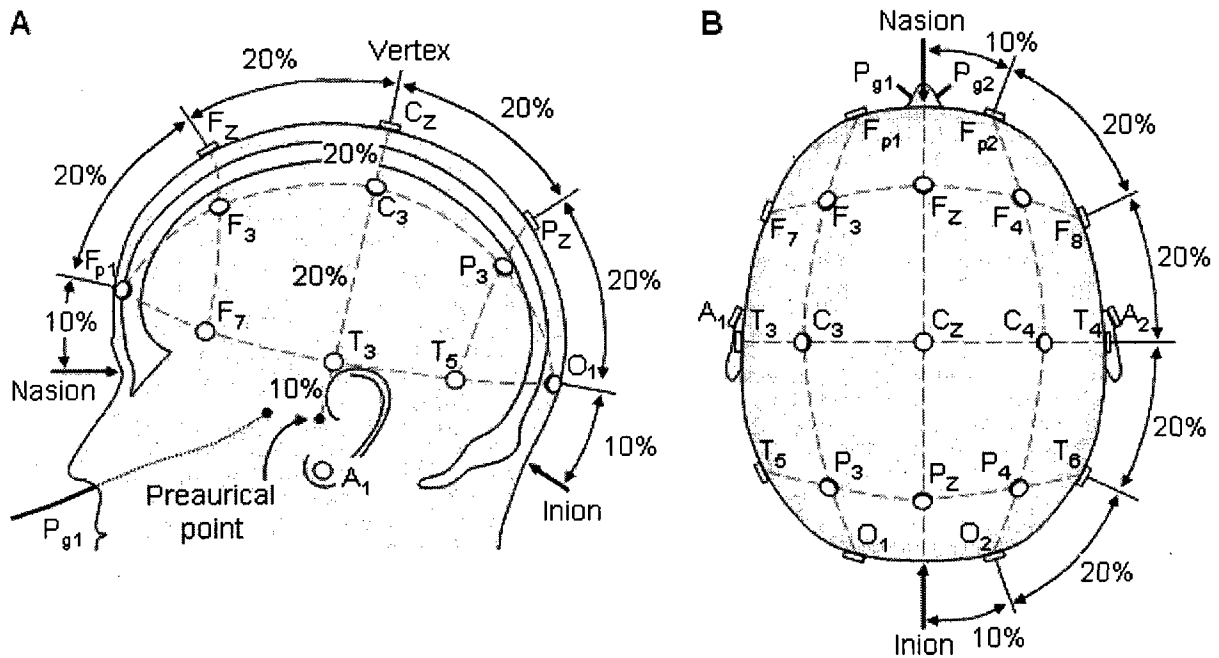


Figure 3.4 : Système international 10/20 de placement d'électrodes d'encéphalogramme

[Malmivuo et Plonsey, 1995]

### 3.4. Informatique d'instrumentation

L'infrastructure d'informatique d'instrumentation traite toutes les données relatives au déroulement d'un test : signaux physiologiques, surveillance vidéo du sujet, génération des signaux sonores, état de fonctionnement et de santé du système informatique temps-réel. Sa réalisation constitue le développement majeur de ce projet de recherche.

Elle doit permettre pour toutes ces informations

- de les surveiller sur un ordinateur situé dans une pièce autre que la salle d'écoute
- de les enregistrer en temps-réel sur un disque dur et/ou serveur

La tâche la plus critique<sup>4</sup> est l'acquisition des données physiologiques et du signal vidéo ainsi que leur enregistrement sur un disque dur. Cette tâche ne doit être interrompue sous aucun

<sup>4</sup> Une tâche critique en informatique temps-réel signifie qu'elle doit être accomplie dans le temps qui lui est imparti, et ce de manière fiable et certaine, malgré toutes les interruptions qui pourraient survenir.

prétexte afin de ne pas perdre de données. Tout ceci explique le choix qui a été fait de développer une architecture logicielle basée sur une communication réseau entre un **serveur temps-réel** et un **PC de supervision** (Figure 3.5). Le serveur temps réel est lui-même basé sur une architecture multi cœur intégrant 8 cœurs de 2,33 GHz dans 2 processeurs *quadcore*. Cela permet donc de paralléliser les tâches et l'architecture logicielle du serveur comprend donc 7 flux de données (boucle ou *thread*) parallèles, chacun assigné à un cœur de processeur indépendant. Le 8<sup>ème</sup> cœur se charge de la gestion d'erreurs et des éventuels excédents d'opérations n'ayant pu être réalisés par les autres cœurs dans leur temps imparti.

Le choix de la technologie à utiliser pour coder cette architecture s'est porté sur LabVIEW de *National Instruments* pour les raisons suivantes :

- Développement en langage graphique de haut niveau permettant la conception rapide d'une telle architecture. Le temps de la maîtrise n'aurait probablement pas suffi s'il avait fallu développer un tel programme avec un langage de plus bas niveau comme le C++ par exemple.
- Dispose d'un système d'exploitation temps-réel et correspond ainsi parfaitement à l'architecture choisie.
- Prend parfaitement en charge la parallélisation des tâches sur des processeurs multi cœurs.
- Est directement compatible avec un grand nombre de périphériques matériels à hautes performances fonctionnant sur des systèmes temps-réel. La carte NI PCI 6221 est utilisée pour l'acquisition des mesures physiologiques entre autres. La carte NI PCI 4461 est utilisée pour la génération du signal audio. La carte NI PCI 1410 est utilisée pour l'acquisition vidéo monochrome. Ces périphériques ont été choisis afin que leurs performances répondent aux contraintes définies ci-après.

Une des contraintes majeures dans la réalisation de ce logiciel est de fournir la fiabilité la plus grande possible. Toutes les précautions doivent être prises pour s'assurer que le test pourra se dérouler entièrement, et sans perdre de données afin d'éviter au sujet de revenir, ce qui serait

difficilement acceptable. Ainsi, les contraintes en termes de temps d'exécution sont les suivantes :

- On a vu dans la section 2.2 que les signaux physiologiques peuvent avoir une fréquence allant jusqu'à 1000 Hz (électromyogramme) avec une zone d'intérêt plus particulièrement de 20 à 200 Hz pour les émotions. Aussi, les réponses au stimulus auditif peuvent apparaître au bout de quelques millisecondes. Pour ces raisons, la boucle de mesures physiologiques devra avoir une résolution de 1 ms pour pouvoir détecter l'apparition des réactions, ce qui signifie une fréquence d'échantillonnage de 1000 Hz sur chacune des 5 voies de mesure. Ce choix est fait dans le but de synchroniser parfaitement toutes les données critiques (mesures physiologiques, identification de la séquence audio jouée et numéro d'image vidéo du sujet) à la milliseconde près. Ceci demande beaucoup de ressources matérielles mais le choix de l'équipement a été fait en fonction. Cette configuration permet d'obtenir une fenêtre d'analyse de 500 Hz, qui doit pouvoir satisfaire les besoins révélés par la littérature.
- Le sujet doit pouvoir être observé de manière fluide durant le test afin d'aider à repérer les artefacts de mouvement dans les signaux de mesures, de s'assurer de son sérieux vis-à-vis de l'expérience et de pouvoir intervenir en cas de problème avec les électrodes. Ceci nécessite donc un échantillonnage vidéo minimal de 10 images par seconde soit un temps de boucle de 100 ms pour l'acquisition vidéo.

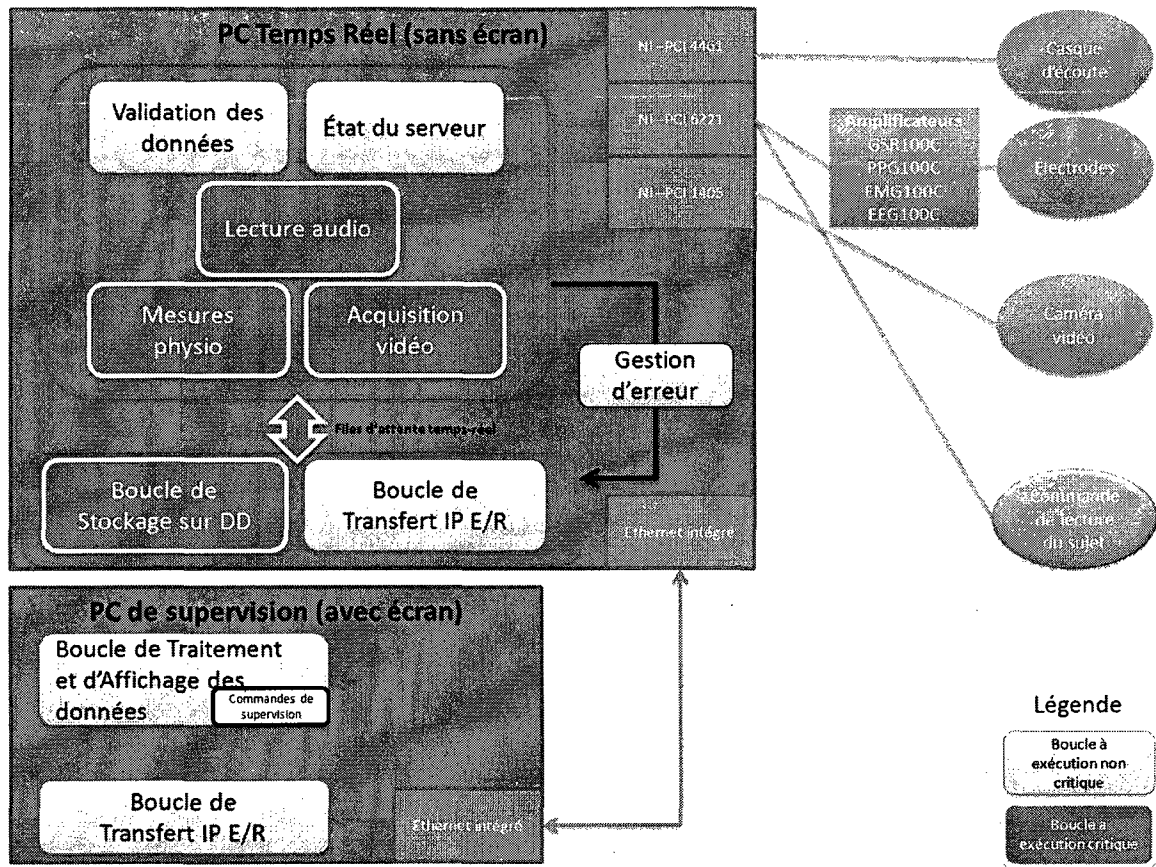


Figure 3.5 : Architecture du système d'informatique d'instrumentation

### 3.4.1. Le serveur temps-réel

Au lancement du programme informatique sur le serveur, la phase d'initialisation du banc débute. Elle consiste à charger les fichiers de configuration dans lesquels sont contenus tous les paramètres concernant les configurations matérielles (voies de mesure, mode d'échantillonnage, taille du *buffer*, nombre d'images par seconde, etc.) ainsi que les configurations logicielles (taille des files d'attente, nombre de mesures par fichier, temps de boucle, cœur à utiliser, etc.). Ces fichiers de configuration assurent une extrême modularité au programme puisqu'une fois celui-ci compilé, tous les paramètres liés à la modification des conditions expérimentales peuvent continuer à être modifiés dans ces fichiers. La phase d'initialisation se poursuit par la création des chemins de fichiers nécessaires, la création des variables et des files d'attente ainsi que leur initialisation, puis

l'initialisation de tous les périphériques matériels. Enfin, l'exécution du programme se poursuit et chacune des boucles (*threads*) parallèles suivantes effectue ses opérations de manière indépendante et continue :

- La boucle **Transfert IP** joue un rôle primordial en faisant le lien entre le serveur temps-réel et le PC de supervision. Elle se charge, pour toutes les données qu'elle reçoit du serveur, de les transmettre au PC de supervision, et inversement. Elle utilise pour cela le protocole TCP/IP sur un réseau Ethernet gigabit. Bien qu'assignée à un cœur de processeur unique, cette boucle a une priorité d'exécution parmi les plus faibles puisque son rôle consiste seulement à échanger des données avec le PC de supervision de manière non critique. Cependant, son temps de boucle est défini suffisamment bas (20 ms) pour lui permettre d'envoyer ou recevoir les données dès qu'un peu de temps processeur est disponible. Aussi, afin d'être sûr que toutes les données sont quand même transmises au PC de supervision, la boucle reçoit ces données des autres boucles par l'intermédiaire de files d'attente FIFO temps-réel (*First In, First Out*). Cette boucle est programmée pour fonctionner en permanence dès lors que le PC de supervision a établi la connexion. Sinon, elle est en attente de cette connexion.
- La boucle de **Validation des données** reçoit de la boucle de Transfert IP toutes les données nécessaires au test de la part du PC de supervision. Ces données incluent l'identification du sujet testé, le nom du test effectué ainsi que la liste des séquences audio à jouer dans l'ordre de lecture. Cette boucle, qui ne fonctionne qu'avant le démarrage du test d'écoute, vise à s'assurer en permanence que toutes les conditions nécessaires au bon déroulement du test sont réunies afin d'empêcher un dysfonctionnement du dispositif qui obligerait le sujet à revenir : le test choisi n'a pas déjà été effectué pour ce sujet, des mesures pour ce sujet ne risquent pas d'être écrasées, tous les fichiers audio existent et ne sont pas corrompus, tous les périphériques matériels sont en fonctionnement sans erreur. Cette boucle renvoie en permanence à la boucle de Transfert IP, à destination du PC de supervision, une valeur

autorisant ou non le démarrage du test. Cette boucle non critique s'exécute toutes les 300 ms, s'arrête dès qu'un test d'écoute démarre, et reprend dès qu'il s'arrête.

- La boucle **État du serveur** est en charge de récupérer toutes les informations sur l'état de fonctionnement et de santé du serveur. Elle regroupe les données sur la charge de chaque CPU (*Core Processor Unit*), la charge de la mémoire vive et la charge de la mémoire tampon des données en attente de stockage sur disque dur. Elle intègre aussi le temps d'exécution et le numéro des itérations de chaque boucle. Toutes ces données sont transmises à la boucle de Transfert IP à destination du PC de supervision. Cette boucle non critique tourne en permanence à une fréquence de 300 ms.
- La boucle de **Lecture son** gère la génération des séquences audio. Elle reçoit de la boucle de Transfert IP la liste des fichiers à lire, ainsi que les commandes de lecture. Lors du démarrage du test, une boucle parallèle charge dans la mémoire vive les 10 prochaines secondes de son à lire. Cette boucle parallèle à exécution non critique se charge en permanence de rajouter des échantillons audio dans la mémoire vive de manière à avoir toujours 10 secondes d'avance sur les échantillons à lire. Chaque itération de la boucle de Lecture son dure 100 ms (ou moins si la fin d'un fichier audio est atteinte) durant lesquelles elle récupère 100 ms d'échantillons sonores de la mémoire vive pour les transférer à la carte son reliée aux écouteurs, et elle transmet à la boucle de Mesures physiologiques l'identification de la séquence audio jouée. Elle transmet également à la boucle de Transfert IP, à destination du PC de supervision, le fichier sonore joué et son temps de lecture, ainsi que le pourcentage de chargement de la mémoire tampon de 10 s. À chaque fois qu'un fichier audio complet a été envoyé à la carte son, la boucle se met en attente d'une commande numérique envoyée par le sujet par l'intermédiaire d'un bouton poussoir pour signifier qu'il est prêt à passer à la séquence suivante. La boucle démarre lorsque le PC de supervision en a donné la commande, et s'arrête lorsque toutes les séquences audio du test ont été jouées.
- La boucle d'**Acquisition vidéo** gère l'acquisition des images depuis la caméra vidéo. Toutes les 100 ms, la boucle acquiert une image de la caméra et la transmet à une file d'attente FIFO temps-réel pour le stockage sur disque dur. En même temps, elle compresse une autre version de l'image qu'elle transmet à la boucle de Transfert IP à



destination du PC de supervision. Enfin, elle transmet aussi à la boucle de Mesures physiologiques le numéro de l'image en cours d'acquisition, numéro qui est également intégré dans l'en-tête de l'image stockée sur le disque dur. Ceci permet de garantir la synchronisation entre chaque image du sujet et ses mesures physiologiques. Cette boucle fonctionne en permanence. Elle reçoit de la boucle de Transfert IP les commandes du PC de supervision et active le transfert des images à la boucle de Stockage disque dur dès qu'elle reçoit l'ordre de débiter l'enregistrement.

- La boucle de **Mesures physiologiques** a un temps d'exécution critique de 1 ms par itération durant lequel elle va lire les échantillons acquis dans la carte d'acquisition puis les transmet à la boucle de Transfert IP à destination du PC de supervision. Elle reçoit également par variable globale temps-réel l'identification de la séquence audio jouée ainsi que le numéro de l'image vidéo qu'elle transmet avec les mesures physiologiques à la file d'attente FIFO temps-réel pour stockage sur disque dur, dès qu'elle en a reçu l'ordre. En effet, elle reçoit aussi de la boucle de Transfert IP les commandes provenant du PC de supervision.
- La boucle de **Stockage Disque dur** gère l'enregistrement des données sur le disque dur du serveur. Elle est programmée pour s'exécuter aussi vite qu'elle peut, dès l'instant qu'il y a des données disponibles dans les files d'attente FIFO temps-réel, et qu'elle a reçu de la boucle de Transfert IP la commande de démarrage de l'enregistrement des données ainsi que toutes les données du test (identification du sujet, du test, liste de lecture audio). Elle transmet à la boucle État du serveur le pourcentage de remplissage des files d'attente afin de prévenir tout débordement. Afin que les données enregistrées puissent facilement et rapidement être lues, les fichiers contenant les mesures physiologiques, numéro d'image vidéo et identification de la séquence audio, contiennent un maximum de 100000 mesures (soit 100 secondes). Les fichiers d'images contiennent quant à eux 100 images encodées au format jpeg (soit 10 secondes). Une boucle parallèle non critique est en charge de transférer les fichiers sauvegardés sur un serveur externe par protocole FTP (*File Transfert Protocole*) afin de limiter au maximum le risque de perte des données du sujet testé.

Enfin, une fonction de **Gestion d'erreur** est appelée à chaque itération de chaque boucle ainsi que dans d'autres endroits sensibles du code informatique. Cette fonction permet d'analyser certaines données telles que les retards éventuels d'exécution d'une itération pour l'une des boucles. Elle se charge de la génération de tous les messages textuels envoyés au PC de supervision (par l'intermédiaire de la boucle de Transfert IP) y compris des erreurs pouvant résulter de la phase d'initialisation.

### **3.4.2. Le PC de supervision**

Le PC de supervision se situe à l'extérieur de la salle d'écoute, dans un bureau ou la régie par exemple. Il est connecté sur le même réseau local que le serveur temps-réel et permet le contrôle total de l'application qui fonctionne sur le serveur. Ainsi, lorsqu'on démarre l'application de supervision, il suffit d'entrer l'adresse IP du serveur pour qu'elle s'y connecte et démarre à distance l'application du serveur. L'interface permet alors de superviser le test d'écoute avec un décalage temporel minime correspondant au temps de transfert réseau. Si le réseau est encombré, les données (vidéo et mesures physiologiques) restent parfaitement synchronisées et le logiciel affiche le décalage entre la réalité et l'affichage à l'écran. En cas de panne du réseau ou de déconnexion accidentelle durant un test d'écoute, le serveur continue de fonctionner normalement et garde en mémoire (dans la limite des tailles des files d'attente) les données à transmettre au PC de supervision jusqu'à sa reconnexion. En aucun cas l'acquisition des données et leur enregistrement sur le serveur ne peut être perturbée par le PC de supervision.

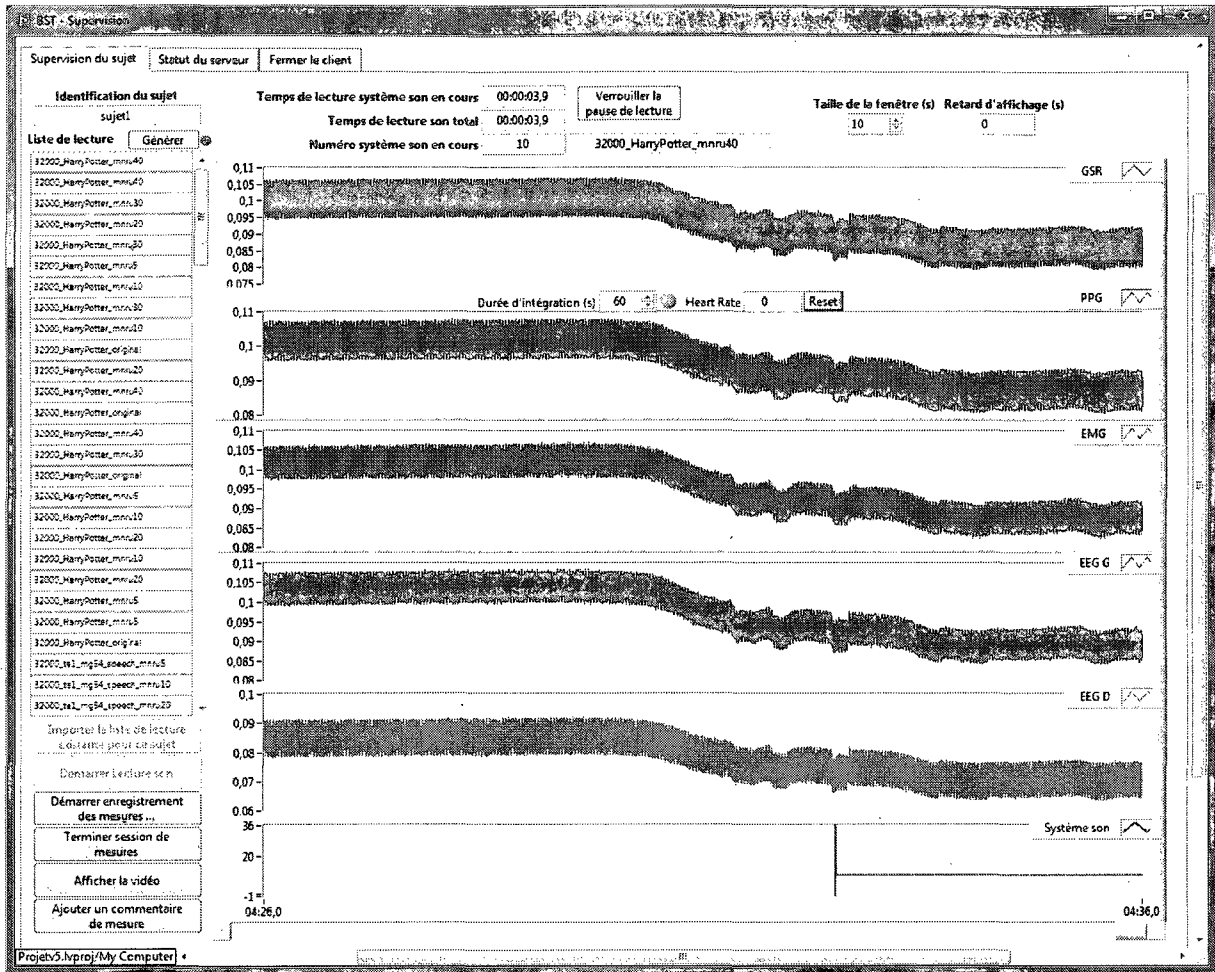


Figure 3.6 : Interface du logiciel de supervision du sujet en test d'écoute

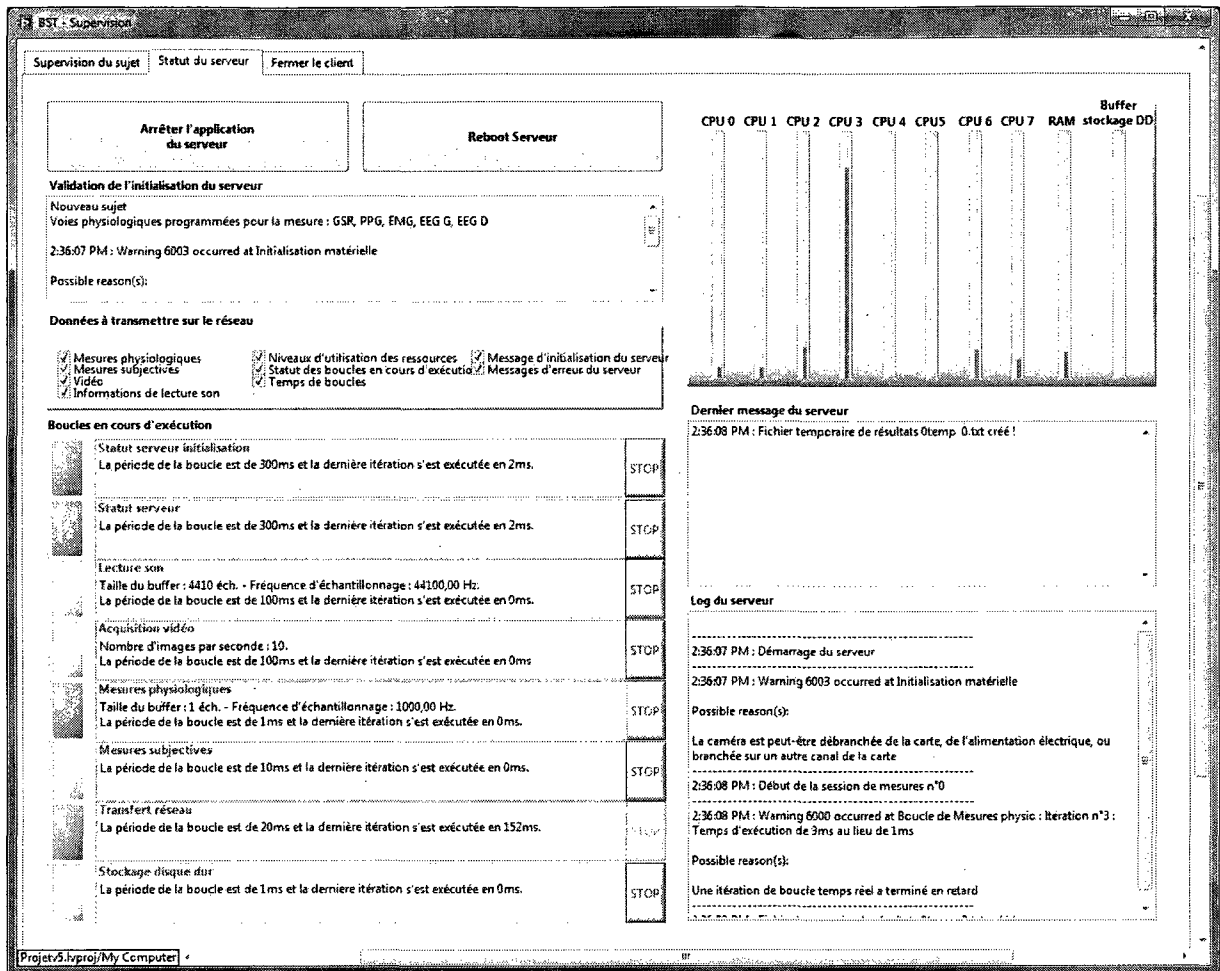


Figure 3.7 : Interface de supervision de l'état du serveur en test d'écoute

L'interface de supervision est divisée en deux onglets :

- Un onglet de supervision du sujet (Figure 3.6) sur lequel le superviseur peut :
  - o Créer les données de test pour un nouveau sujet et s'assurer qu'il n'existe pas déjà des mesures pour cet identifiant.
  - o Choisir un test parmi ceux disponibles sur le serveur. Une liste de lecture aléatoire optimale sera alors générée (se reporter à la section 3.5 pour plus de détails).
  - o Démarrer l'enregistrement des données sur le serveur. Le choix est alors donné d'enregistrer les données physiologiques, les données vidéo, ou les deux.

- Démarrer la lecture du son. À partir de ce moment-là, une lumière s'allume sur le bouton poussoir mis à la disposition du sujet, lui indiquant qu'il peut alors appuyer dessus pour débiter la lecture de la première séquence. Le superviseur peut utiliser l'interface pour verrouiller le bouton poussoir et empêcher le sujet de passer à la séquence suivante, afin de pouvoir intervenir sur place en cas de besoin.
  - Suivre le déroulement de la lecture des séquences audio.
  - Ajouter des commentaires textuels sur le déroulement test. Le commentaire est alors ajouté dans les fichiers de mesures enregistrés à l'endroit précis auquel le supervisé a demandé l'ajout du commentaire. Il peut ainsi prendre tout son temps pour l'écrire sans perdre la synchronisation entre l'évènement qu'il veut notifier et les mesures du sujet.
  - Visualiser la vidéo du sujet à l'écran.
  - Visualiser les signaux physiologiques du sujet, en choisissant la taille de la fenêtre d'affichage (en secondes).
- Un onglet de statut du serveur (Figure 3.7) sur lequel le superviseur peut :
- Arrêter ou redémarrer le serveur.
  - Vérifier toutes les données d'initialisation du serveur
  - Voir les messages d'erreur
  - Voir l'utilisation des ressources matérielles du serveur (charge CPU, mémoire vive, utilisation du *buffer* de stockage sur disque dur)
  - Observer les boucles en fonction ainsi que leur temps d'exécution, et les arrêter.
  - Voir les principales informations de configuration matérielle et logicielle définies dans les fichiers de configuration situés sur le serveur.
  - Désactiver la transmission de certaines données sur le réseau pour en alléger la charge.

L'architecture logicielle présentée ici est donc conçue pour assurer une fiabilité maximale de l'exécution des tests, avec beaucoup de précautions prises pour la sauvegarde des données, et de nombreuses fonctions d'analyse des données et paramètres visant à prévenir tout risque de bug ou de mauvaise manipulation. Ainsi toutes les données entrées par le superviseur dans le logiciel sont vérifiées pour s'assurer qu'elles sont cohérentes et qu'elles permettront au test de s'exécuter dans son ensemble. Enfin, le code informatique est développé de façon modulaire, permettant ainsi l'ajout ultérieur de fonctions de traitement ou d'analyse embarquées sur le serveur. En outre, la grande quantité d'informations et de réglages disponibles sur l'interface de supervision permet de tester facilement de nouvelles conditions expérimentales.

### **3.5. Matériel sonore**

#### **3.5.1. Traitements appliqués aux signaux**

On ne peut espérer dans un premier temps détecter des réactions physiologiques en réponse à de faibles dégradations du signal audio. Il vaut mieux commencer par une preuve de concept en utilisant des signaux dont les dégradations de qualité sont détectées par le sujet dès la première écoute. Aussi, afin de voir si les réactions physiologiques sont corrélées à l'intensité de la dégradation audio, on souhaite baser l'étude sur des dégradations évaluées comme étant : **perceptibles, gênantes et très gênantes**. Cela fait donc 4 conditions de qualité en incluant l'original non dégradé. Mais ces dégradations seront appliquées sur des signaux originalement de bonne qualité, soit échantillonnés à 32 kHz sur 16 bits (qualité radio FM).

La dégradation choisie est celle induite par le système PCM (*Pulse Code Modulation*). La modulation d'impulsion codée est une représentation numérique non compressée d'un signal analogique via une technique d'échantillonnage. Cette représentation est notamment utilisée pour les disques compacts audio, les minidisques, les disques optiques haute capacité (Blu-Ray et HD-DVD), ainsi que pour les fichiers WAV standards). Le PCM est également utilisé dans les systèmes de téléphonie numérique, il est donc omniprésent dans la technologie actuelle. Ainsi, en 1996, L'Union Internationale des Télécommunications a créé le MNRU

(*Modulated Noise Reference Unit*) qui est un modèle de bruit destiné à reproduire le bruit perceptuellement similaire à ceux des systèmes PCM. Le MNRU est donc un standard de l'UIT défini par [ITU-T International Telecommunication Union, 1996b]. Le MNRU est un système pour lequel il existe une relation très bien définie entre le rapport signal/bruit et la note de qualité subjectivement perçue sur une échelle MOS (Figure 3.8). Dans notre cas, le MNRU est vu comme un traitement appliqué à un signal original, le transformant en un signal bruité par un système PCM, selon un certain rapport signal/bruit choisi. Ainsi, d'après [ITU-T International Telecommunication Union, 1996a] et la Figure 3.8, on observe les correspondances suivantes pour un signal échantillonné à 32 kHz sur 16 bits :

Tableau 3.1 : Correspondance entre les dépréciations à observer durant les tests, le MOS correspondant et le rapport signal/bruit du MNRU

Dépréciation à observer	MOS	SNR du MNRU
Dépréciation perceptible	4.0	40 dB
Dépréciation gênante	2.0	20 dB
Dépréciation très gênante	1.0	10 dB

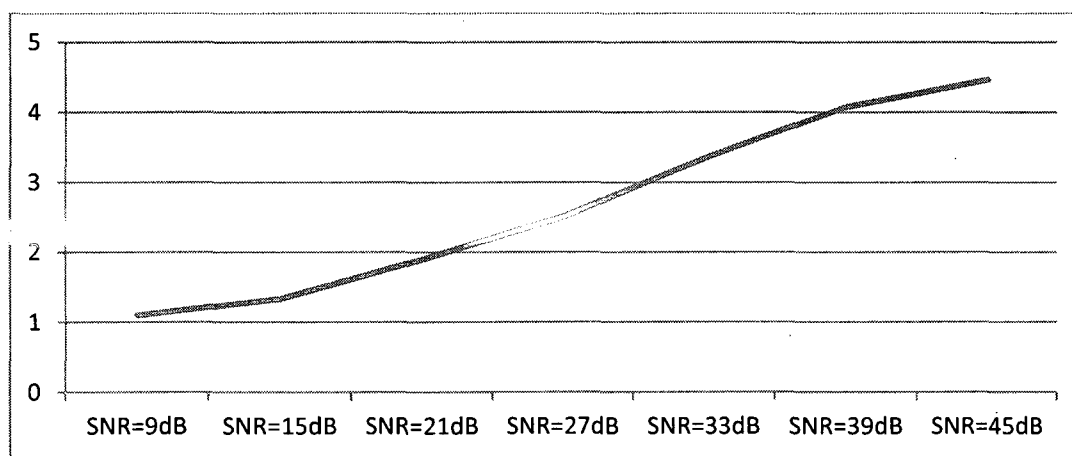


Figure 3.8 : Tracé de la note MOS en fonction du rapport signal sur bruit MNRU

Source : Résultats de l'évaluation subjective du codec d'extension large bande G.711 menée par VoiceAge Corporation sur 12 sujets en juin 2007

Chaque signal audio du test d'écoute devra donc initialement être échantillonné au minimum à 32000 Hz sur 16 bits, et subira le traitement suivant :

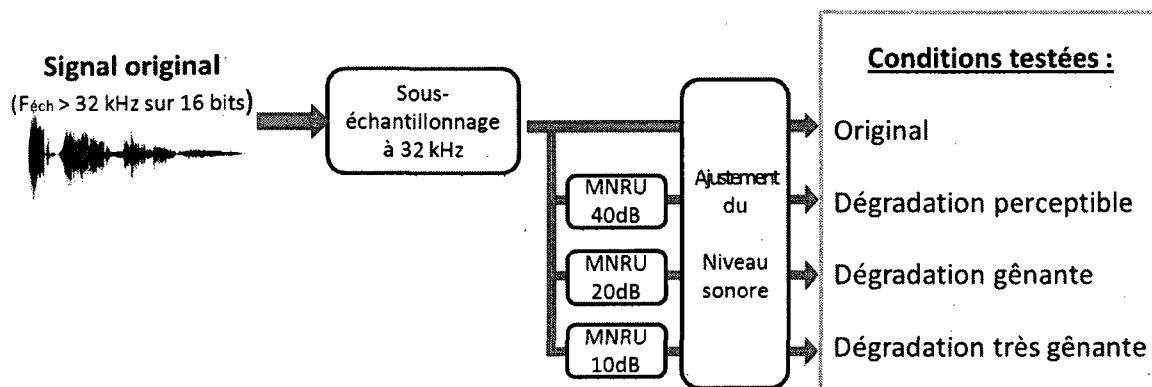


Figure 3.9 : Traitements appliqués aux signaux audio constituant un test d'écoute

Le réajustement du niveau sonore au niveau de référence (-18 dBov<sup>5</sup> d'après [ITU-R International Telecommunication Union, 1997]) se fait grâce à un script (*sy56demo.exe*) développé par l'UIT dans ce but.

### 3.5.2. Choix des signaux

Le choix du matériel sonore est un élément important de l'expérience. Comme cela a été dit, l'objectif est de s'affranchir au maximum des émotions pouvant être procurées par les signaux, qu'ils soient musicaux, de parole, ou mixtes. En effet, l'application finale de l'étude visée par ce projet consiste à évaluer la qualité des systèmes de codage audio. Ceci inclut les systèmes de codages de la parole, les systèmes de codage de la musique, et les systèmes mixtes, qui se basent notamment sur des modèles psycho-acoustiques différents pour compresser le signal. Il est donc pertinent de mener l'expérience de ce projet avec ces trois types de signaux. Ces contraintes sont les mêmes que celles imposées par les standards des tests d'écoute subjectifs. Aussi, pourquoi ne pas utiliser les mêmes signaux que dans ces tests, d'autant plus qu'ils sont supposés représenter au mieux l'ensemble des caractéristiques voulant être évaluées par les développeurs de codecs.

<sup>5</sup> dBov : Décibels par rapport au point de surcharge du système numérique ([ITU-T International Telecommunication Union, 1996a])



D'autre part, l'expérience, pour être rigoureuse, doit démontrer une répétabilité des résultats observés. Ceci implique donc que chaque condition de qualité d'un signal audio doit être répétée plusieurs fois pour le même auditeur afin de s'assurer que les réponses physiologiques concordent à chaque fois. Quatre lectures du même signal durant le test devraient être suffisantes.

Le temps destiné à la lecture des séquences audio étant limité à 40 minutes (3.2), le choix s'est donc porté sur 6 séquences extraites de la base de données MPEG<sup>6</sup>, sans critère spécifique (ils poussent les systèmes de codage développés par le groupe de recherche dans un domaine critique). Parmi ces 6 signaux, 2 sont des signaux de parole, 2 de musique, et 2 de parole sur musique, tous d'une durée de 15 secondes environ.

La durée totale d'un test d'écoute est donc de 24 minutes (6 séquences de 15 secondes ayant chacune 4 conditions de qualité différentes, répétées 4 fois). Si l'on ajoute le temps d'installation et de désinstallation, ainsi qu'une pause de 15 secondes entre chaque signal joué, on arrive à une **durée totale du test de 68 minutes**, ce qui est acceptable par rapport à la contrainte fixée de 1 heure.

### 3.5.3. Agencement des séquences audio

Le nombre de signaux différents pour un test d'écoute est de 24 (4 conditions de qualité pour chacune des 6 séquences). Et chacun de ces 24 signaux est répété 4 fois, soit un total de 96 signaux joués. Afin de permettre un jugement le plus objectif possible de la part de l'auditeur, il est important que les différents signaux d'une même séquence soient agencés de manière à ce que par exemple, la condition de qualité « original » ne soit pas systématiquement suivie d'une « dépréciation très gênante ». En effet, dans un test comme celui-ci où s'enchaînent 96 signaux les uns à la suite des autres, le sujet juge la qualité audio ressentie pour un signal, par rapport à une référence qui n'est autre que le signal qu'il a entendu précédemment. Il faut donc changer cette référence à chaque fois si l'on veut obtenir un jugement le plus objectif

---

<sup>6</sup> Le MPEG (Motion Picture Experts Group) est un organisme de standardisation américain qui traite de la compression, décompression, traitement et représentation codée de l'image animée, du son et de leur combinaison. MPEG est un groupe de l'ISO (Organisme International de Standardisation).

possible pour une condition de qualité en particulier. Un algorithme a donc été développé pour générer une liste de lecture optimale qui garantisse que pour chacune des 6 séquences audio, chaque condition de qualité sera toujours précédée par une référence différente à chacune de ses 4 lectures. Cette optimisation se fait pour les signaux d'une même séquence audio. Les 16 signaux correspondant aux 4 répétitions de chacune des 4 conditions de qualité sont donc joués en bloc pour chacune des 6 séquences.

### **3.6. Choix des auditeurs**

L'unique contrainte dans le choix des auditeurs est qu'ils soient habitués à détecter des imperfections dans des signaux audio, et donc qu'ils soient habitués à réaliser des tests d'écoute. Étant donné que les dégradations dont il s'agit ici sont toujours perceptibles, il n'est pas nécessaire de recourir à des auditeurs experts, entraînés à détecter de faibles dégradations.

Ainsi, afin de simplifier le choix des auditeurs, mais également le coût de l'expérience, les sujets ont été choisis parmi les étudiants du groupe de recherche. Tous ont déjà pratiqué dans le passé plusieurs tests d'écoute subjectifs, et ils se sont prêtés à l'expérience de manière bénévole.

L'objectif de l'expérience étant de valider qu'il existe une corrélation entre les signaux physiologiques et la qualité perçue par l'auditeur, il n'est pas nécessaire de recourir à un grand nombre de sujets. Quatre sujets se prêteront donc à l'expérience afin de réaliser une preuve de concept. Si l'hypothèse est validée, une deuxième phase de test pourra être entreprise (dans la limite du temps disponible) afin de voir si le nombre d'auditeurs testés permet d'augmenter la précision des mesures statistiques d'évaluation de la qualité audio.

### **3.7. Réglage des amplificateurs de mesure**

Afin de pouvoir évaluer la reproductibilité des résultats d'un sujet à l'autre, tous les tests d'écoute doivent être réalisés avec les mêmes réglages des amplificateurs de mesure. Il a donc été demandé à une stagiaire du groupe de recherche de se laisser appareiller avec les électrodes et de se soumettre à quelques expériences afin de déterminer les réglages optimaux

qui seront utilisés par la suite pour les sujets testés (la stagiaire ne participera pas aux tests d'écoute). Cette opération a été réalisée avec l'aide d'un médecin physiologiste du CHUS (Centre Hospitalier Universitaire de Sherbrooke), afin d'une part, d'obtenir de manière fiable la méthode optimale de placement des électrodes, et d'autre part, de générer des événements pertinents dans l'environnement de test qui induiront chez le sujet des réactions physiologiques de la plus grande ampleur possible, dans le but de déterminer la gamme d'entrée maximale de chaque signal.

Ainsi, après avoir équipé le sujet avec les électrodes, le médecin a tenté de susciter des réactions chez celui-ci en :

- Frappant subitement juste derrière lui dans ses mains pour susciter de la surprise et de la peur.
- Lui faisant fermer et ouvrir les yeux, pour révéler les ondes alpha du cerveau.
- Lui faisant froncer les sourcils et cligner des yeux pour mettre en activité les muscles faciaux.

Ainsi, c'est avec les réglages suivants que les signaux les plus propres ont été observés. Ces réglages sont également en total accord avec la théorie des signaux développée dans la section 2.2 :

Conductivité électrodermale: Gain de 5  $\mu\text{S/V}$  (gamme du signal de  $\pm 50 \mu\text{S/V}$ ) ; Réponse en fréquence de 0,5 Hz à 10 Hz. (L'utilisation en mode DC n'est pas souhaitable ici puisqu'elle permet d'obtenir des mesures absolues dans le but de comparer des valeurs entre les sujets, alors qu'ici on souhaite regarder les tendances de variation pour un même sujet.)

Volume sanguin pulsé : Gain de 100 (gamme du signal de 200 mVpp) ; Réponse en fréquence de 0,05 Hz à 3 Hz. (L'utilisation en mode DC n'est pas souhaitable ici puisqu'elle permet d'obtenir des mesures absolues dans le but de comparer des valeurs entre les sujets, alors qu'ici on souhaite regarder les tendances de variation pour un même sujet.)

Électromyogramme : Gain de 5000 (gamme du signal de  $\pm 2 \text{ mV}$ ) ; Réponse en fréquence de 10 Hz à 500 Hz (l'échantillonnage du système d'acquisition se fait à 100 Hz).

Électroencéphalogramme : Gain de 20000 (gamme du signal de  $\pm 0,5$  mV) ; Réponse en fréquence de 0,1 Hz à 100 Hz ; Mode normal.

### **3.8. Déroulement d'un test**

Un test d'écoute pour 1 auditeur a une durée d'environ 1 heure et 10 minutes entre le moment où il entre dans la salle d'écoute, et celui où il en ressort. Le test se déroule de la manière suivante :

#### **3.8.1. Installation du sujet**

Avant de recevoir le sujet, le superviseur démarre le serveur et y connecte l'interface de supervision. Il s'assure alors que son état de fonctionnement est bon qu'il n'y a pas de message d'erreur critique.

Le sujet arrive ensuite et commence par s'asseoir dans le fauteuil de test. Il y restera jusqu'à la fin du test. Le superviseur de test débute alors le placement des électrodes de mesure sur le sujet. Pendant toute cette phase, un écran situé dans la salle d'écoute affiche l'interface de supervision du sujet. Elle aide le superviseur à s'assurer que les électrodes sont correctement placées et que les signaux physiologiques sont de bonne qualité. Il demande pour cela au sujet différentes actions telles que fermer ou cligner des yeux, ou encore il frappe ou crie subitement pour surprendre le sujet.

#### Conductance électrodermale

Cette mesure se fait avec deux électrodes et nécessite une préparation de la peau. Les électrodes autocollantes pré-gelées sont placées l'une sur le dos de la main gauche (Vin-) et l'autre sur la paume de la main (Vin+).

Le potentiel électrique récupéré sur le dos de la main par Vin- constitue une référence électrique du corps. Lorsque le module d'amplification GSR100C est utilisé (ce qui est le cas ici), la référence électrique est fournie aux autres modules d'amplification de manière interne

par l'intermédiaire de Vin-. Il ne sera donc pas nécessaire de connecter une référence électrique aux autres amplificateurs. C'est également la raison pour laquelle la main gauche est choisie car les mesures d'électroencéphalogramme sont prises sur le cerveau gauche et il est donc préférable que la référence électrique soit prise sur le même côté du corps [Andreassi, 2006].

La peau du sujet doit être préalablement abrasée à l'aide de coton sur lequel on met du gel abrasif prévu à cet effet (gel Nuprep™). Ceci permet une meilleure conductivité électrique entre les électrodes et la peau. Le superviseur utilise ensuite un ohmmètre afin de vérifier que la résistance électrique entre les deux électrodes est au maximum de 10 kΩ, la plus faible valeur étant le mieux (cette procédure permet de s'assurer que les électrodes sont correctement appliquées sur la peau d'après *BIOPAC MP Systems Hardware Guide*). Il vient ensuite connecter les fils aux électrodes (système de clip).

Le superviseur s'assure également de la qualité du signal à l'écran avant de poursuivre.

### Volume sanguin pulsé

L'application de ce capteur (non jetable) ne nécessite pas de manipulation particulière. Il est placé à l'index de la main gauche du sujet et fixé par un Velcro® pas trop serré afin de ne pas gêner le passage du sang dans le doigt. Au préalable et dans un but d'hygiène, le capteur et le doigt du sujet sont nettoyés avec un tampon alcoolisé prévu à cet effet. La fiche électrique GND (*ground* pour référence électrique) ne doit pas être connectée.

Le superviseur s'assure de la qualité du signal à l'écran avant de poursuivre.

### Électromyogramme

L'installation de ces électrodes jetables pré-gelées nécessite également d'abraser la peau sur le lieu d'application, de la même manière que pour la conductance électrodermale. Elles sont ensuite positionnées sur le front du sujet tel que défini dans la section 3.3. L'impédance

électrique entre les deux électrodes est vérifiée est doit être inférieure à 5 k $\Omega$  pour garantir une bonne conductivité électrique entre les électrodes et la peau [Andreassi, 2006]. Il faudra abraser la peau à nouveau et éventuellement rajouter un peu de gel si cette condition n'est pas satisfaite.

Les fils sont ensuite fixés aux électrodes (système de clip) et le superviseur s'assure à l'écran de la qualité du signal avant de poursuivre.

### Électroencéphalogramme

Au préalable, chacune des électrodes d'électroencéphalogramme aura été lavée avec un tampon imprégné d'alcool prévu à cet effet. L'installation de la mesure d'électroencéphalogramme se fait en mettant le bonnet d'électrodes sur la tête du sujet. Avant cela, la distance entre le nasion<sup>7</sup> et l'inion<sup>8</sup> aura été prise à l'aide d'un ruban à mesurer. Il faut ensuite placer des petites éponges prévues à cet effet, autour des électrodes Fp1 et Fp2 (Figure 3.4) afin d'absorber la transpiration et les éventuels débordements de gel sur le front. Il faut ensuite ajuster le placement du *cap* pour que les électrodes Fp1 et Fp2 se trouvent à une distance du nasion égale à 10% de la distance nasion-inion préalablement mesurée. La position du bonnet doit alors être figée en attachant ses sangles au harnais préalablement attaché autour du thorax de la personne, et en veillant à ce que les sangles soient en légère et permanente tension, ceci dans le but de réduire le risque d'artéfacts de mesure.

La phase suivante consiste à réduire l'impédance des électrodes en y insérant du gel à l'aide d'une seringue fournie prévue à cet effet. Il peut être nécessaire d'agiter un peu mais délicatement la seringue dans le but d'abraser un peu la peau du crâne. L'impédance des électrodes est vérifiée avec un ohmmètre et doit être inférieure à 3 k $\Omega$ . Le fil du *cap* est ensuite relié aux amplificateurs.

Le superviseur vérifie à l'écran la qualité du signal avant de poursuivre.

---

<sup>7</sup> Nasion : zone située dans le creux à la base du nez, entre les deux yeux.

<sup>8</sup> Inion : point le plus proéminent de l'os occipital, dans la partie inférieure de l'arrière du crâne.

Le sujet étant appareillé, il ne pourra plus bouger de son fauteuil avant la fin de l'expérience. Un ruban élastique auto-adhésif est également placé autour du crâne, par-dessus le *cap* afin de maintenir les fils électriques bien en place et d'éviter des parasites dus au mouvement des fils. La commande permettant de passer à la lecture de la séquence audio suivante est placée à portée de la main droite du sujet. Puis, la caméra vidéo est ajustée et le superviseur vérifie à l'écran que le sujet y apparaît entièrement. Enfin, le superviseur quitte l'interface de supervision et éteint l'écran de la salle d'écoute.

### **3.8.2. Consignes du test**

Avant de démarrer le test, des consignes simples sont données oralement au sujet. Le superviseur l'informe que le test va durer environ 45 minutes, durant lesquelles vont s'enchaîner des séquences audio. Il précise que l'auditeur doit se concentrer sur l'évaluation de la qualité audio des séquences, en jugeant chacune d'elle dans sa tête.

Les mesures physiologiques étant très sensibles aux artéfacts de mouvement, une commande à bouton poussoir est mise à la disposition du sujet. Lorsque le bouton poussoir est allumé, l'auditeur peut y appuyer pour déclencher la lecture d'une séquence audio, et le bouton s'éteint alors. Il a ainsi pour consigne de bouger le moins possible dès qu'il appuie sur le bouton, et donc pendant la lecture du signal audio. À la fin de la séquence, le bouton s'allume à nouveau indiquant au sujet qu'il peut se relaxer et bouger un peu avant d'appuyer à nouveau pour lire la séquence suivante. On note que ce dispositif a été mis en place après avoir testé les deux premiers sujets, à cause, d'une part des artéfacts trop importants et nombreux, et d'autre part du manque total de contrôle de la part de l'auditeur, rendant le test vraiment long et difficile à supporter.

Enfin, le sujet a pour consigne de faire des grands signes à la caméra, entre deux séquences, s'il a un problème et souhaite que le superviseur intervienne dans la salle. Il lui est ensuite demandé d'attendre 1 à 2 minutes le temps que le superviseur aille démarrer le test depuis son

poste, et que le bouton de la commande de lecture s'allume ainsi indiquant à l'auditeur que tout est prêt.

### **3.8.3. Test**

Avant de quitter la salle d'écoute pour rejoindre son poste, le superviseur, ajuste l'intensité de la lumière de manière à ce que le sujet trouve l'ambiance reposante. Puis, depuis son ordinateur situé dans son bureau, il lance l'interface de supervision et la connecte au serveur, il entre l'identification du sujet dans le champ approprié et il demande la génération de la liste de lecture des sons. Il doit alors valider le test choisi (Signaux à 32000 Hz avec 4 conditions MNRU) et s'assurer que le critère de performance de la liste de lecture générée est suffisamment bon pour garantir une homogénéité de la répartition des conditions de qualité des séquences audio. Puis, après avoir vérifié à nouveau les messages d'erreur et d'initialisation du serveur (pouvant indiquer par exemple qu'un fichier son n'existe pas ou est mal échantillonné), il démarre l'enregistrement des données (physiologiques et vidéo), puis la lecture du son. Le bouton de commande de lecture du sujet s'allume alors et le test peut démarrer.

Durant le test, le superviseur n'a pas grand-chose à faire, à part surveiller sur le signal vidéo que tout va bien pour l'auditeur, s'assurer de la cohérence des signaux physiologiques, et ajouter des commentaires pour des événements pouvant avoir de l'importance par la suite (par exemple si le sujet ferme les yeux de manière prolongée). L'auditeur en test quant à lui, se contente de jouer les séquences les unes après les autres en appuyant sur le bouton.

Le superviseur contrôlant le déroulement du test, il rejoint l'auditeur dès la fin du test pour le libérer.

### **3.8.4. Désinstallation du sujet**

Cette phase est simple. Elle consiste à débrancher tous les fils des amplificateurs, puis à retirer délicatement tous les capteurs du sujet. Le superviseur utilise ensuite des tampons alcoolisés prévus à cet effet pour nettoyer tous les sites sur lesquels des électrodes ont été implantées. Le



sujet est alors libre de quitter la salle d'écoute, pendant que le superviseur nettoie une à une les électrodes non jetables avec de l'alcool.

### **3.9. Méthode d'analyse**

Les signaux recueillis durant les tests doivent être analysés de manière à identifier des paramètres représentatifs de la perception de qualité audio de manière reproductible. Les signaux enregistrés se présentent sous la forme de séries de chiffres qui traduisent l'évolution temporelle de chaque mesure physiologique durant tout le test d'un sujet. En accord avec les notions présentées en 2.2, l'étape suivante va consister à extraire de ces séries temporelles des paramètres pertinents qui pourraient être représentatifs de la perception de qualité audio par le sujet. Les signaux bruts seront également regardés afin de voir si une tendance de variation peut être observée sans extraire de paramètres.

#### **3.9.1. Extraction de paramètres**

L'extraction de paramètres se fait de manière indépendante pour chaque type de mesure physiologique. Au préalable, un algorithme a été exécuté sur les données enregistrées afin d'en extraire toutes les mesures physiologiques effectuées dans un fichier indépendant pour chacun des signaux audio joués. On obtient ainsi 96 fichiers correspondant aux 4 répétitions de chacune des 4 conditions de qualité audio de chacune des 6 séquences audio. Chacun de ces fichiers contient ainsi l'évolution temporelle de chacune des 5 mesures physiologiques effectuées. On souhaite extraire un maximum de paramètres représentatifs mais on souhaite que chaque paramètre puisse être exprimé avec la dimension la plus faible possible (idéalement 1 scalaire). Ceci permettra de rendre l'analyse visuelle des résultats beaucoup plus intuitive.

Chaque signal physiologique de chaque fichier est analysée de manière indépendante et semi-automatisée comme suit :

### **Rejet manuel d'artefacts**

Les signaux peuvent contenir des artefacts pouvant être dus aux mouvements de l'auditeur pendant le test par exemple. Il serait beaucoup trop ambitieux pour ce projet de maîtrise de vouloir détecter et rejeter ces artefacts de manière automatique. Cette opération est donc réalisée manuellement et permet ainsi de mieux comprendre certaines variations qui apparaissent dans les signaux. Pour détecter les artefacts, le signal temporel est affiché à l'écran (Figure 3.10) et il peut être comparé à n'importe quel autre signal enregistré durant le même temps. En effet, lorsque le sujet fait un mouvement qui produit un artefact sur une mesure, on peut s'attendre à ce que cet artefact se produise également sur les autres mesures. La vidéo est également utilisée comme moyen de contrôle dans la détection des artefacts. Une fois un artefact identifié sur le signal, il est tout simplement sélectionné avec les curseurs du graphique, puis supprimé. Par exemple, sur la figure Figure 3.10, on s'aperçoit très vite que les deux pics présents sur le signal d'électroencéphalogramme préfrontal correspondent aux clignements d'œil du sujet. Ceci est vérifié par la vidéo, mais également par le signal d'électromyogramme qui démontre une activité musculaire faciale intense et typique d'un clignement d'œil à ce moment-là. L'électrode d'électroencéphalogramme préfrontal étant située près du front et des yeux, il n'est pas anormal que ce genre d'artefacts se retrouve dans le signal, et ils doivent être rejetés aussi bien dans le signal d'électroencéphalogramme que dans le signal d'électromyogramme.

Le signal peut ensuite être analysé pour en extraire ses paramètres pertinents.

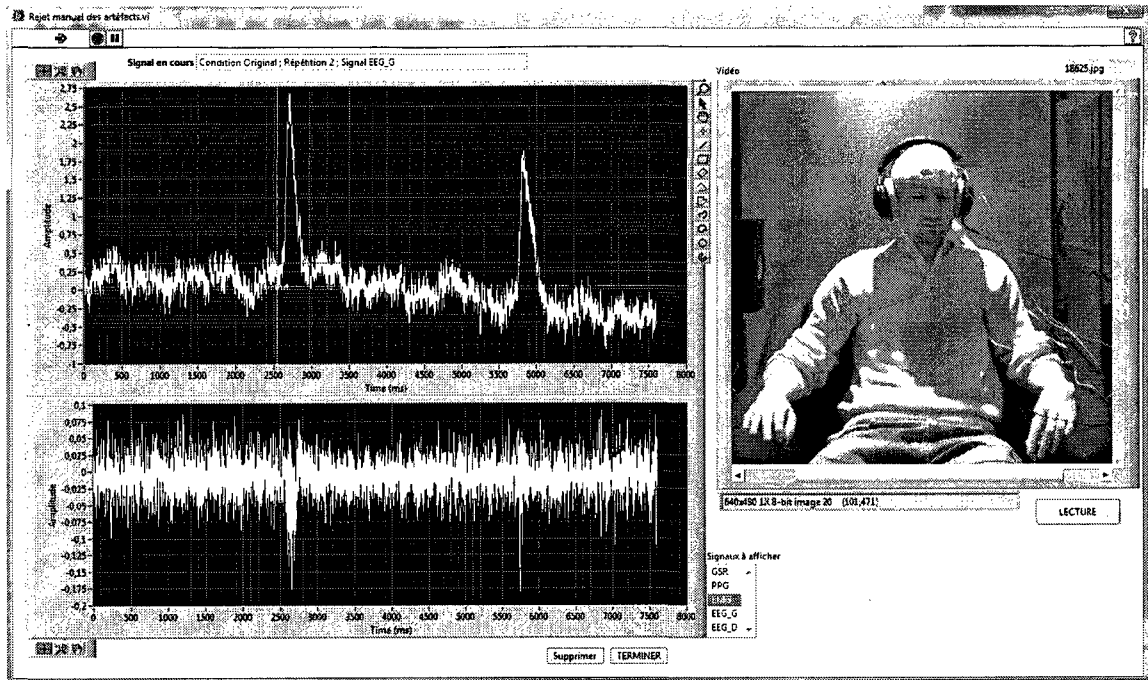


Figure 3.10 : Interface de rejet manuel d'artefacts

- **Extraction des paramètres pour le signal de conductance électrodermale**

Le signal de conductance de la peau a une évolution lente. Afin de mieux le visualiser, on lui applique un filtre passe-bas dont la fréquence de coupure est réglée à 50 Hz. Ceci permet d'éliminer le bruit hautes fréquences présent dans le signal, sans en altérer ses composantes importantes. Les paramètres qui seront ensuite extraits de ce signal sont :

- **Le nombre de réactions.** Il est déterminé visuellement sur le signal. Une réaction se manifeste par un changement du niveau de conductance de 0,05 à 5  $\mu$ S.
- **Le gradient de la *baseline*.** En effet le niveau de conductance est relatif à un niveau de base qui peut changer dans le temps, et notamment lors d'une réaction physiologique. Un paramètre retenu sera donc la différence de niveau de la *baseline* entre le début et la fin de la lecture du signal audio. Pour déterminer le niveau de base, la transformée en ondelettes sera utilisée. En effet

le niveau de base correspond à l'évolution très basse fréquence du signal. La transformée de Fourier permet de donner une information précise sur le contenu du spectre, basée sur la décomposition en sinusoïdes, ce qui permet une bonne localisation en fréquence, mais pas en temps. Les ondelettes viennent alors combler ce défaut pour donner une représentation du signal faisant intervenir à la fois l'espace-temps et l'espace fréquence et ce de façon non uniforme, présentant ainsi une représentation plus générale que celle donnée par la transformée de Fourier classique. C'est donc une représentation multi niveaux, où chaque niveau est représenté par des coefficients d'approximation (basses fréquences) et des coefficients de détail (hautes fréquences). On peut ensuite utiliser ces coefficients pour reconstruire le signal de détail ou d'approximation correspondant à un certain niveau de décomposition.

Ainsi la transformée en ondelette du signal est calculée sur 16 niveaux de décomposition avec l'ondelette de Haar. L'ondelette de Haar (Figure 3.11) est définie par la fonction

$$\psi(t) = \begin{cases} 1 & \text{pour } 0 \leq t < \frac{1}{2} \\ -1 & \text{pour } \frac{1}{2} \leq t < 1 \\ 0 & \text{sinon} \end{cases}$$

et le signal reconstruit à base de cette fonction permet d'obtenir une représentation en « escalier » (comme la forme de la fonction). Ceci est très souhaitable pour estimer la *baseline* puisqu'à un certain niveau de décomposition de la transformée, le signal reconstruit à l'aide des coefficients d'approximation fait apparaître une succession de « marches d'escalier » dont le niveau estime celui de la *baseline*. Le 11<sup>ème</sup> niveau de décomposition de la transformée en ondelettes est déterminé empiriquement comme celui permettant d'estimer le mieux la *baseline* (Figure 3.12). L'unité est le microsiemens ( $\mu\text{S}$ ).

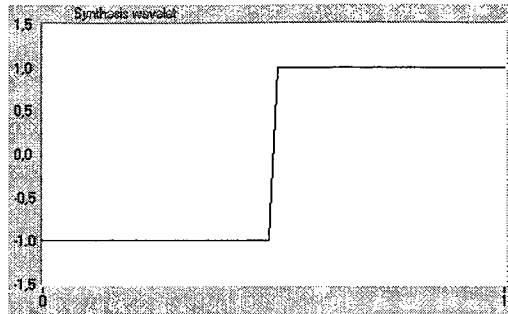


Figure 3.11 : Ondelette mère de Haar

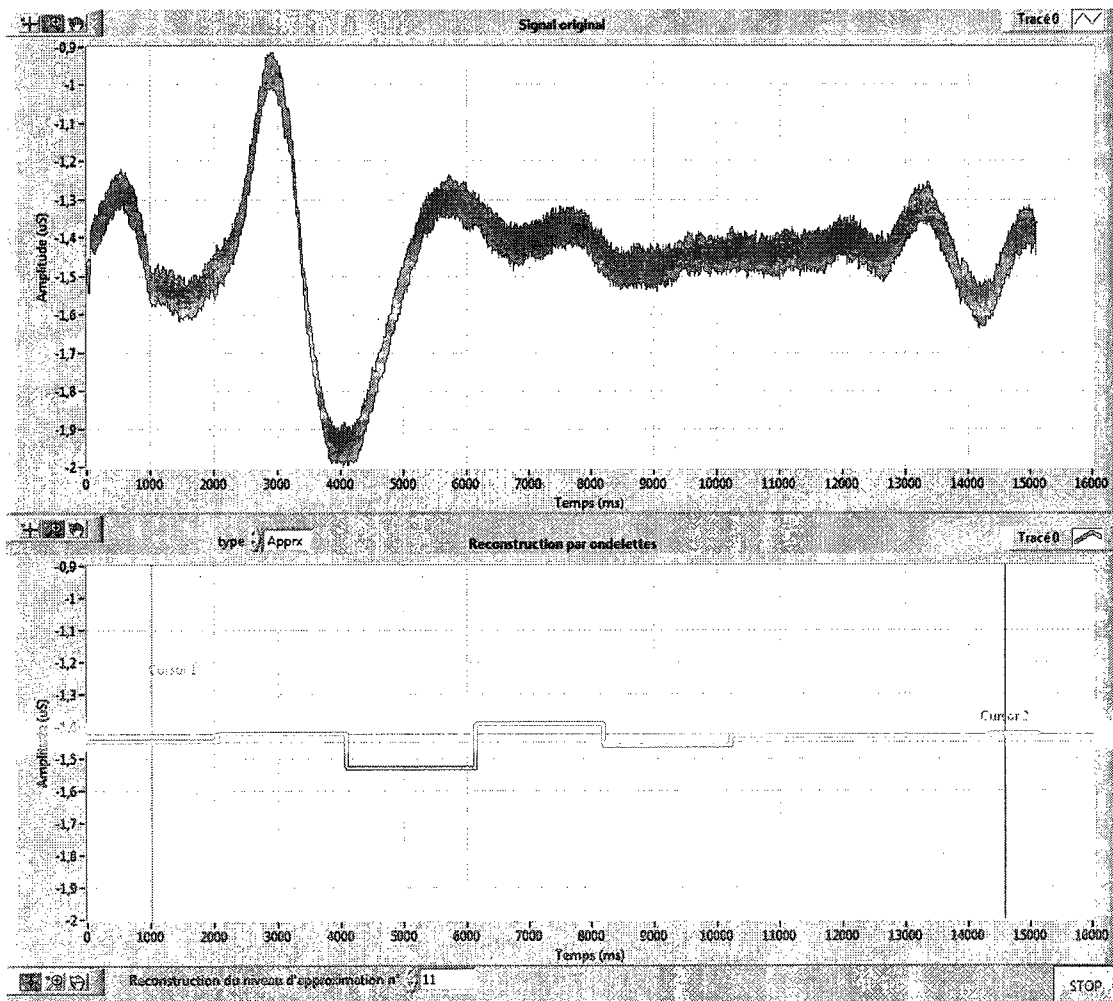


Figure 3.12 : Estimation du niveau de base de la conductance électrodermale à l'aide de la transformée en ondelettes

- Le degré de positivité. Il correspond au pourcentage de temps durant lequel la valeur de la conductance est au-dessus du niveau de base. Il est déterminé de

manière automatique en regardant pour chaque échantillon s'il est supérieur ou inférieur au niveau de la *baseline* déterminé précédemment.

- **Moyenne et écart-type du signal.** Le signal est non périodique et non stationnaire et il possède une valeur moyenne à laquelle s'ajoute une énergie due aux variations du signal et représentée par l'écart-type du signal. Ces données fournissent une information sur le niveau général de conductance de la peau ainsi que sur l'intensité globale des réactions. La valeur moyenne du signal ne peut servir à faire des comparaisons entre sujets, mais peut être utilisée pour déterminer des corrélations chez un même sujet. L'unité est le microsiemens ( $\mu\text{S}$ ).
- **Temps de réponse.** Les signaux font apparaître des réponses physiologiques plus ou moins flagrantes, qui doivent être de l'ordre de 0,05 à 5  $\mu\text{S}$ . Par exemple sur le signal original de la Figure 3.12, on observe une première réponse au temps  $t=0\text{ ms}$  (qui ne sera pas retenue car il est impossible que cette réaction soit une réponse au stimulus auditif. Les réponses au stimulus auditif se produisent, pour la première 1 à 3 secondes après sa présentation), puis une deuxième plus importante à  $t\approx 2200\text{ ms}$ , une troisième vers  $t\approx 7000\text{ ms}$  puis enfin une quatrième vers  $t\approx 12800\text{ ms}$ . Cependant, seul le temps de la première réponse par rapport à la présentation du stimulus auditif ( $t=0$ ) sera retenu. Les réponses physiologiques étant lentes (1 à 3 secondes par réponse) et les séquences audio étant courtes (une quinzaine de secondes), on peut considérer que le nombre de réactions et le temps de réponse de la première permettent de récupérer toute l'information pertinente sur leur occurrence avec seulement deux chiffres. L'unité est la milliseconde (ms).
- **Moyenne et écart-type des temps de demi-recouvrement** (*recovery half time*). Une réponse électrodermale se caractérise par un pic du signal. Le temps que met le signal pour redescendre à 50% de la valeur du pic de la réaction constitue le temps de demi-recouvrement. Il est calculé automatiquement pour chaque réaction en positionnant un curseur au début, puis au pic de chaque réponse. Seuls seront retenus la moyenne et l'écart type de tous les temps de

demi-recouvrement ce qui permet d'avoir une information globale sur la donnée (niveau moyen et dispersion) avec seulement deux chiffres. L'unité est la milliseconde (ms).

- **Moyenne et écart type des temps de montée.** Une réponse électrodermale est également caractérisée par le temps de montée de son pic. Il est déterminé automatiquement pour chaque réponse du signal physiologique à l'aide de la position donnée aux curseurs pour le calcul des temps de demi-recouvrement. Seuls seront retenus la moyenne et l'écart type des temps de montée. L'unité est la milliseconde (ms).

#### - **Extraction des paramètres du volume sanguin pulsé.**

Le signal de volume sanguin pulsé fait apparaître des pics à chaque battement cardiaque, dont l'amplitude correspond à l'intensité de l'action de pompage du cœur. Le signal est enregistré en mode AC (les basses fréquences situées en dessous de 0,05 Hz sont enlevées par filtrage dans l'amplificateur) et le signal est donc supposé être centré sur zéro et ne révéler que les changements dans le signal, par opposition à une mesure absolue et une détection du niveau de base. Cependant, le signal enregistré semble suivre un niveau de base de sorte qu'il n'est pas toujours centré sur zéro. Cette variation du niveau de base semble être reliée aux faibles mouvements pouvant être émis par le sujet. Une forte réaction électrodermale semble également provoquer un changement dans le niveau de base du signal de volume sanguin. Ceci laisse penser que ce phénomène est dû à une modification dans la référence électrique du corps. Toutefois, les composantes intéressantes du signal (fréquence et amplitude des pics) ne semblent pas du tout être altérées par cela.

- **Fréquence cardiaque moyenne et écart-type.** Elle est déterminée automatiquement par l'algorithme d'analyse qui procède comme suit : une analyse multi-échelle en ondelettes est réalisée sur 16 niveaux, et la reconstruction du 8<sup>ème</sup> niveau en utilisant les coefficients de détail de la transformée permet de reproduire un signal centré sur zéro contenant

l'information de battement cardiaque (Figure 3.14). Pour cela, c'est l'ondelette mère Daubechies14 à 14 moments nuls (Figure 3.13) qui est utilisée et qui permet de reproduire la forme d'onde la plus fiable contenant l'amplitude et la fréquence des pics. La transformée en ondelettes permet donc ici de ne traiter que la partie « battements » du signal et de s'affranchir de la *baseline*. Ainsi le signal contenant les battements devient très facile à analyser à l'aide d'un algorithme de détection de pics. Chaque période du signal est calculée puis moyennée afin d'obtenir la fréquence cardiaque moyenne du sujet durant l'écoute d'une séquence. L'écart-type qui caractérise la variabilité du rythme cardiaque durant la séquence analysée est aussi retenu. L'unité est le nombre de battements par minute (bpm).

- **Amplitude moyenne et écart-type.** Durant le même processus qui calcule la période de chaque pic du signal recomposé, l'amplitude de chaque pic est également calculée, puis moyennée sur tout le signal. L'écart-type de cette amplitude moyenne est également retenu. L'unité est le millivolt (mV).

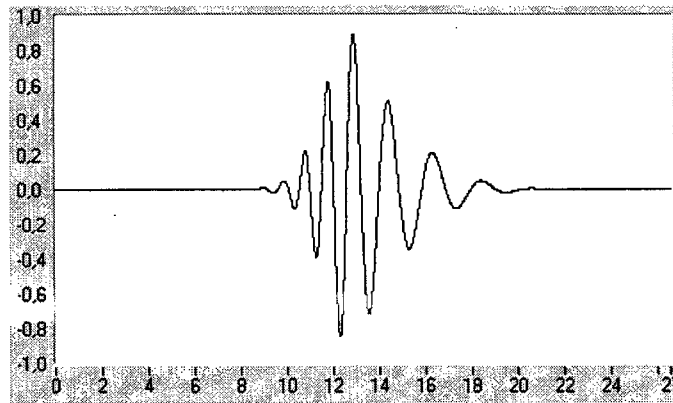


Figure 3.13 : Ondelette mère Daubechies14



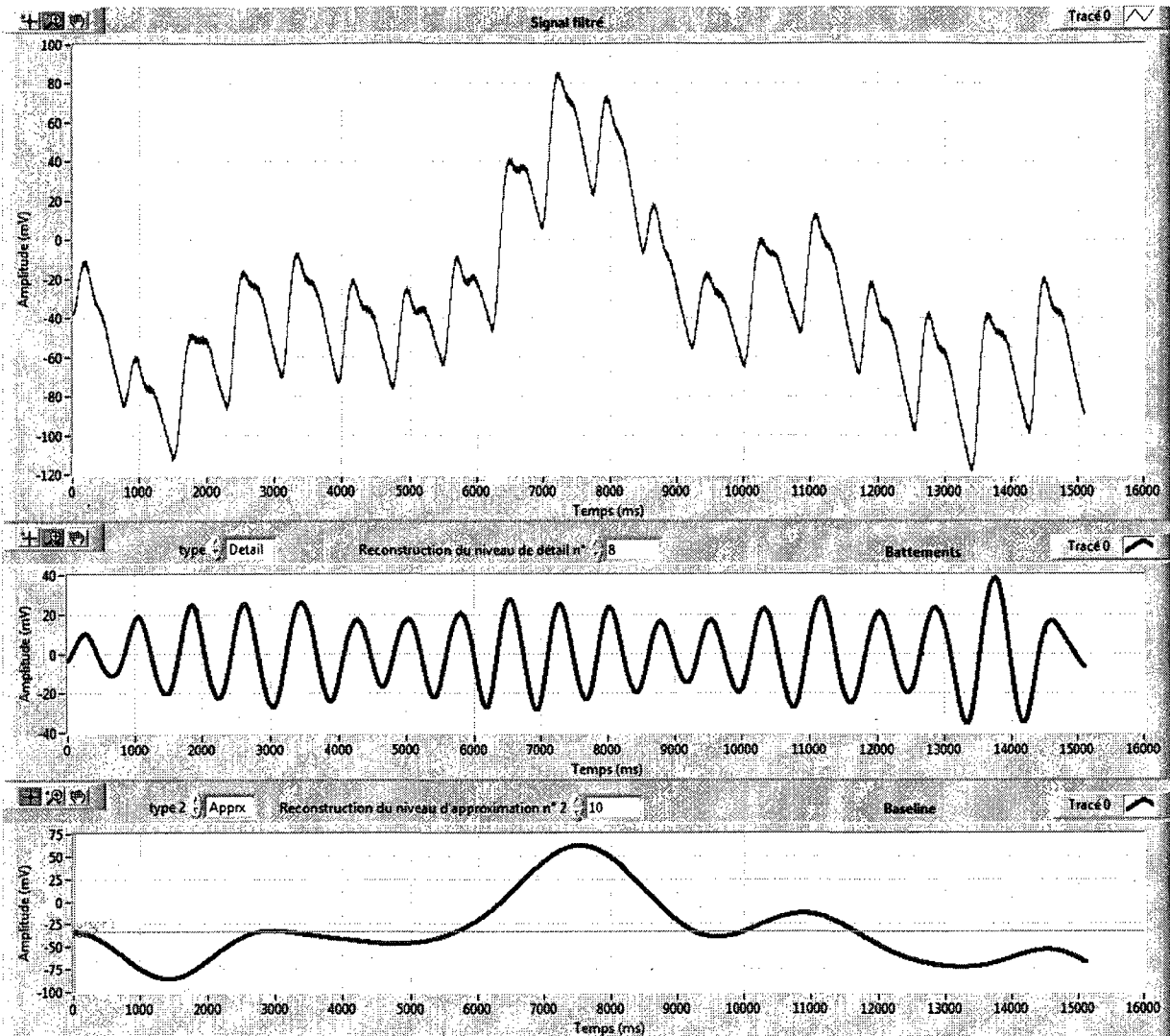


Figure 3.14 : Décomposition du signal de volume sanguin pulsé à l'aide de la transformée en ondelettes

- **Extraction des paramètres de l'électromyogramme**

Le signal d'activité musculaire doit être analysé dans le domaine temporel et dans le domaine fréquentiel afin de voir d'une part, comment il évolue quantitativement (intensité de l'activité musculaire) et d'autre part, de le qualifier en termes de fréquences actives.

- **Activité cumulée normalisée.** Elle est calculée en intégrant le signal préalablement mis au carré afin de représenter la puissance. La valeur de

l'intégrale augmente au fil du temps en fonction de l'activité musculaire (Figure 3.15), et l'activité cumulée est obtenue en prenant la valeur de l'intégrale calculée sur le dernier échantillon du signal, divisée par la longueur de l'enregistrement (séquence audio) en secondes. L'unité est le microvolt carré par seconde ( $\mu\text{V}^2/\text{s}$ ).

- **Moyenne des iEMGs et écart-type.** Ces paramètres permettent de représenter l'activité musculaire moyenne au fil du temps mais aussi sa variabilité. Le même calcul d'intégrale que précédemment est effectué, mais sur des fenêtres de 500ms du signal. Ceci permet d'obtenir une valeur d'activité cumulée (iEMG) toutes les 500 ms (Figure 3.15). En effet les réactions d'EMG étant rapides, une fenêtre de 500 ms permet de bien mettre en évidence les zones où l'activité était plus ou moins intense. Les valeurs des iEMGs sont moyennées et l'écart-type est également retenu. L'unité est le microvolt carré par seconde ( $\mu\text{V}^2/\text{s}$ ).
- **Fréquence fondamentale.** L'analyse fréquentielle du signal EMG est réalisée grâce au spectre de puissance formé à partir du calcul de la FFT (Transformée de Fourier Rapide) du signal en entier avec un fenêtrage de Hanning. Tel que le montre la Figure 3.16, l'activité musculaire se situe principalement dans le domaine de fréquences inférieures à 200 Hz (validé en section 2.2.3). Mais elle montre aussi des pics équidistants sur tout le spectre, et notamment visibles plutôt en hautes fréquences (400 – 500 Hz). La fréquence fondamentale est définie ici comme étant la valeur de fréquence séparant deux de ces pics équidistants. Elle est déterminée automatiquement en positionnant 3 curseurs sur 3 pics consécutifs équidistants (généralement plus visibles en hautes fréquences). L'unité est l'Hertz (Hz).
- **Harmoniques présents et amplitude.** La fréquence fondamentale déterminée précédemment est utilisée pour calculer quels sont les harmoniques<sup>9</sup> de cette fréquence qui sont présents dans le signal de manière prépondérante. Le numéro de l'harmonique (0 étant la fréquence fondamentale) ainsi que son

---

<sup>9</sup> Un harmonique est un multiple entier de la fréquence fondamentale.

amplitude sont retenus pour les 3 plus importants (plus grande amplitude). Ceci est fait de manière automatique à l'aide d'un algorithme qui parcourt le spectre des basses vers les hautes fréquences. À chaque multiple de la fréquence fondamentale, le pic le plus proche est détecté (dans une limite de  $\pm 5\%$  de la fréquence observée). Les 3 pics les plus importants sont sélectionnés et leur fréquence est divisée par la fréquence fondamentale, puis arrondie à l'entier le plus proche et enfin décrétement de 1 pour donner le numéro de l'harmonique. Cette opération permet donc d'obtenir les 6 paramètres suivants : N° de l'harmonique le plus important ; Amplitude de cet harmonique ; N° du 2<sup>ème</sup> harmonique le plus important, Amplitude de cet harmonique ; N° du 3<sup>ème</sup> harmonique le plus important ; Amplitude de cet harmonique. Il n'y a rien dans la littérature qui informe de la pertinence de ces paramètres, mais il faut rappeler que peu de travaux traitent de l'analyse de signaux d'EMG. Cependant, à la vue du type de spectre obtenus, il semble que cette méthode permette de décrire de manière assez complète l'activité observée dans le domaine fréquentiel, et ce avec un nombre de paramètres réduit. L'analyse des résultats permettra de déterminer la pertinence de ces paramètres. L'unité est le microvolt carré ( $\mu V^2$ ) pour les amplitudes.

- **Fatigue musculaire : moyenne, écart-type et progression.** La mesure de la fatigue musculaire s'obtient avec l'analyse spectrale du signal. La fréquence correspondant à l'activation de muscles non-fatigués se situe aux alentours de 80 Hz (on observe en effet systématiquement un pic autour de cette valeur). Lorsque la fatigue progresse, les fibres les plus rapides ne s'activent plus et la valeur de la fréquence diminue vers des fréquences plus basses. Pour un signal d'électromyogramme correspondant à l'écoute d'un signal audio, il faut donc chercher à déterminer la fatigue musculaire moyenne ainsi que sa variabilité durant la tâche, puis l'évolution de cette fatigue au cours de la tâche. Le signal est donc filtré passe-bande de 65 Hz à 100 Hz, L'ordre de filtre est de 3 afin d'être suffisamment sélectif, et on élimine ainsi le risque que la fréquence du secteur électrique de 60 Hz vienne perturber cette analyse. Le spectrogramme

du signal filtré est ensuite calculé à l'aide d'une FFT calculée sur une fenêtre (Hanning) glissante de 2000 ms avec un recouvrement de 75%. Ces réglages sont idéaux pour l'analyse de la fatigue puisqu'ils permettent d'avoir à la fois une bonne résolution fréquentielle (grande fenêtre d'analyse) et une bonne résolution temporelle (recouvrement) [Gordon et Robertson, 2007]. Pour chaque fenêtre d'analyse, le calcul de la fréquence moyenne instantanée  $\omega$  est réalisé tel que :

$$\omega = \frac{1}{2\pi E} \int_{-\infty}^{+\infty} \omega |S(\omega)|^2 d\omega$$

où  $E$  est l'énergie du signal  $s(t)$  définie par :

$$E = \int_{-\infty}^{+\infty} |s(t)|^2 dt$$

et  $S(\omega)$  est la transformée de Fourier du signal  $s(t)$ .

Ceci permet de voir comment évolue la fréquence instantanée du signal filtré au cours du temps (Figure 3.17). L'étape suivante consiste à normaliser cette évolution en fonction du pourcentage de la fréquence instantanée initiale. La méthode des moindres carrés est ensuite utilisée pour approximer la droite modélisant le mieux cette variation de fréquence instantanée au cours du temps, puis la pente de cette droite, qui caractérise la progression de la fatigue musculaire est retenue. L'unité est l'Hertz (Hz). La fréquence instantanée moyenne en Hertz (Hz) ainsi que son écart-type sont également retenus.

Le calcul de l'approximation linéaire  $f = ax + b$  où  $a$  est la pente et  $b$  l'ordonnée à l'origine se fait en minimisant le résidu tel que :

$$\frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} (f_i - \omega_i)^2$$

où  $N$  est la longueur de  $\omega$ ,  $\omega_i$  est le  $i^{\text{ème}}$  élément de  $\omega$  et  $f_i$  est la meilleure approximation linéaire.

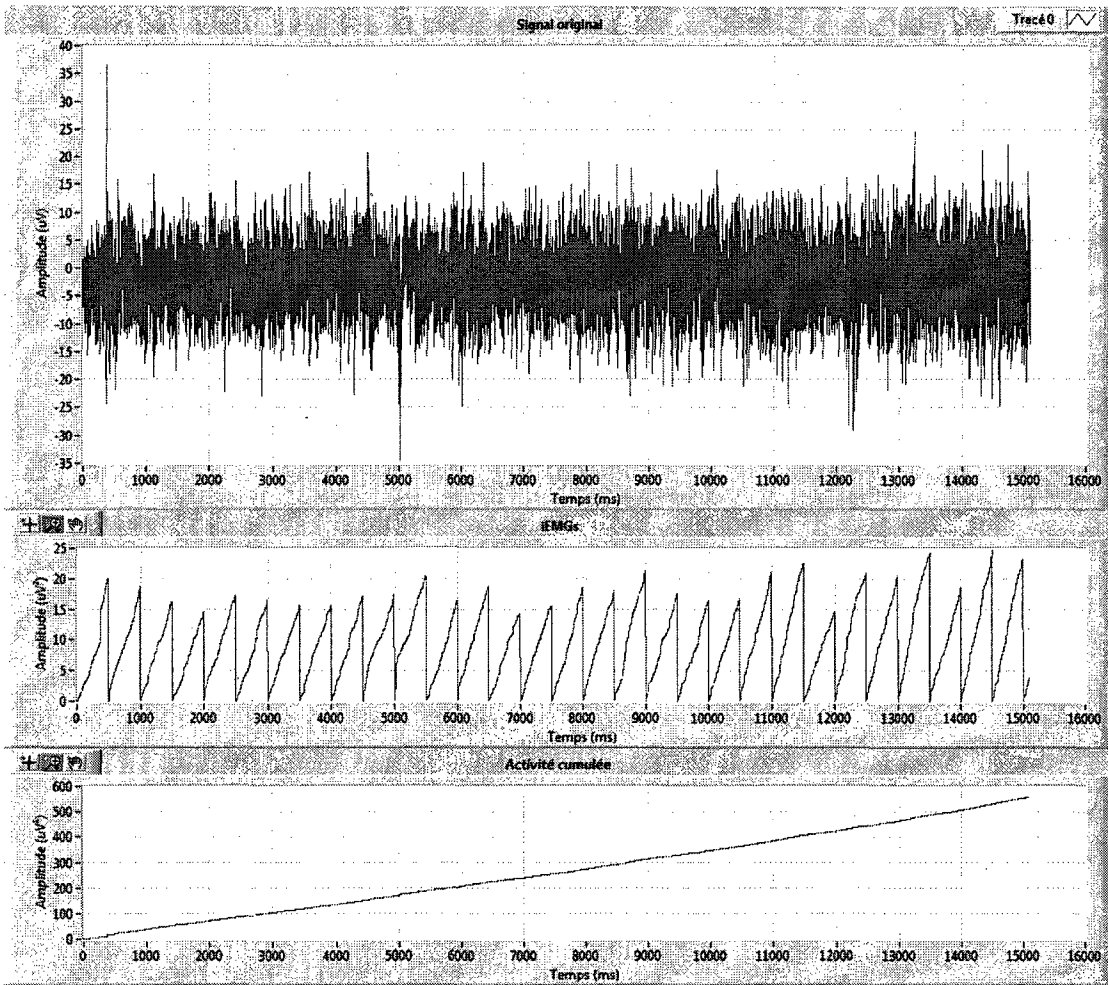


Figure 3.15 : Analyse temporelle du signal EMG

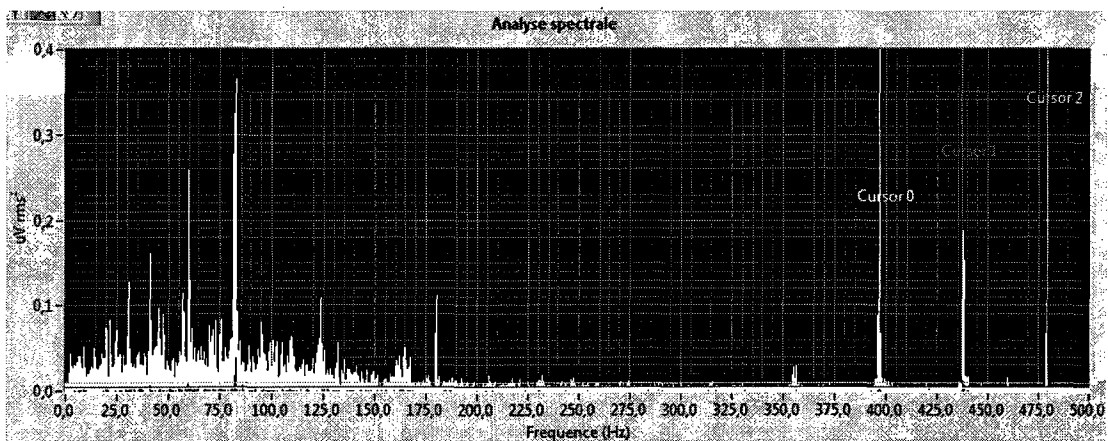


Figure 3.16 : Analyse fréquentielle du signal EMG

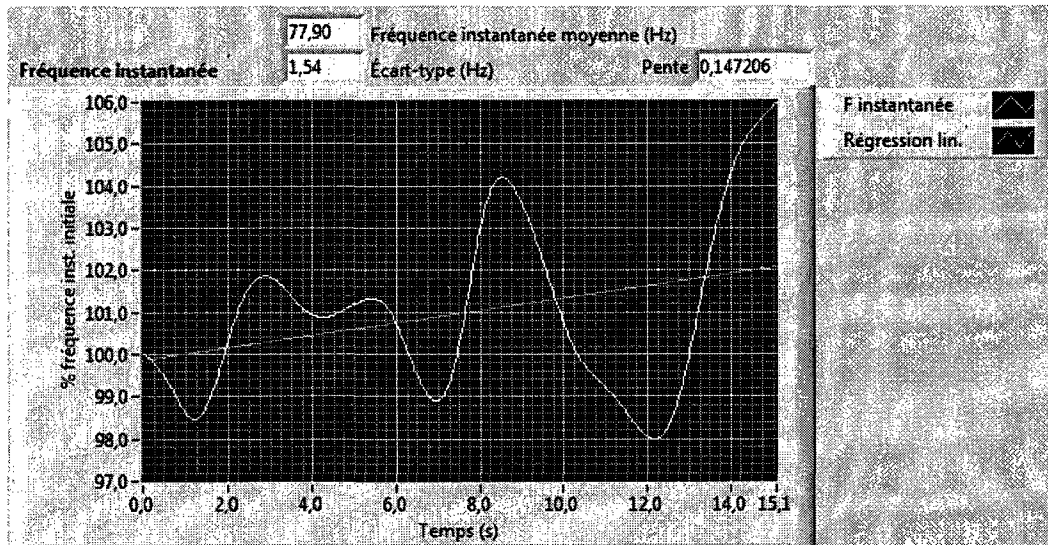


Figure 3.17 : Estimation de la fatigue musculaire avec la fréquence moyenne instantanée du signal EMG

### - Extraction des paramètres de l'électroencéphalogramme

Le signal d'électroencéphalogramme contient différentes ondes cérébrales qui doivent être analysées de manière indépendante. Pour cela, le signal original est passé dans chacun des filtres passe-bande suivants afin d'en extraire l'onde correspondante (Figure 3.18) (l'ordre du filtre est choisi à 3 afin d'être suffisamment sélectif dans les bandes de fréquences) :

- Onde alpha : 8 – 13 Hz
- Onde bêta : 14 – 30 Hz
- Onde delta : 1 – 3,5 Hz
- Onde thêta : 4 – 7 Hz
- Onde gamma : 36 – 44 Hz

Chacune de ces ondes est analysée indépendamment comme suit :

- **Puissance moyenne, écart-type et fréquence dominante de l'onde.** Le signal de l'onde analysée est mis au carré puis moyenné pour obtenir sa puissance moyenne. L'écart-type de ce moyennage est aussi retenu pour caractériser la variabilité de la puissance de l'onde au cours du temps. L'unité est le microvolt carré ( $\mu V^2$ ). Enfin, le spectre de puissance de l'onde est calculé à l'aide d'une

FFT et d'un fenêtrage de Hanning. La fréquence pour laquelle la puissance est la plus importante est retenue comme étant la fréquence dominante de l'onde cérébrale. L'unité est l'Hertz (Hz).

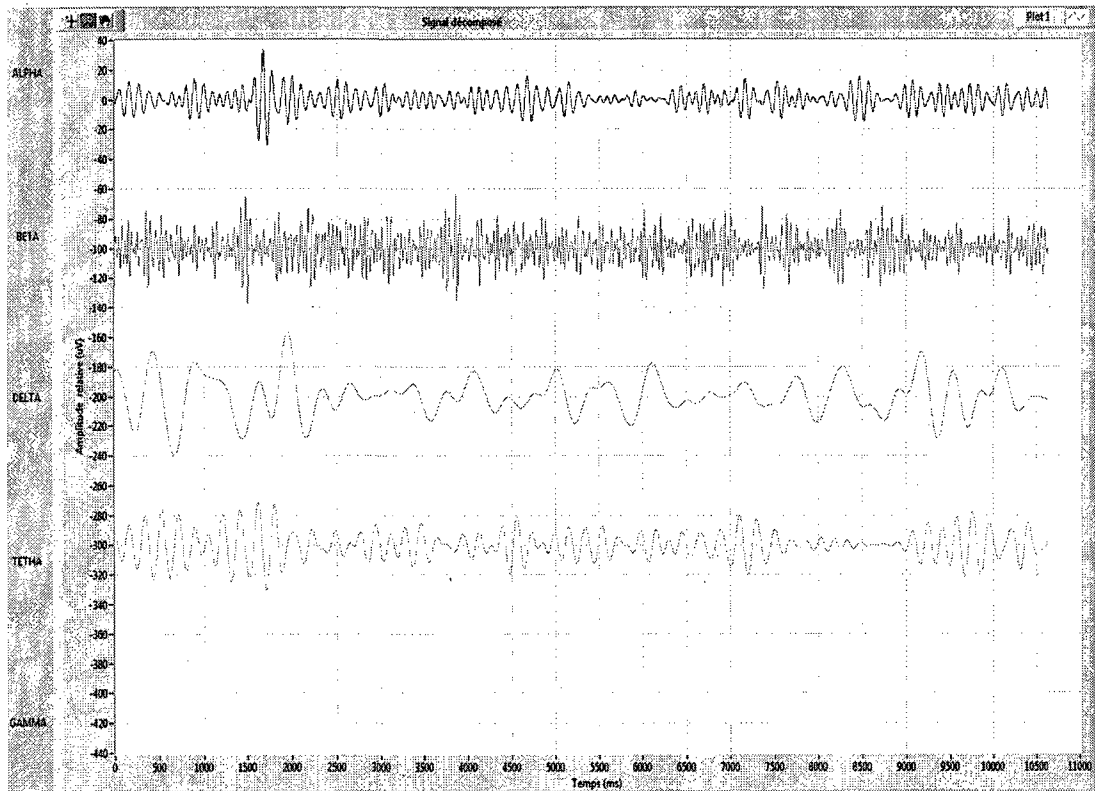


Figure 3.18 : Signal d'électroencéphalogramme décomposé

### 3.9.2. Corrélation entre dégradation audio et mesures physiologiques

#### Analyse visuelle des moyennes des paramètres extraits

Le but de cette analyse est de voir s'il existe des paramètres de signal physiologique qui présentent des tendances d'évolution corrélées avec la qualité audio, et ce sans passer par une analyse statistique ou autre, mais seulement en observant les tendances des moyennes des paramètres extraits. Elle constitue un premier pas dans l'analyse des données qui permettra de voir si des corrélations évidentes surgissent, afin de postuler sur les résultats qui peuvent être

attendus avec des analyses plus poussées. La démarche pour cette analyse consiste à calculer la moyenne de chaque paramètre de signal pour ses 4 répétitions (4 répétitions de chacune des 4 conditions de qualité audio), puis à comparer les valeurs de ces moyennes entre les différentes conditions de qualité. On assumera qu'il y a une corrélation si un paramètre démontre une tendance d'évolution reliée à la dégradation de qualité audio, et ce de manière répétable pour plusieurs séquences audio et plusieurs sujets. Ainsi, pour chaque paramètre  $i$ , il y a corrélation entre celui-ci et la dégradation de qualité audio si :

$$\left\{ \begin{array}{l} \text{Signe}[\overline{P_i(20)} - \overline{P_i(10)}] = \text{Signe}[\overline{P_i(40)} - \overline{P_i(20)}] \neq 0, \text{ ET} \\ \left\{ \begin{array}{l} |\overline{P_i(\text{origi na l})} - \overline{P_i(40)}| \leq |\overline{P_i(40)} - \overline{P_i(20)}|, \text{ OU} \\ \text{Signe}[\overline{P_i(\text{origi na l})} - \overline{P_i(40)}] = \text{Signe}[\overline{P_i(40)} - \overline{P_i(20)}] \end{array} \right. \end{array} \right.$$

où  $\overline{P_i(x)}$  est la valeur moyenne (sur les 4 répétitions) du paramètre  $i$  pour la qualité de rapport signal/bruit  $x$ .

En d'autres termes, si la tendance d'évolution est monotone pour les dégradations correspondant à un SNR de 10dB, 20dB et 40dB, et que l'original se situe entre les conditions de SNR de 20dB et 40dB ou bien qu'il suit la même tendance, le paramètre est défini comme étant corrélé à la perception de qualité audio.

Cette méthode d'analyse va permettre de dire :

- Pour chaque paramètre extrait des signaux physiologiques :
  - o Sur quel pourcentage de séquences audio le paramètre est corrélé avec la qualité audio pour chaque sujet, puis pour tous les sujets
- Pour chaque séquence audio :
  - o Quel pourcentage de paramètres permet de définir une corrélation
- Pour quels signaux physiologiques il y a le plus de corrélations mises en évidence
- Pour quels sujets il y a le plus de corrélations mises en évidence
- Pour quels types de séquences audio il y a le plus de corrélations mises en évidence



## **Classification de la qualité audio avec un réseau de neurones**

Les réseaux de neurones peuvent être considérés comme des filtres qui sont généralement optimisés par des méthodes d'apprentissage de type statistique, si bien qu'ils sont traditionnellement placés dans la famille des applications statistiques. Ils permettent en outre de générer de vastes espaces fonctionnels, souples et partiellement structurés, et les rapproche donc également des méthodes d'intelligence artificielle. Ils permettent en effet de prendre des décisions s'appuyant davantage sur la perception que sur le raisonnement logique formel. Cette étape d'analyse un peu plus poussée que la première, vise donc à déterminer de quelle manière un réseau de neurones est apte à reconnaître la qualité d'une séquence audio à l'aide des paramètres physiologiques extraits des signaux du sujet. L'analyse visuelle des moyennes aura permis de déterminer quels sont les paramètres physiologiques les plus pertinents pour déterminer une corrélation. L'analyse par réseau de neurones va maintenant permettre de voir quel pourcentage de bonnes classifications le système est capable de faire, en utilisant seulement les paramètres physiologiques les plus pertinents.

Le classificateur implémenté pour cette étude est un réseau de neurones standard à rétro-propagation de l'erreur, composé d'une couche d'entrée, deux couches cachées et une couche de sortie. Ce type de réseau de neurones est le plus utilisé pour ce genre de tâches de classification, et l'utilisation de 2 couches cachées est souhaitable car étant donné que chaque couche modélise sa propre fonction, 2 couches permettront alors de modéliser des fonctions plus complexes, et notamment discontinues [Negnevitsky, 2005]. Les neurones de la couche d'entrée et des couches cachées possèdent une fonction d'activation de type « tangente sigmoïdale » qui est une bonne fonction lorsque la rapidité de calcul est requise plus que la forme exacte de la fonction de transfert. La fonction « linéaire » sera utilisée plus classiquement pour calculer la sortie du réseau. Le nombre de neurones de la couche d'entrée est pris égal au nombre de composantes du vecteur qui lui est présenté (nombre de paramètres physiologiques), le nombre de neurones de la couche de sortie est égal au nombre de cibles (4 conditions de qualité audio). Le choix du nombre de neurones dans les couches cachées sera déterminé empiriquement. Toutefois, un nombre de neurones assez grand devrait permettre au réseau de modéliser des fonctions plus complexes. Le nombre de neurones dans la 2<sup>ème</sup> couche

cachée sera cependant pris plus faible que pour la 1<sup>ère</sup> couche cachée afin de forcer le réseau à converger vers l'une des quatre sorties attendues.

Les données qui vont être utilisées pour la classification par réseau de neurones sont constituées de différentes observations des paramètres physiologiques, et chacune de ces observations est associée à une condition de qualité audio (cible). Il s'agit donc de construire deux tableaux pour l'entrée du réseau de neurones (Figure 3.19) :

- Le premier tableau de DONNÉES contient dans chacune de ses colonnes le vecteur de paramètres physiologiques correspondant à la lecture d'une séquence audio, donc d'une condition de qualité. Le nombre de lignes correspond donc au nombre de paramètres physiologiques utilisés. Le nombre de colonnes correspond au nombre d'observations utilisées. Idéalement, il doit y avoir plusieurs observations pour chaque cible.
- Le deuxième tableau CIBLES possède autant de colonnes que le tableau précédent, et chacune des colonnes contient l'information sur la qualité audio associée à cette observation (donc à cette colonne). Chaque ligne correspond à une des quatre conditions de qualité audio. Pour chaque observation, la ligne correspondant à la qualité audio qui lui est reliée se voit attribuer la valeur 1, et les autres lignes restent à 0.

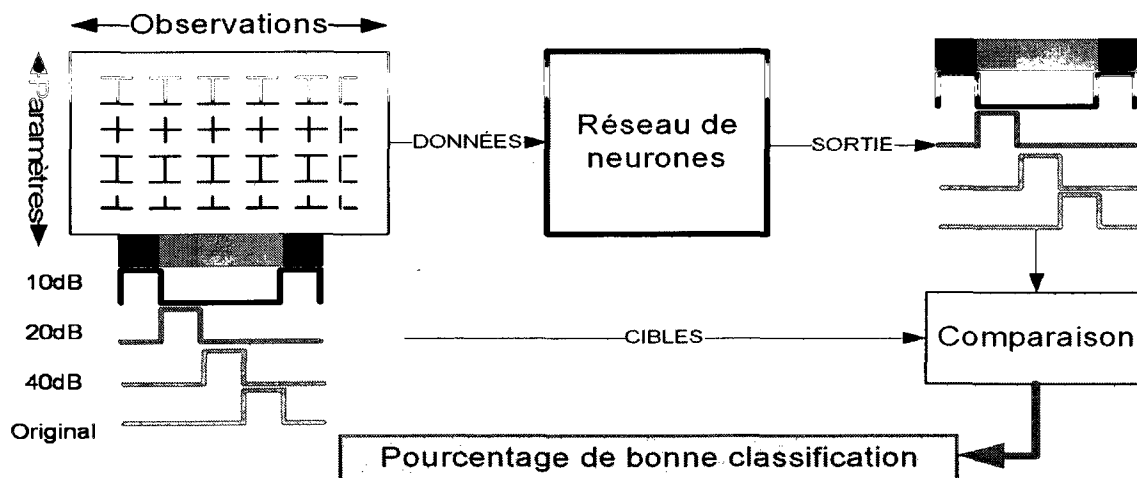


Figure 3.19 : Entrées et sorties du réseau de neurones

La classification par réseau de neurones se fait ici en trois étapes (Figure 3.20):

1. Les données d'entraînement du réseau sont constituées à l'aide des paramètres physiologiques extraits et de la qualité audio correspondante. Les données d'entraînement sont composées de 3 des 4 répétitions de chacune des séquences audio analysées. Toutes les combinaisons de numéros de répétition pour les données d'entraînement et de simulation sont testées et le meilleur résultat est retenu.
2. Une fois le réseau entraîné, les données de simulation peuvent lui être envoyées. C'est sur ces données que la performance du réseau est déterminée. Les données de simulation ne doivent pas avoir servi pour celui-ci. La répétition non utilisée sert pour la simulation.
3. La sortie du réseau de neurones est comparée avec les cibles (conditions de qualité audio) correspondant à chaque observation.

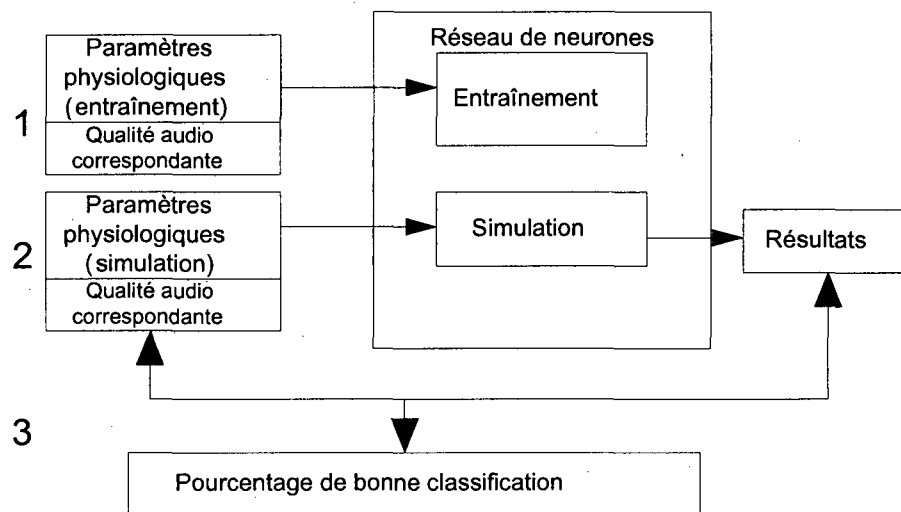


Figure 3.20 : Schéma de principe de la classification par réseau de neurones

L'entraînement du réseau s'effectue en initialisant tous les poids synaptiques à des faibles valeurs aléatoires, et en calculant une descente du gradient dans l'espace des poids du réseau pour converger vers une erreur minimale entre la sortie du réseau et les cibles qui lui sont présentées. À chaque itération, les nouveaux poids sont calculés d'après la règle suivante :

$$w_i(p + 1) = w_i(p) + [\alpha \cdot x_i(p) \cdot e(p)]$$

où  $w$  est le poids du neurone,  $i$  est l'indice du neurone correspondant,  $p$  à l'époque (itération en cours),  $\alpha$  au « learning rate »,  $x$  est l'entrée du neurone et  $e$  l'erreur. Plus  $\alpha$  est petit, plus le réseau a des chances de converger vers une solution optimale, mais plus l'entraînement est long. Plus  $\alpha$  est grand, plus le réseau fait des grands pas, mais il a alors plus de chance de ne jamais converger.

Cette section aura permis de présenter la méthodologie utilisée pour répondre à la question de recherche. Le banc de test temps-réel présenté va permettre de mesurer les signaux physiologiques d'auditeurs pendant l'écoute de séquences audio de différentes qualités, pour lesquelles chaque condition de qualité est jouée 4 fois pour chaque séquence. Différents algorithmes de traitement de signal seront utilisés pour extraire les paramètres représentatifs de l'activité physiologique de l'auditeur. L'ensemble des paramètres physiologiques extraits sera mis en confrontation avec la qualité audio correspondante afin de déterminer s'il existe des corrélations entre activité physiologique et perception de qualité audio. Une deuxième phase d'analyse basée sur une classification par réseau de neurones évaluera avec quelle performance le système est capable de reconnaître la qualité perçue d'une séquence audio à l'aide des paramètres physiologiques.

## 4. EXPÉRIMENTATIONS ET RÉSULTATS

### 4.1. Déroulement des tests

Parmi les 4 auditeurs qui se sont prêtés au test d'écoute, seuls 2 ont permis de fournir des mesures physiologiques exploitables. En effet, lors des deux premiers tests, les auditeurs n'avaient aucun contrôle sur le déroulement de la lecture des séquences audio, et donc aucun moment durant lequel ils pouvaient réellement se détendre et bouger sans perturber les mesures. Les signaux physiologiques ainsi enregistrés présentent des artéfacts de mouvement sur près d'un tiers de la durée du test. La mise en place d'une commande permettant à l'auditeur de faire des pauses entre la lecture des différentes séquences aura permis de réduire presque entièrement la présence d'artéfacts de mouvement sur les signaux physiologiques durant la lecture des séquences audio.

Aussi, seuls les signaux des 2 sujets ayant bénéficié de cette innovation seront traités dans cette partie. Cependant, les avis de tous les sujets seront pris en compte pour évaluer la manière dont ce type de test est reçu par les sujets.

Ils ont ainsi été questionnés sur le déroulement de ces tests. Il en ressort globalement que :

- La durée du test (1 heure au total) est adaptée. Les sujets pensent qu'elle ne devrait pas être allongée.
- L'équipement de mesures physiologiques ne présente pas de gêne ou d'inconfort particulier, sauf pour ce qui concerne la mesure de l'électroencéphalogramme. Tous les sujets ont rapporté que le *cap* d'électrodes serrait trop la tête, créant un inconfort et parfois une douleur vers la fin du test.
- Les sujets ont bien relevé l'existence de 3 ou 4 conditions de qualité différentes pour chaque séquence. On présume donc que la condition pour laquelle le rapport signal sur bruit est de 40dB n'a pas toujours été détectée, comme cela est observé lors des tests subjectifs standards.

## **4.2. Analyse des signaux**

La phase d'analyse des signaux est précédée par la phase de rejet manuel d'artéfacts. On remarque pour les deux sujets qu'il n'y a pratiquement aucun artéfact dû aux mouvements. Les autres artéfacts qui ont dû être rejetés sont ceux provoqués par les clignements des yeux. Les signaux d'électromyogramme et d'électroencéphalogramme préfrontal présentent en effet des artéfacts lors du clignement des yeux. Ces artéfacts ont été faciles à mettre en évidence en mettant en concordance les deux types de signaux ainsi que la vidéo.

### **4.2.1. Conductance de la peau**

L'analyse de ces signaux a été la plus difficile car l'interprétation des réponses physiologiques est finalement assez subjective. En effet, il est parfois délicat de savoir :

- si une variation de niveau correspond réellement à une réaction physiologique
- où commence réellement la réaction physiologique

Ce problème est dû au fait que les réponses électrodermales peuvent se superposer sur le signal. Ainsi il arrive que la fin de la réaction précédente crée un niveau de base plus élevé pour la réaction suivante. Dans ce cas, l'amplitude mesurée de la réaction est inférieure à la réalité car calculée à partir de ce niveau de base. Aussi la fin de la réaction précédente masque-t-elle les effets initiaux de la réaction suivante, pouvant rendre difficile à distinguer le début de la réaction suivante. Ce phénomène se produit généralement lorsque les durées entre la présentation des différents stimuli sont faibles. Pour pallier ce problème, il existe certaines méthodes basées sur la modélisation mathématique des réactions électrodermales à l'aide d'une fonction bi-exponentielle et de paramètres extraits du signal de conductance [Alexander *et al.*, 2005]. Ce genre de traitement n'a pu être développé dans le cadre de ce projet de maîtrise, et constitue une des améliorations qui peuvent être apportées au système.

Ainsi donc, afin d'éviter au maximum les erreurs pouvant apparaître dans l'extraction des paramètres de ce type de signal :

- Seules les réactions dont l'amplitude de variation du signal est supérieure à 0,1  $\mu\text{S}$  sont prises en compte
- Le point de départ des réactions qui sert pour le calcul des temps de montée et de demi-recouvrement est interpolé visuellement afin de faire abstraction du niveau de base éventuellement plus élevé
- Moins de crédit est accordé lors de l'interprétation des résultats aux paramètres suivants : moyenne et écart-type des temps de demi-recouvrement ; moyenne et écart-type des temps de montée.

Les autres phénomènes qui ont été observés durant l'analyse de ces signaux sont :

- Il arrive parfois qu'une réaction électrodermale soit en cours lors du début de la lecture de la séquence audio (Figure 4.1). Cette réaction est vraisemblablement liée au simple fait que l'auditeur doit appuyer sur un bouton pour démarrer la lecture. Dans tous les cas, cette réaction ne peut être liée à l'écoute de la séquence audio car celle-ci n'est pas commencée. Ce genre de réaction n'est donc tout simplement pas pris en compte. Ce genre de phénomènes pourrait être évité en mettant en place une protection qui empêche le démarrage de la lecture audio tant que des réactions physiologiques sont en cours. Ce genre de protection nécessiterait bien entendu que le sujet soit capable de « taire » ses réactions physiologiques, ce qui devrait être le cas lorsque le sujet est concentré et n'est soumis à aucune stimulation. D'ailleurs, l'ensemble des signaux physiologiques ne montrent en effet parfois aucune activité lorsqu'ils sont observés durant les pauses de lecture.
- Le sujet 1 ne présente pratiquement pas d'activité électrodermale. Pour le sujet 2, les réactions sont bien présentes et leur amplitude est en parfaite concordance avec les signaux types de la littérature. Typiquement, les signaux les plus caractéristiques ont la forme de celui présenté à la Figure 4.2 (extrait des données du sujet 2). En revanche, les signaux obtenus pour le sujet 1 sont de la forme de la Figure 4.3. Le graphique supérieur présente le signal brut. Le graphique inférieur présente le même signal filtré

passé-bas à 50 Hz. En regardant quand même les signaux des 2 autres sujets pour lesquels il y a beaucoup de bruit (et qui ne sont pas pris en compte), il y a tout de même des réactions d'amplitude allant de 0,05 à une trentaine de  $\mu\text{S}$  bien identifiables, qui excluent une erreur liée à un mauvais placement des électrodes pour ces sujets. Cela montre que tous les signaux physiologiques ne sont pas forcément pertinents pour tous les sujets.

- Lorsqu'on observe les signaux bruts en fonction de la qualité de la séquence audio jouée, on n'observe pas de tendances visibles concernant les variations d'un des paramètres observables du signal

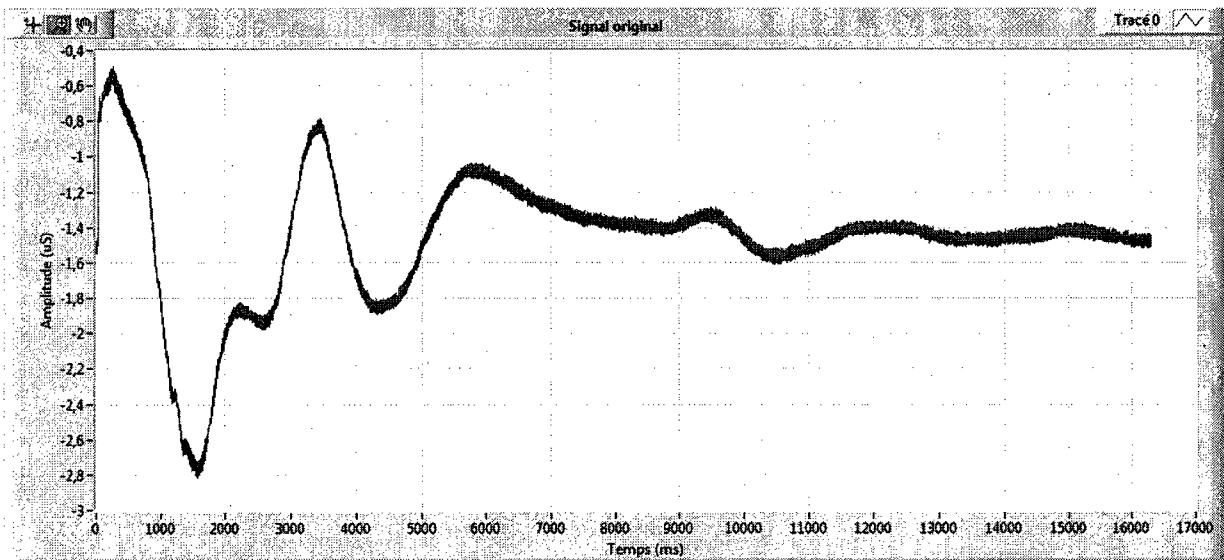


Figure 4.1 : Signal de conductance électrodermale avec réaction avant présentation du stimulus



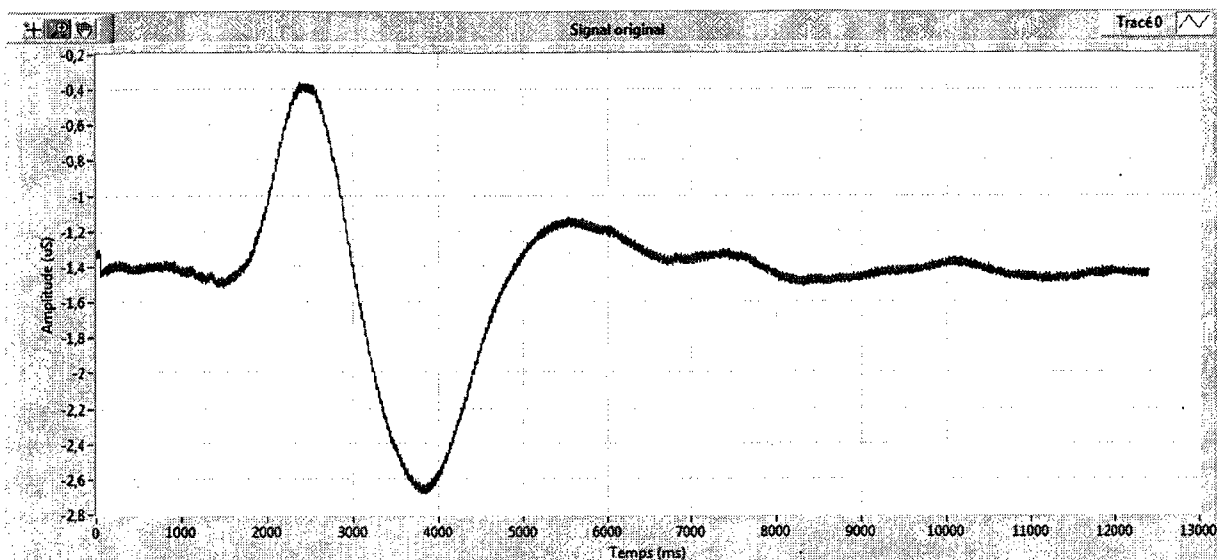


Figure 4.2 : Signal de conductance électrodermale le plus caractéristique

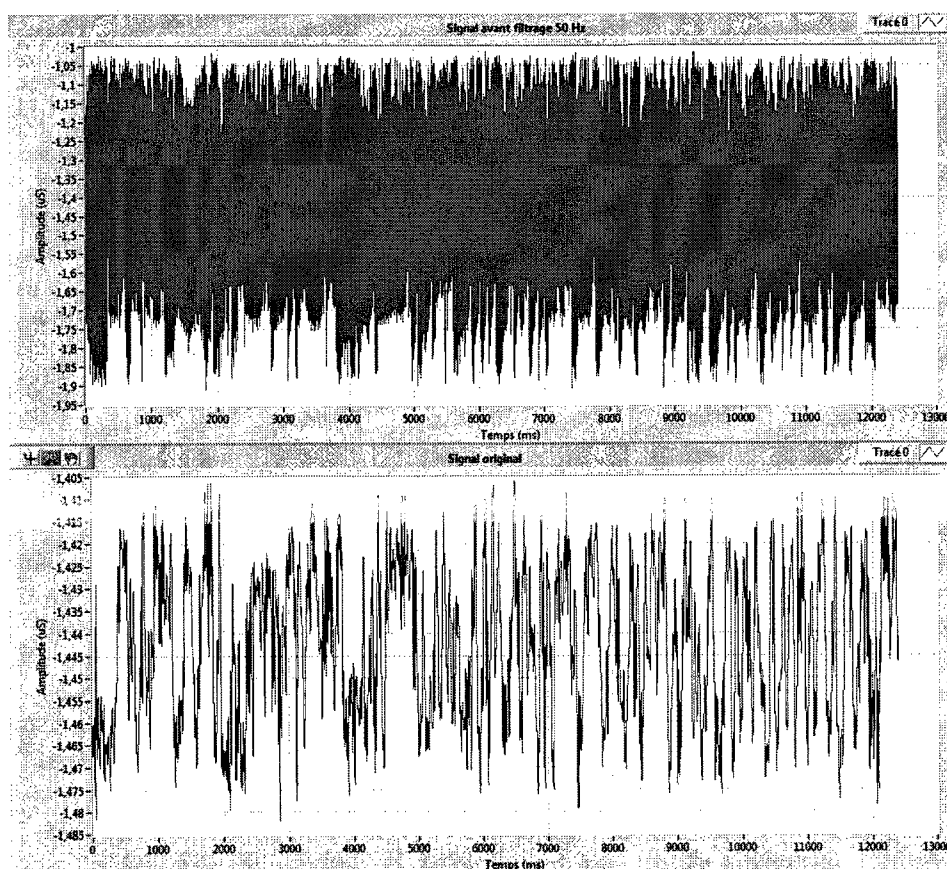


Figure 4.3 : Signal de conductance électrodermal caractéristique du sujet 1 (pas de réactions)

Les paramètres physiologiques extraits pour la conductance électrodermale se situent en Annexe A : Tableaux des paramètres extraits des signaux physiologiques. Ils sont présentés pour chaque sujet et chacune des séquences audio jouées.

#### **4.2.2. Volume sanguin pulsé**

Les signaux d'activité cardiaque ne présentent pas de problèmes particuliers lors de l'analyse. Là encore la visualisation des signaux bruts ne permet pas de déterminer l'existence d'une tendance de variation corrélée à la qualité audio. Il existe cependant deux facteurs qui induisent une erreur dans les résultats au niveau de l'amplitude des pics :

- Lorsque le sujet n'arrive pas à rester bien immobile, le signal du photoplethysmographe (qui est le plus sensible aux artéfacts de mouvement) se retrouve bruité et présente des changements du niveau de base (Figure 4.4). Ceci a pour effet de rendre l'amplitude des pics plus faible que ce qu'elle devrait être en réalité. Il est vraiment difficile d'empêcher ce phénomène. Les sujets font leur possible pour rester le plus immobile possible durant les enregistrements. Seul un plus grand nombre de répétitions de chaque condition de qualité audio permettrait de faire une abstraction statistique de ces erreurs.
- Lorsque le sujet se relaxe entre la lecture des séquences audio, il lui arrive de faire de larges mouvements qui entraînent parfois une dérive de l'amplificateur de signal (tension d'offset d'erreur qui est amplifiée et crée une grande erreur en sortie) comme le montre par exemple la Figure 4.5. Ceci a pour effet d'« aplatis » l'amplitude des pics du fait que l'amplitude totale du signal atteint la gamme d'entrée maximale de l'amplificateur.

Les paramètres physiologiques extraits pour le volume sanguin pulsé se situent en Annexe A : Tableaux des paramètres extraits des signaux physiologiques. Ils sont présentés pour chaque sujet et chacune des séquences audio jouées.

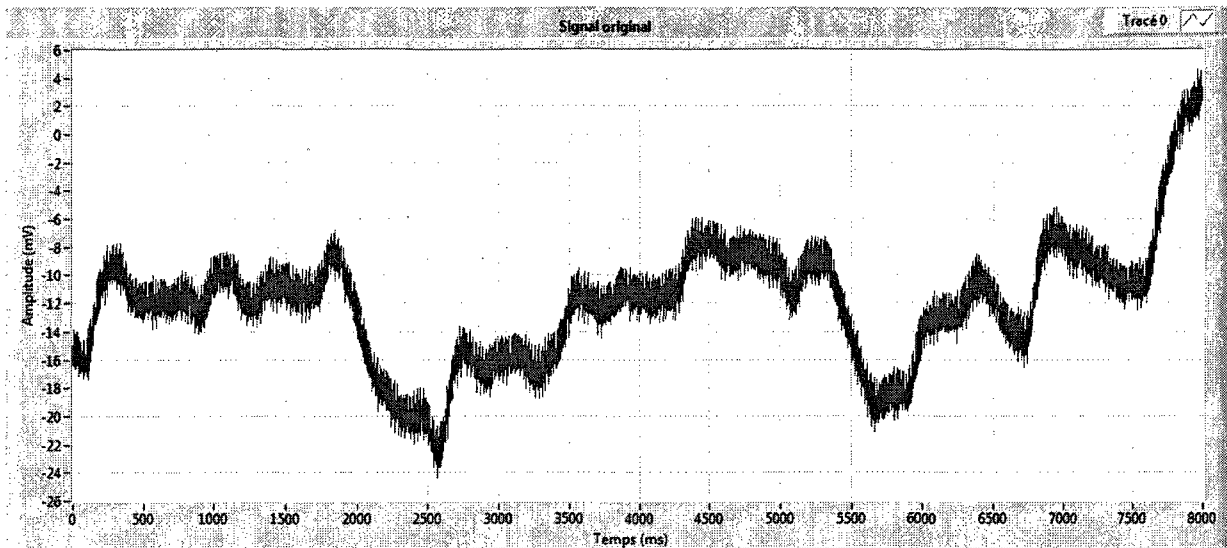


Figure 4.4 : Signal de volume sanguin pulsé de mauvaise qualité

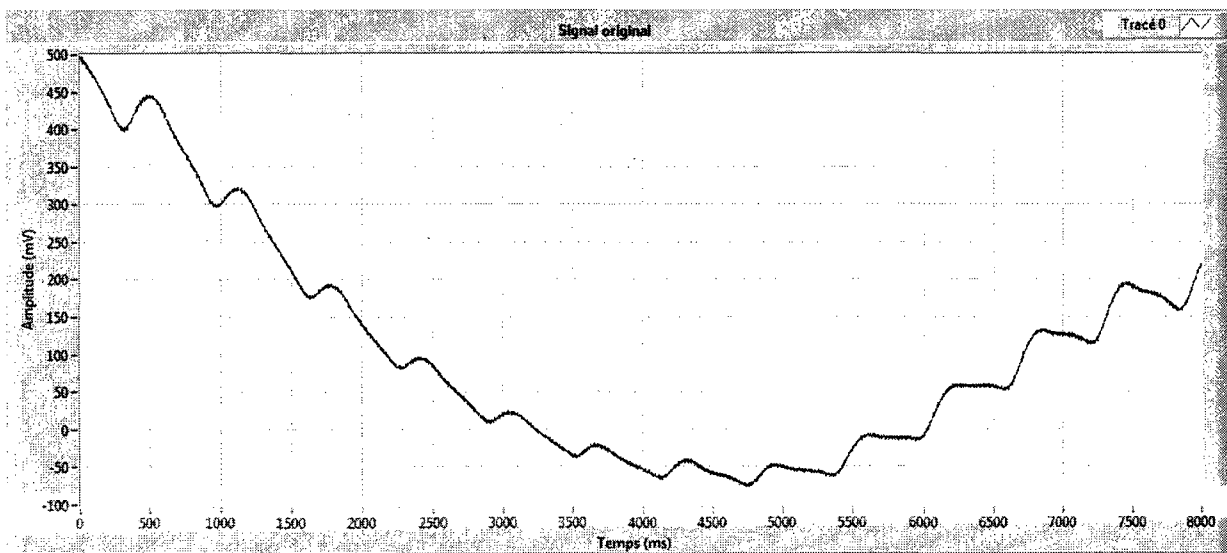


Figure 4.5 : Signal de volume sanguin pulsé avec dérive de l'amplificateur

### 4.2.3. Électromyogramme

Le signal d'électromyogramme est difficile à interpréter visuellement. Temporellement parlant, il ne présente pas de tendances particulières liées à la qualité audio. Fréquemment parlant, les muscles s'activent souvent aux mêmes fréquences, quel que soit le sujet concerné. En effet, il existe un pic important pour tous les multiples de fréquences de

45Hz environ. Leur amplitude varie très largement selon les séquences audio entendues par le sujet, sans qu'il y ait de corrélation visible.

Enfin, les muscles faciaux du sujet 1 semblent être moins réactifs en fin de test. Pour les 2 dernières des 6 séquences audio jouées lors du test, les pics d'activité en hautes fréquences sont beaucoup plus difficilement détectables que normalement. Ce phénomène est très probablement dû à une fatigue musculaire, qui n'a pas été observée pour l'autre sujet.

Les paramètres physiologiques extraits pour l'électromyogramme se situent en Annexe A : Tableaux des paramètres extraits des signaux physiologiques. Ils sont présentés pour chaque sujet et chacune des séquences audio jouées.

#### **4.2.4. Électroencéphalogramme**

Lors de l'analyse des signaux d'électroencéphalogramme, on note que pour les 2 canaux de mesure, il y a une très grande sensibilité aux artefacts, surtout pour l'onde cérébrale delta. En effet, comme le montre la Figure 4.6, sur cet enregistrement, l'amplificateur a dérivé légèrement (à cause de mouvements effectués pendant la pause) et cela entraîne une grande erreur sur les ondes cérébrales extraites.

Concernant les tendances visuellement observables sur les signaux, il n'y a rien de particulier à observer sur le signal de l'électrode temporale gauche. En revanche, le signal d'électroencéphalogramme préfrontal semble montrer une tendance à l'augmentation de l'énergie du signal lorsque la qualité audio augmente. Cependant, ceci se vérifie pratiquement toujours pour les conditions de qualité 10dB, 20dB et 40dB de rapport signal sur bruit. La qualité « original » ne suit en revanche pas cette tendance puisque l'énergie des ondes cérébrales diminue pour ces séquences. L'analyse des paramètres extraits permettra d'en dire plus sur les informations que peuvent fournir ces signaux.

Les paramètres physiologiques extraits pour l'électroencéphalogramme se situent en Annexe A : Tableaux des paramètres extraits des signaux physiologiques. Ils sont présentés pour chaque sujet et chacune des séquences audio jouées.

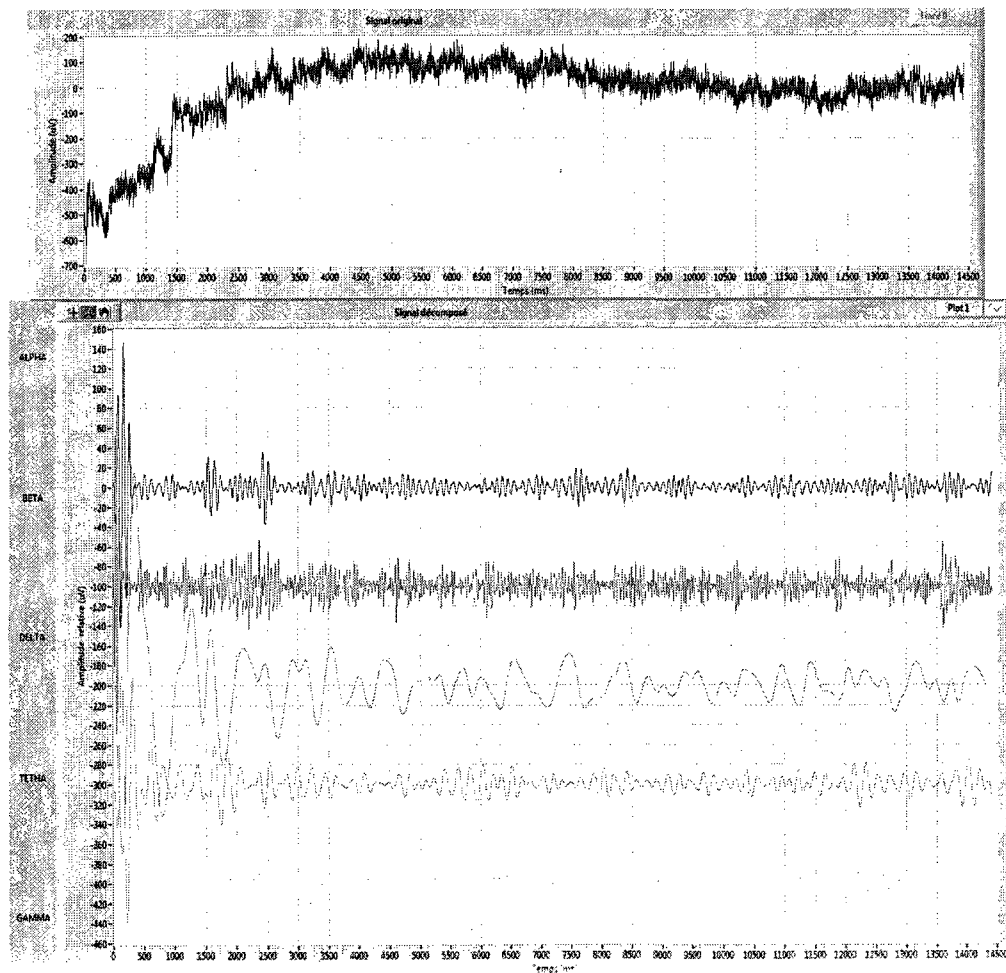


Figure 4.6 : Décomposition d'un signal d'électroencéphalogramme corrompu par une dérive de l'amplificateur de mesure

À la suite de ces analyses, on remarque qu'aucun des signaux bruts ne permet de dire visuellement qu'il y a une corrélation avec la qualité audio perçue par l'auditeur. C'est donc l'analyse des paramètres physiologiques extraits qui va permettre de formuler des hypothèses sur la faisabilité d'une telle méthode d'évaluation des codecs audio. Il faut également noter que le système de mesures physiologiques et d'analyse fait encore face à des imperfections qui induisent une erreur dans les paramètres physiologiques extraits. On peut donc s'attendre à ce que les écarts-types des paramètres moyennés pour les différentes répétitions de séquences audio soient grands, du fait que le nombre de sujets et le nombre de séquences audio jouées sont trop faibles pour compenser statistiquement ce genre d'erreur.

### **4.3. Analyse des paramètres physiologiques**

#### **4.3.1. Analyse des moyennes**

Pour chacun des 57 paramètres physiologiques extraits des 5 voies de mesure, la moyenne ainsi que l'écart-type des valeurs ont été calculés et mis en relation avec le rapport signal sur bruit de la séquence audio correspondante qui caractérise donc une dégradation de qualité audio. On rappelle que ces valeurs de rapport signal sur bruit sont :

- 10 dB pour une dégradation très gênante
- 20 dB pour une dégradation gênante
- 40 dB pour une dégradation perceptible
- Original (pas de dégradation). La valeur 100dB sera utilisée sur les graphiques pour cette condition

Pour chaque sujet, les données de chacun des paramètres physiologiques ont été moyennées pour :

- Toutes les séquences audio (TOUS)
- Les séquences de parole (PAR)
- Les séquences de musique (MUS)
- Les séquences de parole sur musique (PAR/MUS)
- Séquence Arirang\_Speech (SEQ1) *Parole*
- Séquence Harry\_Potter (SEQ2) *Parole sur musique*
- Séquence Music\_1 (SEQ3) *musique*

- Séquence Music\_3 (SEQ4) *musique*
- Séquence SpeechOverMusic\_1 (SEQ5) *parole sur musique*
- Séquence tel\_mg54\_speech (SEQ6) *parole*

Tous les signaux physiologiques ont été pris en compte pour l'analyse, même ceux qui présentaient de forts niveaux de bruit. Il s'agit en effet d'observer l'existence d'éventuelles corrélations, sans discrimination sur la qualité des signaux physiologiques, en vertu d'un protocole de test validé.

Les valeurs ont également été moyennées pour tous les agencements de séquences cités ci-dessus, mais en prenant les paramètres physiologiques des 2 sujets en même temps.

Les résultats sont synthétisés dans le Tableau 4.1. Le chiffre « 1 » apparaît dans une case à chaque fois qu'une corrélation a été déterminée par l'algorithme défini à la section 3.9.2 du présent travail. Puis, pour chaque paramètre physiologique, les statistiques suivantes sont calculées :

- Pourcentage de corrélation pour le **Total des séquences** =  

$$\frac{\text{nombre de séquences avec corrélation pour Sujet 1} + \text{nombre de séquences avec corrélation pour Sujet 2}}{12}$$
- Pourcentage de corrélation pour les **Séquences Sujet 1** =  

$$\frac{\text{nombre de séquences avec corrélation pour Sujet 1}}{6}$$
- Pourcentage de corrélation pour les **Séquences Sujet 2** =  

$$\frac{\text{nombre de séquences avec corrélation pour Sujet 2}}{6}$$
- Pourcentage de corrélation pour **Tous les sujets** =  

$$\frac{\text{nombre de séquences avec corrélation pour Sujet 1 et 2}}{6}$$

Tous les signaux sont répertoriés dans le tableau :

- Conductance électrodermale (GSR)
- Volume sanguin pulsé (PPG)
- Électromyogramme (EMG)

- Électroencéphalogramme préfrontal gauche (EEG\_G)
- Électroencéphalogramme temporal gauche (EEG\_D)

Les paramètres physiologiques pour lesquels il y a une corrélation significative (plus de 50% des séquences pour lesquelles il y a une corrélation avec les données physiologiques des deux sujets) sont :

- **Conductance électrodermale – Gradient du niveau de base** : Il a été vu que le Sujet 1 ne présentait pratiquement aucune réaction pour ce signal. Cependant, pour le Sujet 2, une corrélation entre dégradation audio et ce paramètre physiologique a pu être mise en évidence pour :
  - o Les séquences 3, 4 et 6, soit un taux de 50% des séquences
  - o Les séquences de musique prises ensemble
  - o Toutes les séquences prises ensemble

Alors que les données du sujet 1 ne semblent pas significatives, elles permettent toutefois d'établir encore plus de corrélations en les analysant avec celles du sujet 2, notamment pour :

- o La séquence 2, ce qui donne à présent un taux de corrélation de 67% des séquences en analysant ensemble les données des deux sujets
- o Les séquences de parole sur musique

On note donc une pertinence de ce paramètre physiologique, essentiellement pour les séquences de musique.

Voici comment se caractérise la corrélation déterminée pour ce paramètre avec les données physiologiques des 2 sujets prises pour toutes les séquences audio (Figure 4.7) et celles prises pour le Sujet 2 sur les séquences de musique uniquement (Figure 4.8) :



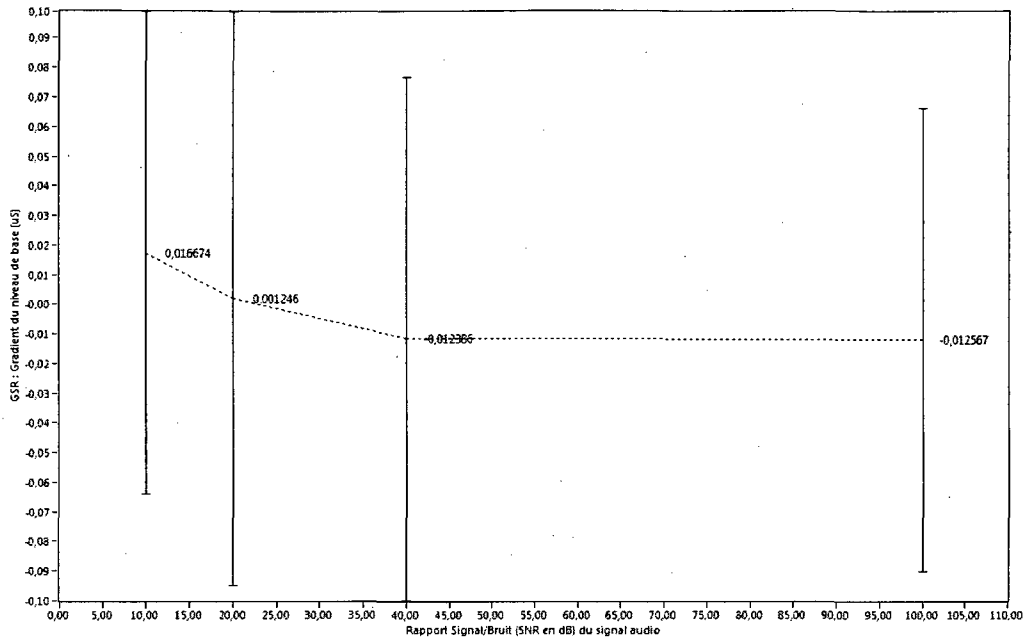


Figure 4.7 : Corrélation existant entre le gradient du niveau de base de conductance électrodermale et la dégradation de qualité audio

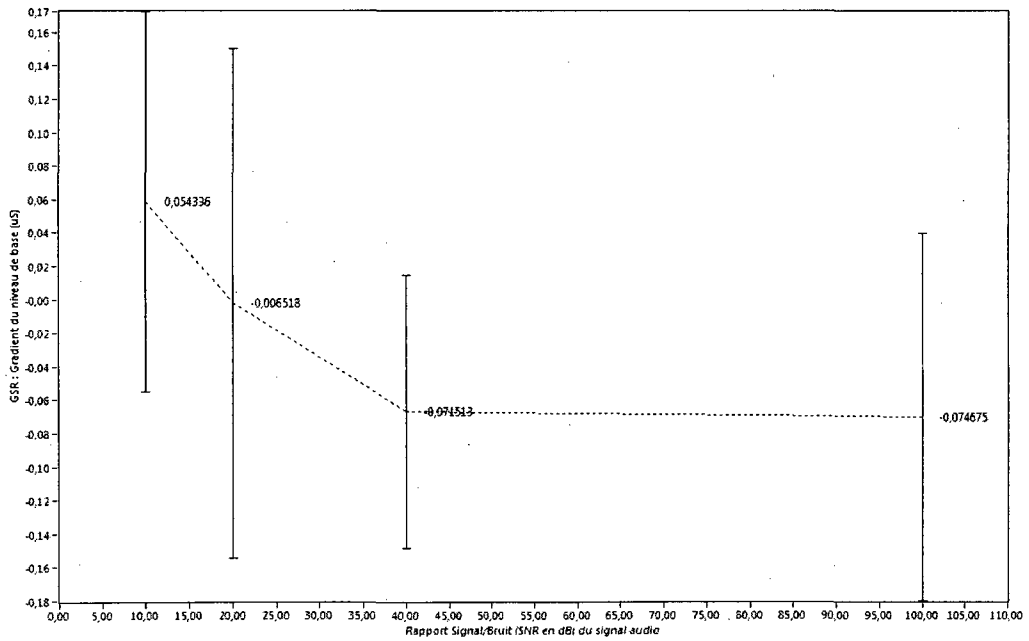


Figure 4.8 : Corrélation existant entre le gradient du niveau de base de la conductance électrodermale et la dégradation de qualité audio pour les séquences de musique du Sujet 2

Tableau 4.1 : Synthèse des corrélations pour l'analyse des moyennes des paramètres physiologiques

	MOYENNES DU SUJET 1												MOYENNES DU SUJET 2												MOYENNES DE TOUS LES SUJETS												Pourcentages de séquences audio où il y a corrélation			
	To us	PA R	PA R	SE Q1	SE Q2	SE Q3	SE Q4	SE Q5	SE Q6	To us	PA R	PA R	SE Q1	SE Q2	SE Q3	SE Q4	SE Q5	SE Q6	To us	PA R	PA R	SE Q1	SE Q2	SE Q3	SE Q4	SE Q5	SE Q6	Total séquences	Séquences Sujet 1	Séquences Sujet 2	To us les sujets									
Nombre de réactions																											17%	0%	33%	17%										
Gradient du niveau de base (uS)									1																		25%	0%	50%	67%										
Degré de positivité (%)									1																		8%	0%	17%	17%										
Valeur moyenne du signal (uS)	1																										8%	0%	17%	17%										
Écart-type du signal (uS)									1																		17%	0%	33%	33%										
Temps de réponse (ms)																											25%	0%	50%	17%										
Moyenne des temps de demi-recouvrement (ms)																											8%	0%	17%	33%										
Écart-type des temps de demi-recouvrement (ms)									1																		17%	0%	33%	33%										
Moyenne des temps de montée (ms)																											25%	0%	50%	17%										
Écart-type des temps de montée (ms)																											0%	0%	0%	0%										
Fréquence cardiaque moyenne (bpm)																											58%	50%	67%	50%										
Écart-type de la fréquence cardiaque (bpm)																											17%	0%	33%	17%										
Amplitude moyenne des battements (mV)																											17%	17%	17%	17%										
Écart-type de l'amplitude des battements (mV)																											17%	17%	17%	17%										
Activité cumulée (uV²/s)																											17%	33%	0%	33%										
Moyenne des iEMGs (uV²)																											17%	33%	0%	17%										
Écart-type des iEMGs (uV²)																											17%	17%	17%	0%										
Fréquence fondamentale (Hz)																											25%	17%	33%	33%										
1er harmonique																											17%	0%	33%	17%										
2ème harmonique																											8%	0%	17%	17%										
3ème harmonique																											33%	17%	50%	50%										

Amplitude du 1er harmonique																								0%	0%	0%	0%					
Amplitude du 2ème harmonique				1								1												1				33%	17%	50%	33%	
Amplitude du 3ème harmonique													1															8%	0%	17%	17%	
Fréquence moyenne de la fatigue musculaire (Hz)	1														1													8%	0%	17%	17%	
Écart-type de la fatigue musculaire (Hz)	1			1											1													17%	17%	17%	17%	
Progression de la fatigue musculaire (Hz)	1															1												0%	0%	0%	0%	
ALPHA : Puissance moyenne (µV²)										1																			17%	0%	33%	0%
ALPHA : Écart-type de la puissance (µV²)										1																			25%	17%	33%	0%
ALPHA : Fréquence dominante (Hz)						1																							8%	17%	0%	0%
BETA : Puissance moyenne (µV²)	1	1																										17%	17%	17%	17%	
BETA : Écart-type de la puissance (µV²)	1															1												17%	17%	17%	17%	
BETA : Fréquence dominante (Hz)																													0%	0%	0%	0%
DELTA : Puissance moyenne (µV²)															1													17%	17%	17%	17%	
DELTA : Écart-type de la puissance (µV²)																												17%	17%	17%	17%	
DELTA : Fréquence dominante (Hz)	1																												8%	0%	17%	0%
TETHA : Puissance moyenne (µV²)																												17%	0%	33%	0%	
TETHA : Écart-type de la puissance (µV²)																													17%	0%	33%	0%
TETHA : Fréquence dominante (Hz)	1	1																										17%	33%	0%	0%	
GAMMA : Puissance moyenne (µV²)																												50%	50%	50%	50%	
GAMMA : Écart-type de la puissance (µV²)	1																											42%	33%	50%	50%	
GAMMA : Fréquence dominante (Hz)															1													8%	17%	0%	0%	
ALPHA : Puissance moyenne (µV²)																												33%	33%	33%	33%	
ALPHA : Écart-type de la puissance (µV²)																												25%	33%	17%	17%	
ALPHA : Fréquence dominante (Hz)																												17%	17%	17%	0%	
BETA : Puissance moyenne (µV²)																												25%	33%	17%	33%	
BETA : Écart-type de la puissance (µV²)	1	1																										8%	17%	0%	17%	



La valeur du gradient du niveau de base a en effet numériquement tendance à diminuer lorsque la qualité audio perçue augmente. La condition originale présente quant à elle une valeur pratiquement identique à la condition 40dB ce qui est en accord avec le fait qu'elle présente une dégradation tout juste perceptible. Cette tendance est encore plus marquée lorsqu'on regarde ce paramètre physiologique pour les séquences de musique du Sujet 2 uniquement. Il faut cependant noter que l'erreur sur ces valeurs est tellement grande qu'on ne peut parler ici d'une corrélation statistiquement démontrée, mais seulement numériquement.

- **Volume sanguin pulsé – Fréquence cardiaque moyenne** : Une corrélation entre dégradation audio et ce paramètre physiologique a pu être mise en évidence pour :
  - o Les séquences 1, 3 et 5 ainsi que les séquences de parole sur musique mises ensemble pour le Sujet 1, soit un taux de corrélation de 50% des séquences
  - o Les séquences 1, 3, 5 et 6 ainsi que les séquences de parole sur musique mises ensemble pour le Sujet 2, soit un taux de corrélation de 67% des séquences
  - o Le taux de corrélation pour toutes les séquences jouées aux deux sujets est donc de 58%
  - o Les séquences 1, 3 et 5 ainsi que les séquences de parole sur musique mises ensemble pour les Sujets 1 et 2, soit un taux de corrélation de 50% des séquences

Voici comment se caractérise la corrélation déterminée pour ce paramètre avec les données physiologiques des 2 sujets prises pour toutes les séquences de parole sur musique (Figure 4.9) :

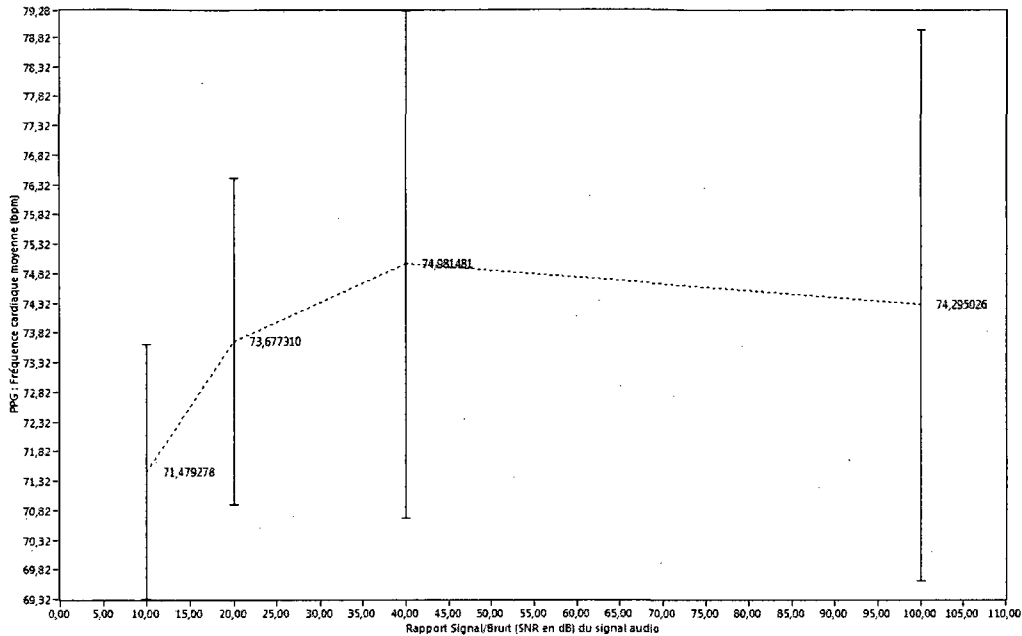


Figure 4.9 : Corrélation existant entre la fréquence cardiaque moyenne et la dégradation de qualité audio pour les séquences de parole sur musique des 2 sujets

Le rythme cardiaque moyen des sujets pendant l'écoute d'une séquence a numériquement tendance à augmenter lorsque la qualité audio perçue augmente. La condition originale présente quant à elle une valeur pratiquement identique à la condition 40dB, ce qui est en accord avec le fait qu'elle présente une dégradation tout juste perceptible. Les tracés d'erreur permettraient de tracer une courbe avec une tendance totalement inverse, ce qui ne permet toujours pas de validation statistique de la tendance, mais, numériquement parlant, les valeurs moyennes présentent tout de même un signe encourageant de corrélation.

- **Électromyogramme** : Il n'y a pas de corrélation réellement significative à la vue de ces résultats. Les données physiologiques du Sujet 1 pour ce signal sont encore une fois moins corrélées que celles du Sujet 2. Cependant, les données du **Sujet 2** affichent néanmoins des tendances intéressantes mais difficilement interprétables :
  - o La fréquence d'activation musculaire du 3<sup>ème</sup> pic le plus important (appelé 3<sup>ème</sup> harmonique) est reliée à la qualité audio pour 50% des séquences audio. En

observant les données un peu plus précisément, il est à noter que plus la qualité audio augmente, plus le 3<sup>ème</sup> pic le plus important s'active à une fréquence basse (la valeur du numéro de l'harmonique diminue) (Figure 4.10). Cette tendance apparaît pour toutes les séquences audio à éventuellement une exception près de condition de qualité par séquence. Ceci est difficilement interprétable car intuitivement il est difficile de concevoir que la 3<sup>ème</sup> fréquence la plus active puisse avoir une telle importance par rapport à LA fréquence la plus active par exemple. Il faut aussi préciser que la nature même de ce paramètre (numéro d'un harmonique par opposition à la valeur en fréquence correspondante par exemple) lorsqu'il est moyenné est sujet à une grande imprécision dans le cas où les valeurs ne sont pas homogènes entre les différentes répétitions d'une même condition de qualité audio, tel que c'est le cas ici. Encore une fois, l'écart-type sur les valeurs de moyenne pour ce paramètre ne permet pas de valider cette hypothèse statistiquement.

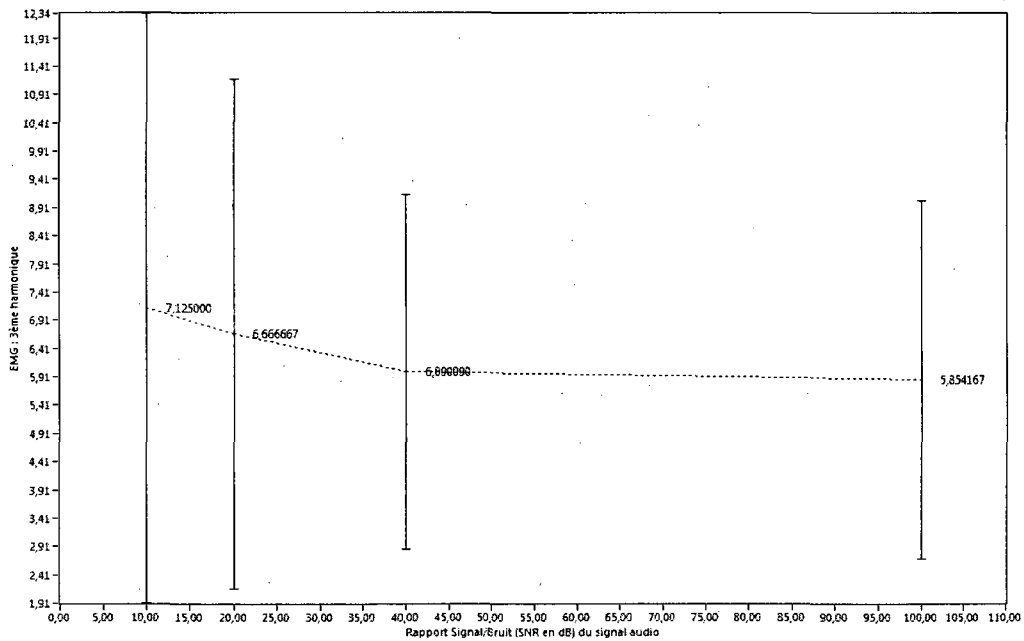
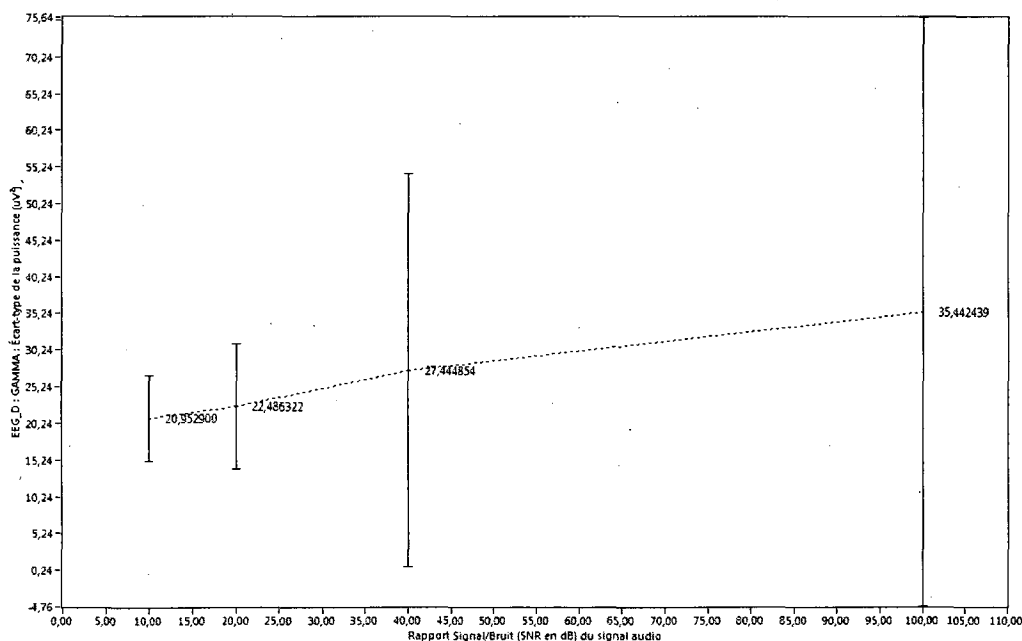


Figure 4.10 : Corrélation entre la 3<sup>ème</sup> fréquence la plus active du signal d'électromyogramme et la dégradation de qualité audio

- **Électroencéphalogramme temporal gauche – Écart-type de la puissance de l'onde Gamma** : Il existe une corrélation entre la qualité audio et ce paramètre pour **58% des séquences** jouées durant l'ensemble des tests (6 séquences pour le Sujet 1, 6 séquences pour le Sujet 2, soit 12 séquences au total. Cependant, la tendance de variation de ce paramètre en fonction de la qualité audio est inversée pour les deux sujets :

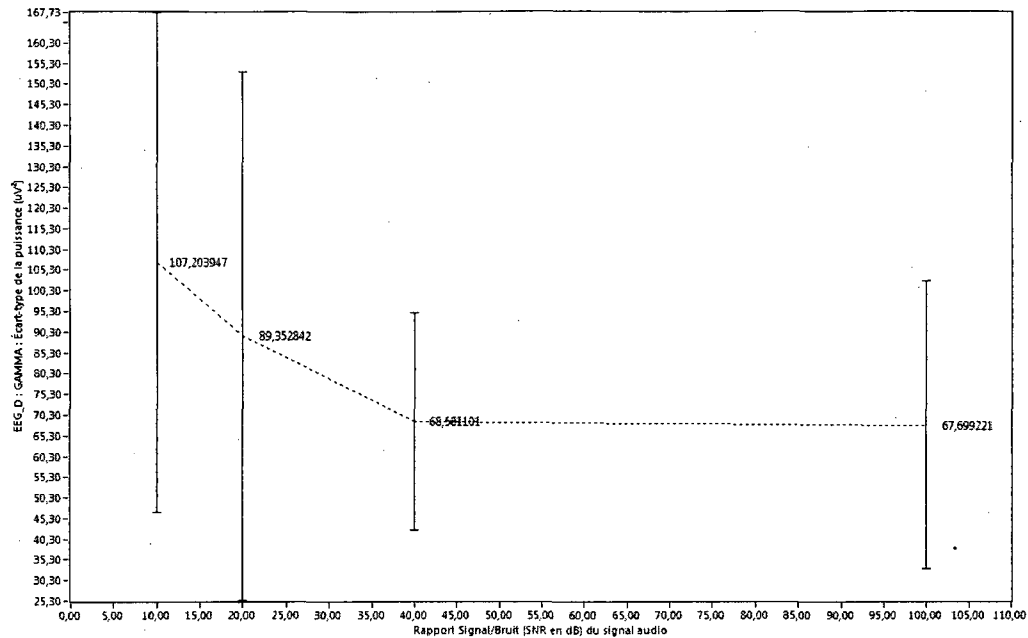
- Pour le Sujet 1, la dispersion de la puissance de l'Onde Gamma augmente lorsque la qualité audio augmente, et ce pour 67% des séquences audio qu'il a entendues.
- Pour le Sujet 2, la dispersion de la puissance de l'Onde Gamma diminue lorsque la qualité audio augmente, et ce pour 50% des séquences audio qu'il a entendues.

Cette corrélation se vérifie principalement pour les signaux de parole sur musique pour lesquels la tendance d'évolution de ce paramètre en fonction de la qualité audio est tracée sur la Figure 4.11 et la Figure 4.12.



**Figure 4.11 : Corrélation entre la dispersion de la puissance de l'onde Gamma (électroencéphalogramme temporal gauche) et la qualité audio pour les séquences audio parole sur musique du Sujet 1**





**Figure 4.12 : Corrélation entre la dispersion de la puissance de l'onde Gamma (électroencéphalogramme temporal gauche) et la qualité audio pour les séquences audio parole sur musique du Sujet 2**

L'analyse des paramètres physiologiques sur leurs valeurs moyennées a permis de mettre en évidence des tendances d'évolution corrélées à la qualité audio perçue pour quelques paramètres de chacun des signaux observés. En effet, pour certains paramètres, une corrélation peut être mise en évidence pour **67%** des séquences audio (en utilisant les données physiologiques des 2 sujets pour chacune des 6 séquences audio), ou encore pour **58%** de l'ensemble des 12 séquences audio entendues par les 2 sujets. Le taux de corrélation peut également atteindre jusqu'à **67%** des séquences audio entendues par un même sujet.

Par ailleurs, le Tableau 4.1 donne aussi des informations sur la pertinence des paramètres physiologiques selon le type de séquence audio entendue. Les pourcentages sont donnés dans le tableau suivant :

**Tableau 4.2 : Pourcentages de paramètres physiologiques permettant d'établir une corrélation avec la qualité audio, selon le type de séquence et le sujet**

	Données du Sujet 1	Données du Sujet 2	Données des 2 sujets
Toutes les séquences	12%	35%	28%
Séquences de parole	9%	39%	25%
Séquences de musique	19%	21%	9%
Séquences de parole sur musique	11%	20%	28%
Meilleure séquence	18% (SEQ 3 et 4)	39% (SEQ 6)	25% (SEQ 1 et 6)

Ceci montre que ce genre de méthode d'évaluation des codecs audio semble plus pertinent pour les signaux de parole que pour ceux de musique. Cela montre également que cette méthode peut ne pas être performante pour tous les auditeurs.

Cependant, il faut préciser que l'imprécision de certains traitements appliqués aux signaux mesurés ajoutée au faible nombre de sujets testés et au peu de répétitions de chaque séquence peut amener une grande dispersion dans les valeurs des paramètres extraits. L'analyse des moyennes permet d'émettre des hypothèses quant à l'existence de corrélations d'un point de vue numérique, mais il faudrait plus de données pour valider statistiquement ces hypothèses.

Toutefois, il est extrêmement intéressant de voir comment un système avancé tel qu'un réseau de neurones est capable de classer les séquences audio par qualité à l'aide des paramètres physiologiques.

#### **4.3.2. Classification à l'aide du réseau de neurones**

La classification des séquences audio par condition de qualité est effectuée pour :

- chaque sujet indépendamment
- les 2 sujets en commun.

Pour chacune des analyses, le pourcentage de bonnes classifications est regardé pour :

- Toutes les séquences avec tous les paramètres physiologiques
- Toutes les séquences avec le meilleur paramètre de chaque signal physiologique (si taux de corrélation supérieur à 50% pour ce paramètre)
- Les 2 meilleures séquences avec tous les paramètres physiologiques
- Les deux meilleures séquences avec le meilleur paramètre de chaque signal physiologique (si taux de corrélation supérieur à 50% pour ce paramètre)

Les résultats sont présentés dans le Tableau 4.3

Tableau 4.3 : Pourcentages de bonne classification de qualité audio avec un réseau de neurones

		Sujet 1				Sujet 2				Les 2 sujets			
		10dB	20dB	40dB	Orig.	10dB	20dB	40dB	Orig.	10dB	20dB	40dB	Orig.
Toutes les séquences	Tous les paramètres	17%	0%	83%	17%	33%	17%	33%	17%	25%	25%	8%	8%
	Meilleurs paramètres	17%	5%	28%	5%	33%	0%	17%	17%	17%	0%	17%	8%
Meilleure séquence ( Tableau 4.2)	Tous les paramètres	0%	50%	50%	50%	<b>100%</b>	0%	50%	50%	50%	0%	25%	50%
	Meilleurs paramètres	0%	<b>100%</b>	0%	50%	50%	50%	<b>100%</b>	0%	50%	0%	50%	25%

Avec les données en notre possession, le réseau de neurones n'est pas capable d'effectuer une bonne classification de la qualité audio pour toutes les conditions présentes. Cependant, le pourcentage de bonne classification peut tout de même atteindre la perfection pour certaines conditions de qualité en utilisant les meilleures séquences audio et les meilleurs paramètres physiologiques. Ceci laisse penser que les performances du système pourraient encore être bien améliorées.

## 5. CONCLUSION

Le présent mémoire a permis de mettre en évidence l'existence de corrélations numériques entre la perception de qualité audio d'un individu et certains de ses paramètres physiologiques. En effet, parmi les quatre signaux physiologiques étudiés que sont la conductance électrodermale, le volume sanguin pulsé, l'électromyogramme et l'électroencéphalogramme, il est à noter que trois d'entre eux semblent être pertinents pour l'évaluation subjective de la qualité audio. Il s'agit de la conductance électrodermale, du volume sanguin pulsé et de l'électroencéphalogramme.

Concernant la conductance électrodermale, lors de l'écoute d'une séquence audio, son niveau de base a tendance à augmenter lorsque la qualité audio est mauvaise, et à diminuer ou rester stable lorsque la qualité audio est bonne. Ceci se vérifie pour 50% des séquences du Sujet 2 dont deux tiers sont des séquences de musique et 67% des séquences en prenant également les données du Sujet 1.

Le volume sanguin pulsé quant à lui montre que la fréquence cardiaque des sujets semble être plus basse lors de l'écoute de signaux de faible qualité audio. Ce phénomène apparaît en effet chez les deux sujets respectivement pour 50% et 67% des séquences audio avec une dominance pour les signaux de parole sur musique.

Enfin, la variabilité de la puissance de l'onde Gamma de la région temporale gauche du cerveau présente une tendance corrélée avec la perception de qualité audio pour 67% des séquences du Sujet 1 et 50% des séquences du Sujet 2. Cependant, alors que la variabilité de la puissance de cette onde est plus faible pour les signaux de basse qualité chez le Sujet 1, elle est au contraire plus forte pour les signaux de basse qualité chez le Sujet 2.

Tout ceci montre bien que chaque être est différent dans sa façon de réagir à l'environnement et qu'on ne peut apparemment pas faire de généralisations pour tous les sujets. Il est cependant pensable que certains profils puissent être mis en évidence pour des groupes de sujets, mais il faudrait réaliser des expériences sur un nombre beaucoup plus important d'auditeurs pour valider cela. Aussi, les tests effectués sur deux sujets seulement révèlent qu'en analysant les

données physiologiques correspondant à toutes les séquences audio, seulement 12% des paramètres physiologiques permettent de montrer une corrélation avec la qualité audio pour le Sujet 1, contre 35% pour le Sujet 2. Il est donc possible également qu'une telle méthode d'évaluation des codecs audio ne fonctionne carrément pas pour certains auditeurs.

Le faible échantillon de population pour lequel le test a été réalisé ne permet pas réellement de dire si la méthode est plus efficace pour un certain type de signaux audio qu'un autre. Pour le Sujet 1, il y a plus de paramètres qui mettent en évidence une corrélation pour les signaux de musique, mais pour le Sujet 2 il s'agit en revanche des signaux de parole.

Il est à noter que toutes ces conclusions doivent être prises avec précaution car même si des tendances numériques sur des valeurs moyennées sont clairement observables, il n'en reste pas moins que la dispersion des valeurs qui ont servi au calcul des moyennes est telle que les tendances pourraient être totalement inversées qu'elles seraient encore contenues à l'intérieur de l'écart-type. Trois problèmes majeurs de l'expérience peuvent expliquer cela :

**Premièrement** le nombre de sujets testés ainsi que le nombre de répétitions de chaque condition de qualité audio est trop faible pour que les écarts de valeurs puissent se fondre dans une masse statistique de données. Il faudrait peut-être préférer plus de répétitions d'une même condition de qualité plutôt qu'un grand nombre de séquence audio différentes.

**Deuxièmement**, les traitements mis en œuvre pour extraire les paramètres physiologiques des signaux pourraient être plus perfectionnés afin de réduire certaines erreurs. En effet, le signal de conductance électrodermale semble très prometteur et porteur de beaucoup de sens lorsqu'il est observé, même brut. La littérature dit également que ce genre de signaux est un des plus pertinents pour détecter des changements comportementaux ou des états émotionnels. Or il a été montré que les paramètres de ce signal devaient être interprétés avec prudence notamment à cause de la superposition des réponses dans le signal.

**Troisièmement** et pour terminer, en observant le détail des valeurs de certains paramètres physiologiques, il est à remarquer que l'analyse semi-automatisée a parfois été mise en défaut

par la qualité de certains signaux (présence de bruit ou dérive d'amplificateur) donnant ainsi des valeurs totalement incohérentes. Lorsque seulement 4 répétitions sont disponibles pour calculer une moyenne statistique, ce genre d'erreur entraîne également un grand écart-type sur la moyenne.

Alors qu'un réseau de neurones permet d'obtenir parfois 100% de bonnes classifications pour une condition de qualité audio en utilisant les meilleurs paramètres physiologiques sur les meilleures séquences, un travail sur les deux problèmes énoncés précédemment laisse entrevoir la possibilité d'étendre ce genre de performance à toutes les conditions de qualité d'une séquence. Des travaux futurs sont donc à envisager si l'on souhaite encore avancer dans ce domaine.

Pour l'heure, le présent mémoire apporte une contribution significative dans l'investigation des corrélations entre physiologie humaine et perception de qualité audio. Celle-ci réside principalement dans l'étude approfondie de la littérature dans le domaine de la psychophysiologie qui a permis de déterminer que les mesures physiologiques sont une façon pertinente de mesurer un ressenti, et quels signaux exactement sont le plus adaptés pour cela. L'autre contribution majeure de ce travail est le développement d'un banc de test modulaire qui permet la réalisation d'une grande variété d'expériences mettant en œuvre la mesure des réactions physiologiques en parallèle avec l'écoute de signaux audio. L'architecture développée permet en effet d'adapter un grand nombre de conditions expérimentales en garantissant un très bon niveau de fiabilité pour l'acquisition et l'enregistrement des données. Le protocole de test mis en place est également à prendre comme une contribution majeure de ce projet. Il aura permis d'atteindre les objectifs et aucune des observations relevées par les sujets testés sujet n'aura permis de le remettre en cause. On peut cependant noter que la vidéo du sujet n'est pas absolument nécessaire et que les signaux eux-mêmes peuvent suffire à détecter les artéfacts de mouvement. Enfin, le travail effectué sur les données physiologiques montre des corrélations avec la perception de qualité audio et pointe les paramètres physiologiques qui semblent être les plus pertinents pour cette application. Ces conclusions

sont certes tirées d'un cadre d'expérience ou il y a beaucoup d'erreurs dont il faut tenir compte, mais les résultats permettent toutefois d'appuyer la pertinence de réaliser des travaux futurs dans ce domaine.

Il y a en effet une grande place à l'amélioration dans ce domaine, pour lequel ce mémoire ne fait qu'en pousser les portes. Les signaux doivent pouvoir bénéficier d'une analyse plus poussée afin d'en extraire des paramètres plus pertinents. Il s'agit notamment de mettre en place le traitement permettant de séparer de manière distincte les réactions électrodermales. Le signal d'électromyogramme quant à lui devrait être étudié à part et plus dans sa globalité. Une expérience simple intégrant par exemple deux conditions de qualité bien différentes et une dizaine de sujets, combinée à une grande variété d'algorithmes d'extraction de paramètres permettrait de déterminer si ce signal présente réellement un intérêt.

Le fait que les sujets rapportent un inconfort concernant le *cap* d'électrodes d'électroencéphalogramme amène à penser qu'un système d'électrodes positionnables de façon unique serait souhaitable. Cela entraînerait certes une légère augmentation de la durée d'installation du sujet, mais celui-ci ne serait alors plus incommodé par la tension du bonnet.

Une autre amélioration permettrait de réduire significativement certaines erreurs présentes dans les signaux. En effet, une sécurité devrait être mise en place dans le système d'acquisition afin de ne pas permettre au sujet de lire une séquence audio tant que la qualité des signaux n'est pas suffisamment bonne. Cela concerne plus particulièrement les amplificateurs qui peuvent dériver lors de grands mouvements, ou les réactions physiologiques qui sont en cours lorsque le sujet appuie sur la commande de lecture. Ainsi le risque d'obtenir des signaux inexploitable ou faussés sera grandement écarté. De la même manière, il serait judicieux de faire une discrimination entre les signaux exploitables et ceux qui présentent un trop grand risque de faire échouer les algorithmes d'extraction de paramètres.

Cependant, la modification majeure qui doit être apportée au protocole de test consiste à permettre la validation statistique des résultats. Cela doit nécessiter plus de 4 répétitions pour chaque condition de qualité à observer. La durée du test étant visiblement adaptée et

confortable, le nombre de 6 séquences pourrait facilement être réduit par 2 pour permettre l'augmentation du nombre de répétitions et donc la validation de la répétabilité des résultats, tout en masquant les erreurs qui peuvent apparaître occasionnellement.

Enfin, il faut noter deux aspects qui n'ont pas du tout été traités dans ce projet de recherche, et qui mériteraient également que l'on s'y intéresse. Premièrement, il s'agirait d'observer l'intensité des réactions physiologiques au cours du temps afin de voir si un phénomène d'habituation est observable. Si c'était le cas cela pourrait compromettre le protocole expérimental qui se base sur le test de plusieurs répétitions d'un même signal audio. Deuxièmement, la littérature montre clairement que les réactions physiologiques sont pertinentes pour détecter des états comportementaux et émotionnels. Il est possible que de bien meilleurs résultats soient observés en cherchant à susciter chez l'auditeur une émotion liée à la perception de la qualité audio. Par exemple, en utilisant des séquences audio bien connues de l'auditeur, et qui lui sont même plaisantes ou très plaisantes à l'écoute. Il est pensable que si la qualité de cette séquence, que l'auditeur apprécie, est dégradée, un sentiment de frustration va naître en lui. La qualité audio perçue pourrait alors être mesurée grâce à l'intensité du sentiment de frustration, mesuré à l'aide des signaux physiologiques. Ceci rejoint les travaux de [Wilson et Angela Sasse, 2004] qui utilise la mesure du stress pour évaluer la qualité d'une conférence multimédia.



## 6. RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

Alexander, D. M., Trengove, C., Johnston, P., Cooper, T., August, J. P. et Gordon, E. (2005). Separating individual skin conductance responses in a short interstimulus-interval paradigm. *Journal of neuroscience methods*, volume 146, n° 1, p. 116-123.

Andreassi, J. L. (2006). *Psychophysiology: Human behavior and physiological response*. Lawrence Erlbaum Assoc Inc,

Beerends, J. G. et Stermerdink, J. A. (1992). A perceptual audio quality measure based on a psychoacoustic sound representation. *JOURNAL-AUDIO ENGINEERING SOCIETY*, volume 40, p. 963-963.

Bigand, E., Filipic, S. et Lalitte, P. (2005). The time course of emotional responses to music. *Annals of the New York Academy of Sciences*, volume 1060, p. 429-437.

Bonnet, A. (1990). La Musique et les sciences cognitives by Stephen McAdams ; Irne Delige. *Revue de Musicologie*, T. 76e, No. 2e, pp. 259-261,

Centre de recherches sur les communications Canada (2008). Codage source audio. Dans Anonyme , [http://www.crc.gc.ca/fr/html/aas/home/source\\_coding/source\\_coding](http://www.crc.gc.ca/fr/html/aas/home/source_coding/source_coding) (page consultée le ).

Colomes, C., Lever, M., Rault, J. B., Dehery, Y. F. et Faucon, G. (1995). A perceptual model applied to audio bit-rate reduction. *Journal of the Audio Engineering Society*, volume 43, n° 4, p. 233-240.

Dubuc, B. (2008). Le cerveau à tous les niveaux. Dans Université McGill, *Le cerveau à tous les niveaux*. <http://lecerveau.mcgill.ca> (page consultée le ).

Gordon, D. et Robertson, E. (2007). Electromyography : Processing. Dans Anonyme , <http://www.health.uottawa.ca/biomech/courses/apa4311/emg-p2.pps> (page consultée le ).

Healey, J. A. (2000). Wearable and automotive systems for affect recognition from physiology.

Healey, J. A. et Picard, R. W. (2005). Detecting stress during real-world driving tasks using physiological sensors. *IEEE Transactions on Intelligent Transportation Systems*, volume 6, n° 2, p. 156-166.

Herre, J., Eberlein, E., Schott, H. et Schmidmer, C. (1992). Analysis Tool for Real Time Measurements Using Perceptual Criteria. Dans Anonyme, *Procp*. 180-190.

Herrero, C. (2005). Subjective and objective assessment of sound quality: solutions and applications. Dans Anonyme, *CIARM conference*

Hevner, K. (1935). The affective character of the major and minor modes in music. *American Journal of Psychology*, volume 47, n° 1, p. 103–118.

Hevner, K. (1937). The affective value of pitch and tempo in music. *American Journal of Psychology*, volume 49, n° 4, p. 621-630.

Hönig, F., Batliner, A. et Nöth, E. (2007). Real-time recognition of the affective user state with physiological signals. *Proceedings of the Doctoral Consortium, Affective Computing and Intelligent Interaction*,

ITU World Telecommunication (2008). *Mobile cellular subscriptions*. ICT Indicators Database,

Recommendation ITU-R BS.1116: Method for subjective assessment of small impairments in audio systems including multichannel sound systems, (1997).

Recommendation ITU-R BS.1387 : Method for Objective Measurements of Perceived Audio Quality, (2001a).

Recommendation ITU-R BS.1534 : Method for subjective assessment of intermediate quality level of coding systems, (2001b).

Recommendation ITU-T P.800 : Methods for Subjective Determination of Transmission Quality (1996a).

Recommendation ITU-T P.810 : Modulated Noise Reference Unit (MNRU), (1996b).

Recommendation ITU-T P.862 : Perceptual evaluation of speech quality (PESQ): An objective method for end-to-end speech quality assessment of narrow-band telephone networks and speech codecs, (2001).

Kallinen, K. et Ravaja, N. (2004). The Role of Personality in Emotional Responses to Music: Verbal, Electrocardiac and Cardiovascular Measures. *Journal of New Music Research*, volume 33, n° 4, p. 399-409.

Kallinen, K. et Ravaja, N. (2007). Comparing speakers versus headphones in listening to news from a computer—individual differences and psychophysiological responses. *Computers in Human Behavior*, volume 23, n° 1, p. 303-317.

Khalfa, S., Peretz, I., Blondin, JP., Robert, M. (2002). . *Neuroscience letters*, volume 328, n° 2, p. 145-149.

Koelsch, S., Fritz, T., von Cramon, D. Y., Müller, K. et Friederici, A. D. (2006). Investigating emotion with music: an fMRI study. *Human brain mapping*, volume 27, n° 3, p. 239–250.

Liang, Y., Reyes, M. et Lee, J. (2007). Real-time detection of driver cognitive distraction using Support Vector Machines. *IEEE Transactions on Intelligent Transportation Systems*, volume 8, n° 2, p. 340-350.

Lin, Y., Leng, H., Yang, G. et Cai, H. (2007). An intelligent noninvasive sensor for driver pulse wave measurement. *IEEE Sensors Journal*, volume 7, n° 5, p. 790-799.

Malmivuo, J. et Plonsey, R. (1995). *Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields*. Oxford University Press, USA,

Meyer, L. B. (1956). *Emotion and Meaning in Music*. University Of Chicago Press,

Negnevitsky, M. (2005). *Artificial intelligence: A guide to intelligent systems*. Addison-Wesley Longman,

Paillard, B., Mabilieu, P., Morissette, S. et Soumagne, J. (1992). PERCEVAL: Perceptual evaluation of the quality of audio signals. *J.Audio Eng.Soc*, volume 40, n° 1/2, p. 21–31.

Peter, C., Schultz, R., Voskamp, J., Urban, B., Nowack, N., Janik, H., Kraft, K. et Göcke, R. (2007). EREC-II in Use—Studies on Usability and Suitability of a Sensor System for Affect Detection and Human Performance Monitoring. *Human-Computer Interaction, Part III, HCII*,

Pongthanya, N., Duan, F., Tan, J. T. C., Watanabe, K., Zhang, Y., Sugi, M., Yokoi, H. et Arai, T. (2008). Evaluating Assembly Instruction Methods in Cell Production System by Physiological Parameters and Subjective Indices. Dans Anonyme, *Manufacturing Systems and Technologies for the New Frontier: The 41st CIRP Conference on Manufacturing Systems May 26-28, 2008, Tokyo, Japan*. Springer, p. 199.

Rickard, N. S. (2004). Intense emotional responses to music: a test of the physiological arousal hypothesis. *Psychology of Music*, volume 32, n° 4, p. 371.

Rix, A. W., Beerends, J. G., Kim, D. S., Kroon, P. et Ghitza, O. (2006). Objective assessment of speech and audio quality-technology and applications. *IEEE Transactions on Audio, Speech, and Language Processing*, volume 14, n° 6, p. 1890–1901.

Sammler, D., Grigutsch, M., Fritz, T. et Koelsch, S. (2007). Music and emotion: electrophysiological correlates of the processing of pleasant and unpleasant music. *Psychophysiology*, volume 44, n° 2, p. 293-304.

Scheirer, J., Fernandez, R., Klein, J. et Picard, R. W. (2002). Frustrating the user on purpose: a step toward building an affective computer. *Interacting with Computers*, volume 14, n° 2, p. 93-118.

Schmidt, L. A. et Trainor, L. J. (2001). Frontal brain electrical activity (EEG) distinguishes valence and intensity of musical emotions. *Cognition & Emotion*, volume 15, n° 4, p. 487-500.

Sperry, R. A. et Fernandez, J. D. (2008). Usability testing using physiological analysis. *Journal of Computing Sciences in Colleges*, volume 23, n° 6, p. 157-163.

Sporer, T. (1997). Objective audio signal evaluation-applied psychoacoustics for modeling the perceived quality of digital audio. *PREPRINTS-AUDIO ENGINEERING SOCIETY*,

Thayer, R. E. (1989). *The Biopsychology of Mood and Arousal*. Oxford University Press, USA,

Thiede, T. et Kabot, E. (1996). A new perceptual quality measure for bit rate reduced audio. Dans Anonyme, *Proc. 100th Conv. Aud. Eng. Soc.*: Citeseer,

Thiede, T., Treurniet, W. C., Bitto, R., Schmidmer, C., Sporer, T., Beerends, J. G., Colomes, C., Keyhl, M., Stoll, G. et Brandenburg, K. (2000). PEAQ-The ITU standard for objective measurement of perceived audio quality. *JOURNAL-AUDIO ENGINEERING SOCIETY*, volume 48, n° 1/2, p. 3-29.

Wikipedia (2010a). Medical Physics. Dans Anonyme , [http://en.wikipedia.org/wiki/Medical\\_physics](http://en.wikipedia.org/wiki/Medical_physics) (page consultée le ).

Wikipedia (2010b). Sonomètre. Dans Anonyme , <http://fr.wikipedia.org/wiki/Sonom%C3%A8tre> (page consultée le ).

Wikipedia (2010c). Union Internationale des Télécommunications. Dans Anonyme , <http://fr.wikipedia.org/wiki/UIT> (page consultée le ).

Wilson, G. et Sasse, A. (2004). From doing to being: getting closer to the user experience. *Interacting with Computers*, volume 16, n° 4, p. 697-705.

Wilson, G. et Sasse, A. (2000a). Do users always know what's good for them? Utilising physiological responses to assess media quality. Dans Anonyme, *People and Computers XIV-Usability or Else! Proceedings of HCI 2000* p. 327-341.

Wilson, G. et Sasse, A. (2000b). Investigating the impact of audio degradations on users: Subjective vs. Objective assessment methods. Dans Anonyme, *Proceedings of OZCHI* volume 4. Citeseer, p. 135-142.

Wilson, G. et Sasse, A. (2001). Straight from the heart: Using physiological measurements in the evaluation of media quality. Dans Anonyme, *Proceedings of the Society for the Study of Artificial Intelligence and the Simulation of Behaviour (AISB) Convention*. Citeseer, p. 63-73.

Yvard, F. X. (2004). *L'émotion musicale : du rôle du contexte socio-émotionnel au partage social de l'émotion musicale*. Docteur en psychologie, Université Charles de Gaulle - Lille 3,

Zatorre, R. J. (2003). Music and the brain. *Annals of the New York Academy of Sciences*, volume 999, p. 4-14.

## **ANNEXE A : TABLEAUX DES PARAMÈTRES EXTRAITS DES SIGNAUX PHYSIOLOGIQUES**

Cette annexe présente pour chacun des sujets, et chacune des séquences audio jouée, les paramètres physiologiques extraits de chacun des signaux mesurés.

# Conductance électrodermale

## - Arirang speech (parole)

**Sujet 1**

		Nombre de réactions	Gradient du niveau de base (uS)	Degré de positivité (%)	Valeur moyenne du signal (uS)	Écart-type du signal (uS)	Temps de réponse (ms)	Moyenne des temps de recouvrement (ms)	Écart-type des temps de recouvrement (ms)	Moyenne des temps de montée (ms)	Écart-type des temps de montée (ms)
Original	1	GSR	0	0,009054	47,5	-1,440915	0,027977	0	NaN	NaN	0
Original	2	GSR	0	-0,001741	48,638337	-1,441375	0,028418	0	NaN	NaN	0
Original	3	GSR	0	0,006085	49,368421	-1,445646	0,0259	0	NaN	NaN	0
Original	4	GSR	0	0,008596	48,045795	-1,444458	0,028898	0	NaN	NaN	0
40 dB	1	GSR	0	0,003542	46,710526	-1,443856	0,027093	0	NaN	NaN	0
40 dB	2	GSR	0	-0,005017	48,578947	-1,441641	0,025082	0	NaN	NaN	0
40 dB	3	GSR	3	-0,040335	50,515878	-1,458213	0,171713	477	87	137	55,569776
40 dB	4	GSR	0	-0,012125	48,716936	-1,444277	0,037998	0	NaN	NaN	0
20 dB	1	GSR	0	-0,017264	47,302632	-1,434419	0,040884	0	NaN	NaN	0
20 dB	2	GSR	0	0,006047	47,528568	-1,449339	0,032253	0	NaN	NaN	0
20 dB	3	GSR	0	0,004714	48,802632	-1,444436	0,030269	0	NaN	NaN	0
20 dB	4	GSR	0	-0,011041	46,657895	-1,440823	0,029437	0	NaN	NaN	0
10 dB	1	GSR	0	0,010268	49,118421	-1,445361	0,033143	0	NaN	NaN	0
10 dB	2	GSR	0	0,033878	50,171053	-1,441102	0,033629	0	NaN	NaN	0
10 dB	3	GSR	0	0,002004	48,473684	-1,441341	0,029866	0	NaN	NaN	0
10 dB	4	GSR	0	0,004987	46,394737	-1,44319	0,032591	0	NaN	NaN	0

Sujet 2

	Nombre de réactions	Gradient du niveau de base (uS)	Degré de positivité (%)	Valeur moyenne du signal (uS)	Écart-type du signal (uS)	Temps de réponse (ms)	Moyenne des temps de demi-recouvrement (ms)	Écart-type des temps de demi-recouvrement (ms)	Moyenne des temps de montée (ms)	Écart-type des temps de montée (ms)		
Original	1	GSR	2	-0,154704	46,855263	-1,338395	0,308647	991	364,5	108,187338	580,5	101,11627
Original	2	GSR	2	-0,020021	55,578947	-1,439476	0,039469	1178	348	55,154329	1743,5	368,402633
Original	3	GSR	2	-0,062693	58,065789	-1,461743	0,820078	1	468,5	20,506097	809	330,925974
Original	4	GSR	1	-0,144067	48,855263	-1,441574	0,229731	1223	259	NaN	580	NaN
40 dB	1	GSR	1	-0,24436	45,130297	-1,441512	0,353399	554	246	NaN	687	NaN
40 dB	2	GSR	3	-0,039641	53,671053	-1,475346	0,762861	54	499,333333	239,011157	524	173,663468
40 dB	3	GSR	2	0,192066	57,697368	-1,481246	0,63631	2098	620	337,997041	602,5	144,95689
40 dB	4	GSR	2	0,048695	52,552632	-1,450841	0,064938	597	141,5	123,743687	461	268,700577
20 dB	1	GSR	2	-0,210055	47,381579	-1,447001	0,279685	839	309,5	45,961941	554	12,727922
20 dB	2	GSR	2	-0,004239	47,144737	-1,460281	0,200534	2804	250,5	9,192388	490,5	126,572114
20 dB	3	GSR	2	0,01253	48,881579	-1,4328	0,140658	2948	133	80,610173	530,5	75,660426
20 dB	4	GSR	1	0,077162	53,335087	-1,456683	0,298327	2241	369	NaN	1027	NaN
10 dB	1	GSR	1	0,079414	49,684211	-1,450968	0,231305	2634	260	NaN	741	NaN
10 dB	2	GSR	1	0,086383	50,236842	-1,457365	0,238884	2500	266	NaN	714	NaN
10 dB	3	GSR	1	0,017316	52,845636	-1,442659	0,12213	2733	228	NaN	638	NaN
10 dB	4	GSR	2	0,044883	43	-1,440374	0,098083	1942	228	57,982756	422,5	127,986327



**Harry Potter (parole sur musique)**

**Sujet 1**

		Nombre de réactions	Gradient du niveau de base (µS)	Degré de positivité (%)	Valeur moyenne du signal (µS)	Écart-type du signal (µS)	Temps de réponse (ms)	Moyenne des temps de recouvrement (ms)	Écart-type des temps de recouvrement (ms)	Moyenne des temps de montée (ms)	Écart-type des temps de montée (ms)
Original	1	GSR	0	-0,016323	47,92053	-1,442285	0,029728	0	NaN	NaN	0
Original	2	GSR	0	0,017395	45,23778	-1,452382	0,027614	0	NaN	NaN	0
Original	3	GSR	1	0,004697	49,377483	-1,446473	0,036757	2175	NaN	1600	NaN
Original	4	GSR	0	0,055643	48,748344	-1,450456	0,082501	0	NaN	NaN	0
40 dB	1	GSR	0	0,004754	45,735099	-1,44884	0,026982	0	NaN	NaN	0
40 dB	2	GSR	1	-0,016652	50,370861	-1,44662	0,073705	2045	NaN	1267	NaN
40 dB	3	GSR	0	0,003324	47,258278	-1,446238	0,032332	0	NaN	NaN	0
40 dB	4	GSR	0	0,002643	47,211921	-1,44794	0,058619	0	NaN	NaN	0
20 dB	1	GSR	0	0,022403	47,933775	-1,446876	0,027177	0	NaN	NaN	0
20 dB	2	GSR	0	-0,001751	47,608955	-1,447447	0,025298	0	NaN	NaN	0
20 dB	3	GSR	0	-0,00174	50,278146	-1,445052	0,026775	0	NaN	NaN	0
20 dB	4	GSR	0	-0,002384	48,516556	-1,447018	0,025531	0	NaN	NaN	0
10 dB	1	GSR	0	-0,000971	48,228359	-1,443604	0,027637	0	NaN	NaN	0
10 dB	2	GSR	0	-0,000537	48,066225	-1,446898	0,026516	0	NaN	NaN	0
10 dB	3	GSR	0	0,164675	47,761085	-1,418696	0,140292	0	NaN	NaN	0
10 dB	4	GSR	0	0,016292	47,84106	-1,452115	0,05247	0	NaN	NaN	0

Tableau 4.1 : Synthèse des corrélations pour l'analyse des moyennes des paramètres physiologiques

	MOYENNES DU SUJET 1												MOYENNES DU SUJET 2												MOYENNES DE TOUS LES SUJETS												Pourcentages de séquences audio où il y a corrélation			
	To us	PA R	PA R	SE Q1	SE Q2	SE Q3	SE Q4	SE Q5	SE Q6	To us	PA R	PA R	SE Q1	SE Q2	SE Q3	SE Q4	SE Q5	SE Q6	To us	PA R	PA R	SE Q1	SE Q2	SE Q3	SE Q4	SE Q5	SE Q6	Total séquences	Séquences Sujet 1	Séquences Sujet 2	To us les sujets									
Nombre de réactions																											17%	0%	33%	17%										
Gradient du niveau de base (uS)									1																		25%	0%	50%	67%										
Degré de positivité (%)									1																		8%	0%	17%	17%										
Valeur moyenne du signal (uS)	1																										8%	0%	17%	17%										
Écart-type du signal (uS)									1																		17%	0%	33%	33%										
Temps de réponse (ms)																											25%	0%	50%	17%										
Moyenne des temps de demi-recouvrement (ms)																											8%	0%	17%	33%										
Écart-type des temps de demi-recouvrement (ms)									1																		17%	0%	33%	33%										
Moyenne des temps de montée (ms)																											25%	0%	50%	17%										
Écart-type des temps de montée (ms)																											0%	0%	0%	0%										
Fréquence cardiaque moyenne (bpm)																											58%	50%	67%	50%										
Écart-type de la fréquence cardiaque (bpm)																											17%	0%	33%	17%										
Amplitude moyenne des battements (mV)																											17%	17%	17%	17%										
Écart-type de l'amplitude des battements (mV)																											17%	17%	17%	17%										
Activité cumulée (uV²/s)																											17%	33%	0%	33%										
Moyenne des iEMGs (uV²)																											17%	33%	0%	17%										
Écart-type des iEMGs (uV²)																											17%	17%	17%	0%										
Fréquence fondamentale (Hz)																											25%	17%	33%	33%										
1er harmonique																											17%	0%	33%	17%										
2ème harmonique																											8%	0%	17%	17%										
3ème harmonique																											33%	17%	50%	50%										



BETA : Fréquence dominante (Hz)			1																	8%	17%	0%	0%
DELTA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )										1										25%	0%	50%	17%
DELTA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	1																			17%	0%	33%	50%
DELTA : Fréquence dominante (Hz)						1														17%	17%	17%	17%
TETHA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )							1													25%	17%	33%	0%
TETHA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )		1																		42%	33%	50%	0%
TETHA : Fréquence dominante (Hz)	1									1										17%	17%	17%	0%
GAMMA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )																				25%	17%	33%	33%
GAMMA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )																				58%	67%	50%	50%
GAMMA : Fréquence dominante (Hz)																				17%	0%	33%	0%

Pourcentage de paramètres permettant d'établir une corrélation	12	9	19	11%	14	9%	18	18	12	12	35	39	21	21%	30	19	25	16	21	39	28	25	9%	28%	25	21	14	11	18	25	%	%	%	%	%	%	%
--	----	---	----	-----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	-----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	-----	----	----	----	----	----	----	---	---	---	---	---	---	---

## **ANNEXE A : TABLEAUX DES PARAMÈTRES EXTRAITS DES SIGNAUX PHYSIOLOGIQUES**

Cette annexe présente pour chacun des sujets, et chacune des séquences audio jouée, les paramètres physiologiques extraits de chacun des signaux mesurés.

# Conductance électrodermale

## - Arirang speech (parole)

**Sujet 1**

		Nombre de réactions	Gradient du niveau de base (uS)	Degré de positivité (%)	Valeur moyenne du signal (uS)	Écart-type du signal (uS)	Temps de réponse (ms)	Moyenne des temps de recouvrement (ms)	Écart-type des temps de recouvrement (ms)	Moyenne des temps de montée (ms)	Écart-type des temps de montée (ms)
Original	1	GSR	0	0,009054	47,5	-1,440915	0,027977	0	NaN	NaN	0
Original	2	GSR	0	-0,001741	48,638337	-1,441375	0,028418	0	NaN	NaN	0
Original	3	GSR	0	0,006085	49,368421	-1,445646	0,0259	0	NaN	NaN	0
Original	4	GSR	0	0,008596	48,045795	-1,444458	0,028898	0	NaN	NaN	0
40 dB	1	GSR	0	0,003542	46,710526	-1,443856	0,027093	0	NaN	NaN	0
40 dB	2	GSR	0	-0,005017	48,578947	-1,441641	0,025082	0	NaN	NaN	0
40 dB	3	GSR	3	-0,040335	50,515878	-1,458213	0,171713	477	87	137	55,569776
40 dB	4	GSR	0	-0,012125	48,716936	-1,444277	0,037998	0	NaN	NaN	0
20 dB	1	GSR	0	-0,017264	47,302632	-1,434419	0,040884	0	NaN	NaN	0
20 dB	2	GSR	0	0,006047	47,528568	-1,449339	0,032253	0	NaN	NaN	0
20 dB	3	GSR	0	0,004714	48,802632	-1,444436	0,030269	0	NaN	NaN	0
20 dB	4	GSR	0	-0,011041	46,657895	-1,440823	0,029437	0	NaN	NaN	0
10 dB	1	GSR	0	0,010268	49,118421	-1,445361	0,033143	0	NaN	NaN	0
10 dB	2	GSR	0	0,033878	50,171053	-1,441102	0,033629	0	NaN	NaN	0
10 dB	3	GSR	0	0,002004	48,473684	-1,441341	0,029866	0	NaN	NaN	0
10 dB	4	GSR	0	0,004987	46,394737	-1,44319	0,032591	0	NaN	NaN	0

Sujet 2

	Nombre de réactions	Gradient du niveau de base (uS)	Degré de positivité (%)	Valeur moyenne du signal (uS)	Écart-type du signal (uS)	Temps de réponse (ms)	Moyenne des temps de demi-recouvrement (ms)	Écart-type des temps de demi-recouvrement (ms)	Moyenne des temps de montée (ms)	Écart-type des temps de montée (ms)		
Original	1	GSR	2	-0,154704	46,855263	-1,338395	0,308647	991	364,5	108,187338	580,5	101,11627
Original	2	GSR	2	-0,020021	55,578947	-1,439476	0,039469	1178	348	55,154329	1743,5	368,402633
Original	3	GSR	2	-0,062693	58,065789	-1,461743	0,820078	1	468,5	20,506097	809	330,925974
Original	4	GSR	1	-0,144067	48,855263	-1,441574	0,229731	1223	259	NaN	580	NaN
40 dB	1	GSR	1	-0,24436	45,130297	-1,441512	0,353399	554	246	NaN	687	NaN
40 dB	2	GSR	3	-0,039641	53,671053	-1,475346	0,762861	54	499,333333	239,011157	524	173,663468
40 dB	3	GSR	2	0,192066	57,697368	-1,481246	0,63631	2098	620	337,997041	602,5	144,95689
40 dB	4	GSR	2	0,048695	52,552632	-1,450841	0,064938	597	141,5	123,743687	461	268,700577
20 dB	1	GSR	2	-0,210055	47,381579	-1,447001	0,279685	839	309,5	45,961941	554	12,727922
20 dB	2	GSR	2	-0,004239	47,144737	-1,460281	0,200534	2804	250,5	9,192388	490,5	126,572114
20 dB	3	GSR	2	0,01253	48,881579	-1,4328	0,140658	2948	133	80,610173	530,5	75,660426
20 dB	4	GSR	1	0,077162	53,335087	-1,456683	0,298327	2241	369	NaN	1027	NaN
10 dB	1	GSR	1	0,079414	49,684211	-1,450968	0,231305	2634	260	NaN	741	NaN
10 dB	2	GSR	1	0,086383	50,236842	-1,457365	0,238884	2500	266	NaN	714	NaN
10 dB	3	GSR	1	0,017316	52,845636	-1,442659	0,12213	2733	228	NaN	638	NaN
10 dB	4	GSR	2	0,044883	43	-1,440374	0,098083	1942	228	57,982756	422,5	127,986327

**Harry Potter (parole sur musique)**

**Sujet 1**

		Nombre de réactions	Gradient du niveau de base (µS)	Degré de positivité (%)	Valeur moyenne du signal (µS)	Écart-type du signal (µS)	Temps de réponse (ms)	Moyenne des temps de recouvrement (ms)	Écart-type des temps de recouvrement (ms)	Moyenne des temps de montée (ms)	Écart-type des temps de montée (ms)
Original	1	GSR	0	-0,016323	47,92053	-1,442285	0,029728	0	NaN	NaN	0
Original	2	GSR	0	0,017395	45,23778	-1,452382	0,027614	0	NaN	NaN	0
Original	3	GSR	1	0,004697	49,377483	-1,446473	0,036757	2175	NaN	1600	NaN
Original	4	GSR	0	0,055643	48,748344	-1,450456	0,082501	0	NaN	NaN	0
40 dB	1	GSR	0	0,004754	45,735099	-1,44884	0,026982	0	NaN	NaN	0
40 dB	2	GSR	1	-0,016652	50,370861	-1,44662	0,073705	2045	NaN	1267	NaN
40 dB	3	GSR	0	0,003324	47,258278	-1,446238	0,032332	0	NaN	NaN	0
40 dB	4	GSR	0	0,002643	47,211921	-1,44794	0,058619	0	NaN	NaN	0
20 dB	1	GSR	0	0,022403	47,933775	-1,446876	0,027177	0	NaN	NaN	0
20 dB	2	GSR	0	-0,001751	47,608955	-1,447447	0,025298	0	NaN	NaN	0
20 dB	3	GSR	0	-0,00174	50,278146	-1,445052	0,026775	0	NaN	NaN	0
20 dB	4	GSR	0	-0,002384	48,516556	-1,447018	0,025531	0	NaN	NaN	0
10 dB	1	GSR	0	-0,000971	48,228359	-1,443604	0,027637	0	NaN	NaN	0
10 dB	2	GSR	0	-0,000537	48,066225	-1,446898	0,026516	0	NaN	NaN	0
10 dB	3	GSR	0	0,164675	47,761085	-1,418696	0,140292	0	NaN	NaN	0
10 dB	4	GSR	0	0,016292	47,84106	-1,452115	0,05247	0	NaN	NaN	0



Sujet 2

		Nombre de réactions	Gradient du niveau de base (uS)	Degré de positivité (%)	Valeur moyenne du signal (uS)	Écart-type du signal (uS)	Temps de réponse (ms)	Moyenne des temps de recouvrement (ms)	Écart-type des temps de recouvrement (ms)	Moyenne des temps de montée (ms)	Écart-type des temps de montée (ms)
Original	1	GSR	0,023111	49,175551	-1,44598	0,155025	1107	204,333333	158,664216	488,333333	118,698498
Original	2	GSR	0,022523	50,79796	-1,445664	0,16588	18	158,25	166,790038	736,25	312,721788
Original	3	GSR	0,065342	50,85105	-1,447802	0,312633	1929	381,333333	135,809916	827,666667	155,738028
Original	4	GSR	-0,043097	52,377483	-1,464194	0,469419	54	237,25	94,164307	539	124,707658
40 dB	1	GSR	0,264982	54,022912	-1,451837	0,33624	2089	467,5	41,7193	634	264,457936
40 dB	2	GSR	-0,236003	52,215379	-1,447527	0,557505	232	341,75	91,634691	696,5	285,878179
40 dB	3	GSR	0,036342	51,92053	-1,476486	0,235078	1411	218,666667	73,104947	481,666667	188,123187
40 dB	4	GSR	0,097615	48,781457	-1,449159	0,094255	216	207,333333	161,710647	629	243,499487
20 dB	1	GSR	0,094664	50,721854	-1,453383	0,188671	1893	328,333333	286,009324	916,666667	473,681679
20 dB	2	GSR	0,343012	44,393668	-1,463033	0,65243	1582	341,333333	156,174048	593,333333	271,860871
20 dB	3	GSR	-0,052417	50,109279	-1,443916	0,151674	125	276,333333	106,23245	595,333333	118,698498
20 dB	4	GSR	-0,017743	49,682119	-1,444901	0,035436	5519	2	2,828427	728,5	266,579257
10 dB	1	GSR	0,090873	52,354149	-1,47193	0,27647	1214	1004	NaN	1072	NaN
10 dB	2	GSR	0,029962	52,178808	-1,454575	0,175255	2179	344,5	103,944697	616,5	62,932504
10 dB	3	GSR	0,040313	51,708609	-1,442984	0,069597	2027	40,5	31,819805	751,5	64,346717
10 dB	4	GSR	0,084065	50,410596	-1,451271	0,316588	2196	339	NaN	625	NaN

Sujet 2

		Nombre de réactions	Gradient du niveau de base (uS)	Degré de positivité (%)	Valeur moyenne du signal (uS)	Écart-type du signal (uS)	Temps de réponse (ms)	Moyenne des temps de recouvrement (ms)	Écart-type des temps de recouvrement (ms)	Moyenne des temps de montée (ms)	Écart-type des temps de montée (ms)
Original	1	GSR	0,023111	49,175551	-1,44598	0,155025	1107	204,333333	158,664216	488,333333	118,698498
Original	2	GSR	0,022523	50,79796	-1,445664	0,16588	18	158,25	166,790038	736,25	312,721788
Original	3	GSR	0,065342	50,85105	-1,447802	0,312633	1929	381,333333	135,809916	827,666667	155,738028
Original	4	GSR	-0,043097	52,377483	-1,464194	0,469419	54	237,25	94,164307	539	124,707658
40 dB	1	GSR	0,264982	54,022912	-1,451837	0,33624	2089	467,5	41,7193	634	264,457936
40 dB	2	GSR	-0,236003	52,215379	-1,447527	0,557505	232	341,75	91,634691	696,5	285,878179
40 dB	3	GSR	0,036342	51,92053	-1,476486	0,235078	1411	218,666667	73,104947	481,666667	188,123187
40 dB	4	GSR	0,097615	48,781457	-1,449159	0,094255	216	207,333333	161,710647	629	243,499487
20 dB	1	GSR	0,094664	50,721854	-1,453383	0,188671	1893	328,333333	286,009324	916,666667	473,681679
20 dB	2	GSR	0,343012	44,393668	-1,463033	0,65243	1582	341,333333	156,174048	593,333333	271,860871
20 dB	3	GSR	-0,052417	50,109279	-1,443916	0,151674	125	276,333333	106,23245	595,333333	118,698498
20 dB	4	GSR	-0,017743	49,682119	-1,444901	0,035436	5519	2	2,828427	728,5	266,579257
10 dB	1	GSR	0,090873	52,354149	-1,47193	0,27647	1214	1004	NaN	1072	NaN
10 dB	2	GSR	0,029962	52,178808	-1,454575	0,175255	2179	344,5	103,944697	616,5	62,932504
10 dB	3	GSR	0,040313	51,708609	-1,442984	0,069597	2027	40,5	31,819805	751,5	64,346717
10 dB	4	GSR	0,084065	50,410596	-1,451271	0,316588	2196	339	NaN	625	NaN

**Music 1 (musique)**

**Sujet 1**

		Nombre de réactions	Gradient du niveau de base (uS)	Degré de positivité (%)	Valeur moyenne du signal (uS)	Écart-type du signal (uS)	Temps de réponse (ms)	Moyenne des temps de demi-recouvrement (ms)	Écart-type des temps de demi-recouvrement (ms)	Moyenne des temps de montée (ms)	Écart-type des temps de montée (ms)
Original	1	GSR	0,008135	47,694268	-1,442021	0,038332	2571	67	NaN	1204	NaN
Original	2	GSR	0,010797	48,155489	-1,444764	0,026714	0	NaN	0	NaN	0
Original	3	GSR	0,003277	49,82483	-1,443475	0,033364	0	NaN	0	NaN	0
Original	4	GSR	-0,002675	48,111345	-1,444787	0,02669	0	NaN	0	NaN	0
40 dB	1	GSR	0,014804	48,942675	-1,445076	0,025951	0	NaN	0	NaN	0
40 dB	2	GSR	0,001803	48,980892	-1,443585	0,026419	0	NaN	0	NaN	0
40 dB	3	GSR	0,011952	48,197452	-1,443844	0,059405	1846	535	NaN	1647	NaN
40 dB	4	GSR	-0,007139	49,355045	-1,443752	0,028786	0	NaN	0	NaN	0
20 dB	1	GSR	-0,000334	49,75473	-1,444978	0,023043	0	NaN	0	NaN	0
20 dB	2	GSR	0,015846	48,89172	-1,444286	0,026815	0	NaN	0	NaN	0
20 dB	3	GSR	0,006638	48,620931	-1,444885	0,025756	0	NaN	0	NaN	0
20 dB	4	GSR	-0,001895	49,996815	-1,441997	0,025774	0	NaN	0	NaN	0
10 dB	1	GSR	0,007034	49,003248	-1,445617	0,023475	0	NaN	0	NaN	0
10 dB	2	GSR	-0,000601	49,968153	-1,442583	0,029648	0	NaN	0	NaN	0
10 dB	3	GSR	0,003959	48,566879	-1,445528	0,024932	0	NaN	0	NaN	0
10 dB	4	GSR	-0,00687	48,783284	-1,443267	0,029037	0	NaN	0	NaN	0

Sujet 2

		Nombre de réactions	Gradient du niveau de base (uS)	Degré de positivité (%)	Valeur moyenne du signal (uS)	Écart-type du signal (uS)	Temps de réponse (ms)	Moyenne des temps de recouvrement (ms)	Écart-type des temps de recouvrement (ms)	Moyenne des temps de montée (ms)	Écart-type des temps de montée (ms)
Original	1	GSR	-0,011115	51,375796	-1,448249	0,23272	2000	313	NaN	714	NaN
Original	2	GSR	-0,006763	48,563585	-1,442272	0,127702	5052	272	NaN	665	NaN
Original	3	GSR	0,018666	49,391681	-1,437519	0,125752	2107	140	154,149278	1063	138,592929
Original	4	GSR	-0,118142	49,579564	-1,417417	0,213973	375	141	192,333044	580,5	139,300036
40 dB	1	GSR	0,035372	52,88535	-1,457245	0,616564	72	303	NaN	447	NaN
40 dB	2	GSR	-0,121599	48,464968	-1,45291	0,477448	2139	292,666667	128,908236	695	119,849906
40 dB	3	GSR	0,009146	51,843832	-1,44561	0,258235	2357	273	NaN	625	NaN
40 dB	4	GSR	-0,109936	49,815287	-1,452617	0,18759	375	232	225,501663	755,666667	80,649447
20 dB	1	GSR	0,062409	52,522614	-1,459205	0,324971	1464	326,5	112,429978	714,5	50,204581
20 dB	2	GSR	-0,097245	49,191083	-1,497459	0,438444	2319	412	NaN	485	NaN
20 dB	3	GSR	-0,103543	47,273885	-1,448707	0,152035	661	257,5	119,044809	678,5	168,930952
20 dB	4	GSR	0,039871	52,697624	-1,426793	0,340576	2000	273	NaN	571	NaN
10 dB	1	GSR	0,214761	50,608319	-1,462306	0,235413	2000	274,5	195,868578	491,5	62,932504
10 dB	2	GSR	0,009142	49,713339	-1,448979	0,059586	2063	7	8,185353	603,666667	75,341445
10 dB	3	GSR	0,002641	51,06899	-1,447723	0,251102	2161	323	NaN	875	NaN
10 dB	4	GSR	-0,063853	50,43949	-1,447129	0,213844	1786	206	69,296465	741	138,592929

**Music 3 (musique)**

**Sujet 1**

	Nombre de réactions	Gradient du niveau de base (uS)	Degré de positivité (%)	Valeur moyenne du signal (uS)	Écart-type du signal (uS)	Temps de réponse (ms)	Moyenne des temps de demi-recouvrement (ms)	Écart-type des temps de demi-recouvrement (ms)	Moyenne des temps de montée (ms)	Écart-type des temps de montée (ms)
Original	1	0,051683	50,306748	-1,449634	0,046093	1346	485	NaN	1385	NaN
Original	0	0,0021	48,976833	-1,446887	0,029264	0	NaN	0	NaN	0
Original	0	0,017043	50,233129	-1,447893	0,026853	0	NaN	0	NaN	0
Original	1	0,008825	49,806452	-1,445711	0,047125	1967	572	NaN	1413	NaN
40 dB	1	0,014997	50,840491	-1,447595	0,031796	1356	636	NaN	1299	NaN
40 dB	0	-0,004393	50,070556	-1,445014	0,027102	0	NaN	0	NaN	0
40 dB	0	-0,009211	49,656442	-1,446654	0,024363	0	NaN	0	NaN	0
40 dB	0	-0,001096	49,352721	-1,445125	0,023077	0	NaN	0	NaN	0
20 dB	4	-0,044838	46,650216	-1,443963	0,106183	1624	428,25	107,92397	1136,25	59,34293
20 dB	1	0,001259	50,218233	-1,447218	0,033138	9684	7	NaN	898	NaN
20 dB	0	0,006233	50,261169	-1,444674	0,023742	0	NaN	0	NaN	0
20 dB	0	0,000737	50,04295	-1,445331	0,022291	0	NaN	0	NaN	0
10 dB	1	0,023787	49,220859	-1,444503	0,080214	1681	617	NaN	1719	NaN
10 dB	1	-0,003065	49,766871	-1,445478	0,035445	8443	4	NaN	936	NaN
10 dB	0	-0,003065	48,981595	-1,446909	0,028335	0	NaN	0	NaN	0
10 dB	4	0,003991	49,404908	-1,44588	0,021225	0	NaN	0	NaN	0

Sujet 2

	Nombre de réactions	Gradient du niveau de base (uS)	Degré de positivité (%)	Valeur moyenne du signal (uS)	Écart-type du signal (uS)	Temps de réponse (ms)	Moyenne des temps de demi-recouvrement (ms)	Écart-type des temps de demi-recouvrement (ms)	Moyenne des temps de montée (ms)	Écart-type des temps de montée (ms)
Original	4	-0,137107	50,374233	-1,423549	0,381685	2144	280	43,908997	621,5	82,350875
Original	3	-0,307181	46,490798	-1,474237	0,341676	3946	235	133	588	191,843686
Original	2	-0,000908	51,110838	-1,452917	0,203265	2391	160,5	211,424928	578,5	67,175144
Original	3	-0,034851	51,852761	-1,450615	0,148916	1423	126,333333	119,005602	525	144,678955
40 dB	1	-0,199363	51,444874	-1,431611	0,294148	1062	390	NaN	1025	NaN
40 dB	4	-0,040363	51,785276	-1,451651	0,281753	2391	249,5	139,920215	597,75	197,293985
40 dB	3	-0,133314	51,352678	-1,407276	0,313812	1062	205,333333	181,475435	588,333333	33,486316
40 dB	4	-0,012049	48,429448	-1,446144	0,106266	1280	61,5	113,221023	606,5	47,933982
20 dB	1	0,068334	48,460123	-1,434666	0,098904	2349	188	130,56416	674,666667	48,345975
20 dB	2	-0,104417	47,08589	-1,476209	0,416515	683	269	150,44268	727	123,109707
20 dB	3	-0,202112	48,141104	-1,489446	0,286157	2884	129	166,8772	626	107,480231
20 dB	4	0,284556	51,380368	-1,473793	0,230573	892	165,75	192,418598	579	239,025801
10 dB	1	-0,032869	51,945657	-1,447125	0,138731	2391	285	NaN	645	NaN
10 dB	2	0,065889	51,846626	-1,44505	0,330027	2163	391,5	105,35891	749,5	40,305087
10 dB	3	-0,002367	50,673225	-1,449059	0,089339	2445	123,666667	106,959494	611	19
10 dB	4	0,24134	49,401877	-1,45981	0,355596	2694	619	374,766594	711,5	94,045202

**SpeechOverMusic 1 (parole sur musique)**

**Sujet 1**

	Nombre de réactions	Gradient du niveau de base (uS)	Degré de positivité (%)	Valeur moyenne du signal (uS)	Écart-type du signal (uS)	Temps de réponse (ms)	Moyenne des temps de demi-recouvrement (ms)	Écart-type des temps de demi-recouvrement (ms)	Moyenne des temps de montée (ms)	Écart-type des temps de montée (ms)
Original	0	-0,004108	49,120968	-1,445369	0,010591	0	NaN	0	NaN	0
Original	0	-0,003535	48,217742	-1,444306	0,0144	0	NaN	0	NaN	0
Original	0	-0,000835	49,266129	-1,444426	0,013408	0	NaN	0	NaN	0
Original	0	-0,018993	47,70546	-1,443908	0,018737	0	NaN	0	NaN	0
40 dB	0	0,003919	50,5	-1,443732	0,012215	0	NaN	0	NaN	0
40 dB	0	0,00329	46,927419	-1,444152	0,029135	0	NaN	0	NaN	0
40 dB	0	-0,004086	47,435484	-1,446184	0,013377	0	NaN	0	NaN	0
40 dB	0	0,001725	50,774194	-1,442434	0,016647	0	NaN	0	NaN	0
20 dB	0	-0,088349	44,716073	-1,431492	0,097429	0	NaN	0	NaN	0
20 dB	1	0,001255	47,652962	-1,445865	0,016873	1475	79	NaN	219	NaN
20 dB	0	0,001135	50,443548	-1,443023	0,009711	0	NaN	0	NaN	0
20 dB	0	-0,002856	48,258065	-1,44354	0,016497	0	NaN	0	NaN	0
10 dB	0	-0,00182	46,58871	-1,447885	0,038196	0	NaN	0	NaN	0
10 dB	0	0,002638	50,810549	-1,443891	0,012014	0	NaN	0	NaN	0
10 dB	2	0,002402	50,16129	-1,444311	0,034366	1534	58,5	30,405592	234	0
10 dB	1	-0,00491	47,782258	-1,441939	0,013338	1534	122	NaN	176	NaN

Sujet 2

	Nombre de réactions	Gradient du niveau de base (uS)	Degré de positivité (%)	Valeur moyenne du signal (uS)	Écart-type du signal (uS)	Temps de réponse (ms)	Moyenne des temps de demi-recouvrement (ms)	Écart-type des temps de demi-recouvrement (ms)	Moyenne des temps de montée (ms)	Écart-type des temps de montée (ms)
Original	1	-0,196615	49,81007	-1,435674	0,371145	3003	261	NaN	696	NaN
Original	2	0,004167	50,62505	-1,444213	0,123908	2396	305	NaN	716	NaN
Original	3	0,034708	51,330645	-1,449195	0,132724	2568	266	NaN	638	NaN
Original	4	-0,039429	49,205581	-1,44663	0,398832	1741	382	NaN	624	NaN
40 dB	1	0,008694	49,346774	-1,44589	0,051172	2794	203	NaN	559	NaN
40 dB	2	0,001179	51,540323	-1,446902	0,057884	2088	151	157,990506	916,666667	184,706073
40 dB	3	-0,19457	44,758065	-1,454531	0,441189	1436	372	NaN	609	NaN
40 dB	4	0,06511	51,153226	-1,45057	0,096648	2133	405	144,249783	723	9,899495
20 dB	1	0,102488	49,629032	-1,456595	0,169916	2133	147,5	190,211724	718,5	276,478751
20 dB	2	0,027091	48,903226	-1,446167	0,148546	3067	117,5	135,057395	555,5	20,506097
20 dB	3	0,043078	51,048387	-1,449127	0,449351	2133	346	NaN	682	NaN
20 dB	4	-0,051799	49,393204	-1,449852	0,203678	2612	269	1,414214	653	21,213203
10 dB	1	0,02903	44,854839	-1,44444	0,224861	2684	304	45,254834	747,5	174,655375
10 dB	2	-0,055009	47,637097	-1,47509	0,241349	5658	276	NaN	478	NaN
10 dB	3	0,013007	49,084604	-1,446049	0,107708	2585	351,5	91,216775	628	21,213203
10 dB	4	0,027352	48,806924	-1,445897	0,190936	2568	250	NaN	697	NaN



**Tel mg54 speech (parole)**

**Sujet 1**

	Nombre de réactions	Gradient du niveau de base (uS)	Degré de positivité (%)	Valeur moyenne du signal (uS)	Écart-type du signal (uS)	Temps de réponse (ms)	Moyenne des temps de demi-recouvrement (ms)	Écart-type des temps de demi-recouvrement (ms)	Moyenne des temps de montée (ms)	Écart-type des temps de montée (ms)
Original	0	0,009387	48,587147	-1,442348	0,018139	0	NaN	0	NaN	0
Original	0	-0,002165	46,55	-1,444137	0,017819	0	NaN	0	NaN	0
Original	0	-0,002781	49,490374	-1,441215	0,018177	0	NaN	0	NaN	0
Original	0	0,004928	50,3625	-1,439426	0,021118	0	NaN	0	NaN	0
40 dB	0	0,002318	45,125	-1,444654	0,017805	0	NaN	0	NaN	0
40 dB	1	-0,010455	47,675	-1,455983	0,084722	2253	591	NaN	824	NaN
40 dB	0	-0,000577	47,7	-1,444247	0,017702	0	NaN	0	NaN	0
40 dB	0	-0,000776	47,981502	-1,443352	0,017581	0	NaN	0	NaN	0
20 dB	0	-0,008126	50,3	-1,438781	0,02101	0	NaN	0	NaN	0
20 dB	0	0,001939	48,7125	-1,444057	0,016717	0	NaN	0	NaN	0
20 dB	0	0,000118	45,905738	-1,44527	0,019879	0	NaN	0	NaN	0
20 dB	0	0,000675	47,3375	-1,446121	0,020481	0	NaN	0	NaN	0
10 dB	0	-0,047155	46,106737	-1,444814	0,035124	0	NaN	0	NaN	0
10 dB	0	-0,011886	51,893987	-1,441499	0,029239	0	NaN	0	NaN	0
10 dB	0	-0,024526	46,8	-1,43006	0,022402	0	NaN	0	NaN	0
10 dB	0	-0,014676	46,4375	-1,439539	0,020125	0	NaN	0	NaN	0

Sujet 2

	Original	Original	Original	Original	40 dB	40 dB	40 dB	40 dB	20 dB	20 dB	20 dB	20 dB	10 dB	10 dB	10 dB	10 dB
	1	2	2	2	1	2	2	2	2	2	1	2	1	2	3	4
	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR
Nombre de réactions	2	2	2	2	1	2	2	2	2	2	1	2	1	1	1	1
Gradient du niveau de base (uS)	0,091234	-0,046304	0,089029	0,206508	-0,011355	-0,000848	-0,022869	0,055312	0,16853	-0,05705	-0,191622	-0,06011	-0,033198	0,108479	-0,356314	0,003288
Degré de positivité (%)	49,7	51,634398	46,925	42,5625	54,0125	47,106612	51,1375	48,55	51,95	49,8875	55,9375	54	48,8	48,1125	48,9625	49,96835
Valeur moyenne du signal (uS)	-1,445173	-1,445171	-1,459925	-1,474791	-1,430632	-1,451538	-1,44892	-1,456887	-1,426206	-1,436955	-1,458403	-1,451322	-1,443178	-1,450056	-1,527964	-1,447245
Écart-type du signal (uS)	0,253482	0,066511	0,136624	0,585359	0,453039	0,101101	0,107474	0,266477	0,328956	0,13886	0,428777	0,123884	0,364701	0,183094	0,467076	0,0822
Temps de réponse (ms)	688	679	728	1705	2375	755	315	929	1634	530	2304	800	2661	2946	5955	1828
Moyenne des temps de demi-recouvrement (ms)	193	37	120,5	195,5	290	63,5	234,5	158	249,5	173	395	158	255	241	266	5
Écart-type des temps de demi-recouvrement (ms)	141,421356	42,426407	30,405592	185,969083	NaN	71,417785	197,282792	144,249783	84,145707	19,79899	NaN	120,208153	NaN	NaN	NaN	NaN
Moyenne des temps de montée (ms)	450,5	367	360	460	607	360	539	401,5	616,5	301	696	386,5	643	554	518	670
Écart-type des temps de montée (ms)	272,236111	301,227489	190,918831	145,663997	NaN	292,742207	509,116882	316,076731	152,027958	209,303607	NaN	292,035101	NaN	NaN	NaN	NaN

Tableau 4.1 : Synthèse des corrélations pour l'analyse des moyennes des paramètres physiologiques

	MOYENNES DU SUJET 1												MOYENNES DU SUJET 2												MOYENNES DE TOUS LES SUJETS												Pourcentages de séquences audio où il y a corrélation			
	To us	PA R	PA R	SE Q1	SE Q2	SE Q3	SE Q4	SE Q5	SE Q6	To us	PA R	PA R	SE Q1	SE Q2	SE Q3	SE Q4	SE Q5	SE Q6	To us	PA R	PA R	SE Q1	SE Q2	SE Q3	SE Q4	SE Q5	SE Q6	Total séquences	Séquences Sujet 1	Séquences Sujet 2	To us les sujets									
Nombre de réactions																											17%	0%	33%	17%										
Gradient du niveau de base (uS)									1																		25%	0%	50%	67%										
Degré de positivité (%)									1																		8%	0%	17%	17%										
Valeur moyenne du signal (uS)	1								1																		8%	0%	17%	17%										
Écart-type du signal (uS)									1																		17%	0%	33%	33%										
Temps de réponse (ms)									1																		25%	0%	50%	17%										
Moyenne des temps de demi-recouvrement (ms)									1																		8%	0%	17%	33%										
Écart-type des temps de demi-recouvrement (ms)									1																		17%	0%	33%	33%										
Moyenne des temps de montée (ms)	1								1																		25%	0%	50%	17%										
Écart-type des temps de montée (ms)									1																		25%	0%	50%	0%										
Fréquence cardiaque moyenne (bpm)									1																		0%	0%	0%	0%										
Écart-type de la fréquence cardiaque (bpm)									1																		58%	50%	67%	50%										
Amplitude moyenne des battements (mV)									1																		17%	0%	33%	17%										
Écart-type de l'amplitude des battements (mV)									1																		17%	17%	17%	17%										
Activité cumulée (uV²/s)									1																		17%	33%	0%	33%										
Moyenne des iEMGs (uV²)									1																		17%	33%	0%	17%										
Écart-type des iEMGs (uV²)									1																		17%	17%	17%	0%										
Fréquence fondamentale (Hz)									1																		25%	17%	33%	33%										
1er harmonique									1																		17%	0%	33%	17%										
2ème harmonique									1																		8%	0%	17%	17%										
3ème harmonique	1								1																		33%	17%	50%	50%										





## **ANNEXE A : TABLEAUX DES PARAMÈTRES EXTRAITS DES SIGNAUX PHYSIOLOGIQUES**

Cette annexe présente pour chacun des sujets, et chacune des séquences audio jouée, les paramètres physiologiques extraits de chacun des signaux mesurés.

# Conductance électrodermale

## - Arirang speech (parole)

Sujet 1

		Nombre de réactions	Gradient du niveau de base (uS)	Degré de positivité (%)	Valeur moyenne du signal (uS)	Écart-type du signal (uS)	Temps de réponse (ms)	Moyenne des temps de recouvrement (ms)	Écart-type des temps de recouvrement (ms)	Moyenne des temps de montée (ms)	Écart-type des temps de montée (ms)
Original	1	GSR	0	0,009054	47,5	-1,440915	0,027977	0	NaN	NaN	0
Original	2	GSR	0	-0,001741	48,638337	-1,441375	0,028418	0	NaN	NaN	0
Original	3	GSR	0	0,006085	49,368421	-1,445646	0,0259	0	NaN	NaN	0
Original	4	GSR	0	0,008596	48,045795	-1,444458	0,028898	0	NaN	NaN	0
40 dB	1	GSR	0	0,003542	46,710526	-1,443856	0,027093	0	NaN	NaN	0
40 dB	2	GSR	0	-0,005017	48,578947	-1,441641	0,025082	0	NaN	NaN	0
40 dB	3	GSR	3	-0,040335	50,515878	-1,458213	0,171713	477	87	137	55,569776
40 dB	4	GSR	0	-0,012125	48,716936	-1,444277	0,037998	0	NaN	NaN	0
20 dB	1	GSR	0	-0,017264	47,302632	-1,434419	0,040884	0	NaN	NaN	0
20 dB	2	GSR	0	0,006047	47,528568	-1,449339	0,032253	0	NaN	NaN	0
20 dB	3	GSR	0	0,004714	48,802632	-1,444436	0,030269	0	NaN	NaN	0
20 dB	4	GSR	0	-0,011041	46,657895	-1,440823	0,029437	0	NaN	NaN	0
10 dB	1	GSR	0	0,010268	49,118421	-1,445361	0,033143	0	NaN	NaN	0
10 dB	2	GSR	0	0,033878	50,171053	-1,441102	0,033629	0	NaN	NaN	0
10 dB	3	GSR	0	0,002004	48,473684	-1,441341	0,029866	0	NaN	NaN	0
10 dB	4	GSR	0	0,004987	46,394737	-1,44319	0,032591	0	NaN	NaN	0

Sujet 2

	Nombre de réactions	Gradient du niveau de base (uS)	Degré de positivité (%)	Valeur moyenne du signal (uS)	Écart-type du signal (uS)	Temps de réponse (ms)	Moyenne des temps de demi-recouvrement (ms)	Écart-type des temps de demi-recouvrement (ms)	Moyenne des temps de montée (ms)	Écart-type des temps de montée (ms)		
Original	1	GSR	2	-0,154704	46,855263	-1,338395	0,308647	991	364,5	108,187338	580,5	101,11627
Original	2	GSR	2	-0,020021	55,578947	-1,439476	0,039469	1178	348	55,154329	1743,5	368,402633
Original	3	GSR	2	-0,062693	58,065789	-1,461743	0,820078	1	468,5	20,506097	809	330,925974
Original	4	GSR	1	-0,144067	48,855263	-1,441574	0,229731	1223	259	NaN	580	NaN
40 dB	1	GSR	1	-0,24436	45,130297	-1,441512	0,353399	554	246	NaN	687	NaN
40 dB	2	GSR	3	-0,039641	53,671053	-1,475346	0,762861	54	499,333333	239,011157	524	173,663468
40 dB	3	GSR	2	0,192066	57,697368	-1,481246	0,63631	2098	620	337,997041	602,5	144,95689
40 dB	4	GSR	2	0,048695	52,552632	-1,450841	0,064938	597	141,5	123,743687	461	268,700577
20 dB	1	GSR	2	-0,210055	47,381579	-1,447001	0,279685	839	309,5	45,961941	554	12,727922
20 dB	2	GSR	2	-0,004239	47,144737	-1,460281	0,200534	2804	250,5	9,192388	490,5	126,572114
20 dB	3	GSR	2	0,01253	48,881579	-1,4328	0,140658	2948	133	80,610173	530,5	75,660426
20 dB	4	GSR	1	0,077162	53,335087	-1,456683	0,298327	2241	369	NaN	1027	NaN
10 dB	1	GSR	1	0,079414	49,684211	-1,450968	0,231305	2634	260	NaN	741	NaN
10 dB	2	GSR	1	0,086383	50,236842	-1,457365	0,238884	2500	266	NaN	714	NaN
10 dB	3	GSR	1	0,017316	52,845636	-1,442659	0,12213	2733	228	NaN	638	NaN
10 dB	4	GSR	2	0,044883	43	-1,440374	0,098083	1942	228	57,982756	422,5	127,986327



**Harry Potter (parole sur musique)**

**Sujet 1**

		Nombre de réactions	Gradient du niveau de base (µS)	Degré de positivité (%)	Valeur moyenne du signal (µS)	Écart-type du signal (µS)	Temps de réponse (ms)	Moyenne des temps de recouvrement (ms)	Écart-type des temps de recouvrement (ms)	Moyenne des temps de montée (ms)	Écart-type des temps de montée (ms)
Original	1	GSR	0	-0,016323	47,92053	-1,442285	0,029728	0	NaN	NaN	0
Original	2	GSR	0	0,017395	45,23778	-1,452382	0,027614	0	NaN	NaN	0
Original	3	GSR	1	0,004697	49,377483	-1,446473	0,036757	2175	NaN	1600	NaN
Original	4	GSR	0	0,055643	48,748344	-1,450456	0,082501	0	NaN	NaN	0
40 dB	1	GSR	0	0,004754	45,735099	-1,44884	0,026982	0	NaN	NaN	0
40 dB	2	GSR	1	-0,016652	50,370861	-1,44662	0,073705	2045	NaN	1267	NaN
40 dB	3	GSR	0	0,003324	47,258278	-1,446238	0,032332	0	NaN	NaN	0
40 dB	4	GSR	0	0,002643	47,211921	-1,44794	0,058619	0	NaN	NaN	0
20 dB	1	GSR	0	0,022403	47,933775	-1,446876	0,027177	0	NaN	NaN	0
20 dB	2	GSR	0	-0,001751	47,608955	-1,447447	0,025298	0	NaN	NaN	0
20 dB	3	GSR	0	-0,00174	50,278146	-1,445052	0,026775	0	NaN	NaN	0
20 dB	4	GSR	0	-0,002384	48,516556	-1,447018	0,025531	0	NaN	NaN	0
10 dB	1	GSR	0	-0,000971	48,228359	-1,443604	0,027637	0	NaN	NaN	0
10 dB	2	GSR	0	-0,000537	48,066225	-1,446898	0,026516	0	NaN	NaN	0
10 dB	3	GSR	0	0,164675	47,761085	-1,418696	0,140292	0	NaN	NaN	0
10 dB	4	GSR	0	0,016292	47,84106	-1,452115	0,05247	0	NaN	NaN	0

Sujet 2

		Nombre de réactions	Gradient du niveau de base (uS)	Degré de positivité (%)	Valeur moyenne du signal (uS)	Écart-type du signal (uS)	Temps de réponse (ms)	Moyenne des temps de recouvrement (ms)	Écart-type des temps de recouvrement (ms)	Moyenne des temps de montée (ms)	Écart-type des temps de montée (ms)
Original	1	GSR	0,023111	49,175551	-1,44598	0,155025	1107	204,333333	158,664216	488,333333	118,698498
Original	2	GSR	0,022523	50,79796	-1,445664	0,16588	18	158,25	166,790038	736,25	312,721788
Original	3	GSR	0,065342	50,85105	-1,447802	0,312633	1929	381,333333	135,809916	827,666667	155,738028
Original	4	GSR	-0,043097	52,377483	-1,464194	0,469419	54	237,25	94,164307	539	124,707658
40 dB	1	GSR	0,264982	54,022912	-1,451837	0,33624	2089	467,5	41,7193	634	264,457936
40 dB	2	GSR	-0,236003	52,215379	-1,447527	0,557505	232	341,75	91,634691	696,5	285,878179
40 dB	3	GSR	0,036342	51,92053	-1,476486	0,235078	1411	218,666667	73,104947	481,666667	188,123187
40 dB	4	GSR	0,097615	48,781457	-1,449159	0,094255	216	207,333333	161,710647	629	243,499487
20 dB	1	GSR	0,094664	50,721854	-1,453383	0,188671	1893	328,333333	286,009324	916,666667	473,681679
20 dB	2	GSR	0,343012	44,393668	-1,463033	0,65243	1582	341,333333	156,174048	593,333333	271,860871
20 dB	3	GSR	-0,052417	50,109279	-1,443916	0,151674	125	276,333333	106,23245	595,333333	118,698498
20 dB	4	GSR	-0,017743	49,682119	-1,444901	0,035436	5519	2	2,828427	728,5	266,579257
10 dB	1	GSR	0,090873	52,354149	-1,47193	0,27647	1214	1004	NaN	1072	NaN
10 dB	2	GSR	0,029962	52,178808	-1,454575	0,175255	2179	344,5	103,944697	616,5	62,932504
10 dB	3	GSR	0,040313	51,708609	-1,442984	0,069597	2027	40,5	31,819805	751,5	64,346717
10 dB	4	GSR	0,084065	50,410596	-1,451271	0,316588	2196	339	NaN	625	NaN

**Music 1 (musique)**

**Sujet 1**

		Nombre de réactions	Gradient du niveau de base (uS)	Degré de positivité (%)	Valeur moyenne du signal (uS)	Écart-type du signal (uS)	Temps de réponse (ms)	Moyenne des temps de demi-recouvrement (ms)	Écart-type des temps de demi-recouvrement (ms)	Moyenne des temps de montée (ms)	Écart-type des temps de montée (ms)
Original	1	GSR	0,008135	47,694268	-1,442021	0,038332	2571	67	NaN	1204	NaN
Original	2	GSR	0,010797	48,155489	-1,444764	0,026714	0	NaN	0	NaN	0
Original	3	GSR	0,003277	49,82483	-1,443475	0,033364	0	NaN	0	NaN	0
Original	4	GSR	-0,002675	48,111345	-1,444787	0,02669	0	NaN	0	NaN	0
40 dB	1	GSR	0,014804	48,942675	-1,445076	0,025951	0	NaN	0	NaN	0
40 dB	2	GSR	0,001803	48,980892	-1,443585	0,026419	0	NaN	0	NaN	0
40 dB	3	GSR	0,011952	48,197452	-1,443844	0,059405	1846	535	NaN	1647	NaN
40 dB	4	GSR	-0,007139	49,355045	-1,443752	0,028786	0	NaN	0	NaN	0
20 dB	1	GSR	-0,000334	49,75473	-1,444978	0,023043	0	NaN	0	NaN	0
20 dB	2	GSR	0,015846	48,89172	-1,444286	0,026815	0	NaN	0	NaN	0
20 dB	3	GSR	0,006638	48,620931	-1,444885	0,025756	0	NaN	0	NaN	0
20 dB	4	GSR	-0,001895	49,996815	-1,441997	0,025774	0	NaN	0	NaN	0
10 dB	1	GSR	0,007034	49,003248	-1,445617	0,023475	0	NaN	0	NaN	0
10 dB	2	GSR	-0,000601	49,968153	-1,442583	0,029648	0	NaN	0	NaN	0
10 dB	3	GSR	0,003959	48,566879	-1,445528	0,024932	0	NaN	0	NaN	0
10 dB	4	GSR	-0,00687	48,783284	-1,443267	0,029037	0	NaN	0	NaN	0

Sujet 2

	Nombre de réactions	Gradient du niveau de base (uS)	Degré de positivité (%)	Valeur moyenne du signal (uS)	Écart-type du signal (uS)	Temps de réponse (ms)	Moyenne des temps de recouvrement (ms)	Écart-type des temps de recouvrement (ms)	Moyenne des temps de montée (ms)	Écart-type des temps de montée (ms)
Original	1	GSR	51,375796	-1,448249	0,23272	2000	313	NaN	714	NaN
Original	1	GSR	48,563585	-1,442272	0,127702	5052	272	NaN	665	NaN
Original	2	GSR	49,391681	-1,437519	0,125752	2107	140	154,149278	1063	138,592929
Original	2	GSR	49,579564	-1,417417	0,213973	375	141	192,333044	580,5	139,300036
40 dB	1	GSR	52,88535	-1,457245	0,616564	72	303	NaN	447	NaN
40 dB	2	GSR	48,464968	-1,45291	0,477448	2139	292,666667	128,908236	695	119,849906
40 dB	3	GSR	51,843832	-1,44561	0,258235	2357	273	NaN	625	NaN
40 dB	4	GSR	49,815287	-1,452617	0,18759	375	232	225,501663	755,666667	80,649447
20 dB	1	GSR	52,522614	-1,459205	0,324971	1464	326,5	112,429978	714,5	50,204581
20 dB	2	GSR	49,191083	-1,497459	0,438444	2319	412	NaN	485	NaN
20 dB	3	GSR	47,273885	-1,448707	0,152035	661	257,5	119,044809	678,5	168,930952
20 dB	4	GSR	52,697624	-1,426793	0,340576	2000	273	NaN	571	NaN
10 dB	1	GSR	50,608319	-1,462306	0,235413	2000	274,5	195,868578	491,5	62,932504
10 dB	2	GSR	49,713339	-1,448979	0,059586	2063	7	8,185353	603,666667	75,341445
10 dB	3	GSR	51,06899	-1,447723	0,251102	2161	323	NaN	875	NaN
10 dB	4	GSR	50,43949	-1,447129	0,213844	1786	206	69,296465	741	138,592929

**Music 3 (musique)**

**Sujet 1**

	Nombre de réactions	Gradient du niveau de base (uS)	Degré de positivité (%)	Valeur moyenne du signal (uS)	Écart-type du signal (uS)	Temps de réponse (ms)	Moyenne des temps de demi-recouvrement (ms)	Écart-type des temps de demi-recouvrement (ms)	Moyenne des temps de montée (ms)	Écart-type des temps de montée (ms)
Original	1	0,051683	50,306748	-1,449634	0,046093	1346	485	NaN	1385	NaN
Original	0	0,0021	48,976833	-1,446887	0,029264	0	NaN	0	NaN	0
Original	0	0,017043	50,233129	-1,447893	0,026853	0	NaN	0	NaN	0
Original	1	0,008825	49,806452	-1,445711	0,047125	1967	572	NaN	1413	NaN
40 dB	1	0,014997	50,840491	-1,447595	0,031796	1356	636	NaN	1299	NaN
40 dB	0	-0,004393	50,070556	-1,445014	0,027102	0	NaN	0	NaN	0
40 dB	0	-0,009211	49,656442	-1,446654	0,024363	0	NaN	0	NaN	0
40 dB	0	-0,001096	49,352721	-1,445125	0,023077	0	NaN	0	NaN	0
20 dB	4	-0,044838	46,650216	-1,443963	0,106183	1624	428,25	107,92397	1136,25	59,34293
20 dB	1	0,001259	50,218233	-1,447218	0,033138	9684	7	NaN	898	NaN
20 dB	0	0,006233	50,261169	-1,444674	0,023742	0	NaN	0	NaN	0
20 dB	0	0,000737	50,04295	-1,445331	0,022291	0	NaN	0	NaN	0
10 dB	1	0,023787	49,220859	-1,444503	0,080214	1681	617	NaN	1719	NaN
10 dB	1	-0,003065	49,766871	-1,445478	0,035445	8443	4	NaN	936	NaN
10 dB	0	-0,003065	48,981595	-1,446909	0,028335	0	NaN	0	NaN	0
10 dB	4	0,003991	49,404908	-1,44588	0,021225	0	NaN	0	NaN	0

Sujet 2

	Nombre de réactions	Gradient du niveau de base (uS)	Degré de positivité (%)	Valeur moyenne du signal (uS)	Écart-type du signal (uS)	Temps de réponse (ms)	Moyenne des temps de demi-recouvrement (ms)	Écart-type des temps de demi-recouvrement (ms)	Moyenne des temps de montée (ms)	Écart-type des temps de montée (ms)
Original	4	-0,137107	50,374233	-1,423549	0,381685	2144	280	43,908997	621,5	82,350875
Original	3	-0,307181	46,490798	-1,474237	0,341676	3946	235	133	588	191,843686
Original	2	-0,000908	51,110838	-1,452917	0,203265	2391	160,5	211,424928	578,5	67,175144
Original	3	-0,034851	51,852761	-1,450615	0,148916	1423	126,333333	119,005602	525	144,678955
40 dB	1	-0,199363	51,444874	-1,431611	0,294148	1062	390	NaN	1025	NaN
40 dB	4	-0,040363	51,785276	-1,451651	0,281753	2391	249,5	139,920215	597,75	197,293985
40 dB	3	-0,133314	51,352678	-1,407276	0,313812	1062	205,333333	181,475435	588,333333	33,486316
40 dB	4	-0,012049	48,429448	-1,446144	0,106266	1280	61,5	113,221023	606,5	47,933982
20 dB	1	0,068334	48,460123	-1,434666	0,098904	2349	188	130,56416	674,666667	48,345975
20 dB	2	-0,104417	47,08589	-1,476209	0,416515	683	269	150,44268	727	123,109707
20 dB	3	-0,202112	48,141104	-1,489446	0,286157	2884	129	166,8772	626	107,480231
20 dB	4	0,284556	51,380368	-1,473793	0,230573	892	165,75	192,418598	579	239,025801
10 dB	1	-0,032869	51,945657	-1,447125	0,138731	2391	285	NaN	645	NaN
10 dB	2	0,065889	51,846626	-1,44505	0,330027	2163	391,5	105,35891	749,5	40,305087
10 dB	3	-0,002367	50,673225	-1,449059	0,089339	2445	123,666667	106,959494	611	19
10 dB	4	0,24134	49,401877	-1,45981	0,355596	2694	619	374,766594	711,5	94,045202

**SpeechOverMusic 1 (parole sur musique)**

**Sujet 1**

	Original	Original	Original	Original	40 dB	40 dB	40 dB	40 dB	20 dB	20 dB	20 dB	20 dB	10 dB	10 dB	10 dB	10 dB
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR
Nombre de réactions	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	2	1
Gradient du niveau de base (uS)	-0,004108	-0,003535	-0,000835	-0,018993	0,003919	0,00329	-0,004086	0,001725	-0,088349	0,001255	0,001135	-0,002856	-0,00182	0,002638	0,002402	-0,00491
Degré de positivité (%)	49,120968	48,217742	49,266129	47,70546	50,5	46,927419	47,435484	50,774194	44,716073	47,652962	50,443548	48,258065	46,58871	50,810549	50,16129	47,782258
Valeur moyenne du signal (uS)	-1,445369	-1,444306	-1,444426	-1,443908	-1,443732	-1,444152	-1,446184	-1,442434	-1,431492	-1,445865	-1,443023	-1,44354	-1,447885	-1,443891	-1,444311	-1,441939
Écart-type du signal (uS)	0,010591	0,0144	0,013408	0,018737	0,012215	0,029135	0,013377	0,016647	0,097429	0,016873	0,009711	0,016497	0,038196	0,012014	0,034366	0,013338
Temps de réponse (ms)	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1475	0	0	0	0	1534	1534
Moyenne des temps de recouvrement (ms)	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	79	NaN	NaN	NaN	NaN	58,5	122
Écart-type des temps de recouvrement (ms)	0	0	0	0	0	0	0	0	0	NaN	0	0	0	0	30,405592	NaN
Moyenne des temps de montée (ms)	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	NaN	219	NaN	NaN	NaN	NaN	234	176
Écart-type des temps de montée (ms)	0	0	0	0	0	0	0	0	0	NaN	0	0	0	0	0	NaN

Sujet 2

	Nombre de réactions	Gradient du niveau de base (uS)	Degré de positivité (%)	Valeur moyenne du signal (uS)	Écart-type du signal (uS)	Temps de réponse (ms)	Moyenne des temps de demi-recouvrement (ms)	Écart-type des temps de demi-recouvrement (ms)	Moyenne des temps de montée (ms)	Écart-type des temps de montée (ms)
Original	1	-0,196615	49,81007	-1,435674	0,371145	3003	261	NaN	696	NaN
Original	2	0,004167	50,62505	-1,444213	0,123908	2396	305	NaN	716	NaN
Original	3	0,034708	51,330645	-1,449195	0,132724	2568	266	NaN	638	NaN
Original	4	-0,039429	49,205581	-1,44663	0,398832	1741	382	NaN	624	NaN
40 dB	1	0,008694	49,346774	-1,44589	0,051172	2794	203	NaN	559	NaN
40 dB	2	0,001179	51,540323	-1,446902	0,057884	2088	151	157,990506	916,666667	184,706073
40 dB	3	-0,19457	44,758065	-1,454531	0,441189	1436	372	NaN	609	NaN
40 dB	4	0,06511	51,153226	-1,45057	0,096648	2133	405	144,249783	723	9,899495
20 dB	1	0,102488	49,629032	-1,456595	0,169916	2133	147,5	190,211724	718,5	276,478751
20 dB	2	0,027091	48,903226	-1,446167	0,148546	3067	117,5	135,057395	555,5	20,506097
20 dB	3	0,043078	51,048387	-1,449127	0,449351	2133	346	NaN	682	NaN
20 dB	4	-0,051799	49,393204	-1,449852	0,203678	2612	269	1,414214	653	21,213203
10 dB	1	0,02903	44,854839	-1,44444	0,224861	2684	304	45,254834	747,5	174,655375
10 dB	2	-0,055009	47,637097	-1,47509	0,241349	5658	276	NaN	478	NaN
10 dB	3	0,013007	49,084604	-1,446049	0,107708	2585	351,5	91,216775	628	21,213203
10 dB	4	0,027352	48,806924	-1,445897	0,190936	2568	250	NaN	697	NaN



**Tel mg54 speech (parole)**

**Sujet 1**

	Nombre de réactions	Gradient du niveau de base (uS)	Degré de positivité (%)	Valeur moyenne du signal (uS)	Écart-type du signal (uS)	Temps de réponse (ms)	Moyenne des temps de demi-recouvrement (ms)	Écart-type des temps de demi-recouvrement (ms)	Moyenne des temps de montée (ms)	Écart-type des temps de montée (ms)
Original	0	0,009387	48,587147	-1,442348	0,018139	0	NaN	0	NaN	0
Original	0	-0,002165	46,55	-1,444137	0,017819	0	NaN	0	NaN	0
Original	0	-0,002781	49,490374	-1,441215	0,018177	0	NaN	0	NaN	0
Original	0	0,004928	50,3625	-1,439426	0,021118	0	NaN	0	NaN	0
40 dB	0	0,002318	45,125	-1,444654	0,017805	0	NaN	0	NaN	0
40 dB	1	-0,010455	47,675	-1,455983	0,084722	2253	591	NaN	824	NaN
40 dB	0	-0,000577	47,7	-1,444247	0,017702	0	NaN	0	NaN	0
40 dB	0	-0,000776	47,981502	-1,443352	0,017581	0	NaN	0	NaN	0
20 dB	0	-0,008126	50,3	-1,438781	0,02101	0	NaN	0	NaN	0
20 dB	0	0,001939	48,7125	-1,444057	0,016717	0	NaN	0	NaN	0
20 dB	0	0,000118	45,905738	-1,44527	0,019879	0	NaN	0	NaN	0
20 dB	0	0,000675	47,3375	-1,446121	0,020481	0	NaN	0	NaN	0
10 dB	0	-0,047155	46,106737	-1,444814	0,035124	0	NaN	0	NaN	0
10 dB	0	-0,011886	51,893987	-1,441499	0,029239	0	NaN	0	NaN	0
10 dB	0	-0,024526	46,8	-1,43006	0,022402	0	NaN	0	NaN	0
10 dB	0	-0,014676	46,4375	-1,439539	0,020125	0	NaN	0	NaN	0

Sujet 2

	Original	Original	Original	Original	40 dB	40 dB	40 dB	40 dB	20 dB	20 dB	20 dB	20 dB	10 dB	10 dB	10 dB	10 dB
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
	2	2	2	2	1	2	2	2	2	2	1	2	1	1	1	1
	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR	GSR
	0,091234	-0,046304	0,089029	0,206508	-0,011355	-0,000848	-0,022869	0,055312	0,16853	-0,05705	-0,191622	-0,06011	-0,033198	0,108479	-0,356314	0,003288
	49,7	51,634398	46,925	42,5625	54,0125	47,106612	51,1375	48,55	51,95	49,8875	55,9375	54	48,8	48,1125	48,9625	49,96835
	-1,445173	-1,445171	-1,459925	-1,474791	-1,430632	-1,451538	-1,44892	-1,456887	-1,426206	-1,436955	-1,458403	-1,451322	-1,443178	-1,450056	-1,527964	-1,447245
	0,253482	0,066511	0,136624	0,585359	0,453039	0,101101	0,107474	0,266477	0,328956	0,13886	0,428777	0,123884	0,364701	0,183094	0,467076	0,0822
	688	679	728	1705	2375	755	315	929	1634	530	2304	800	2661	2946	5955	1828
	193	37	120,5	195,5	290	63,5	234,5	158	249,5	173	395	158	255	241	266	5
	141,421356	42,426407	30,405592	185,969083	NaN	71,417785	197,282792	144,249783	84,145707	19,79899	NaN	120,208153	NaN	NaN	NaN	NaN
	450,5	367	360	460	607	360	539	401,5	616,5	301	696	386,5	643	554	518	670
	272,236111	301,227489	190,918831	145,663997	NaN	292,742207	509,116882	316,076731	152,027958	209,303607	NaN	292,035101	NaN	NaN	NaN	NaN

# Volume sanguin pulsé

## - Arirang Speech (parole)

### Sujet 1

		Fréquence cardiaque moyenne (bpm)	Écart-type de la fréquence cardiaque (bpm)	Amplitude moyenne des battements (mV)	Écart-type de l'amplitude des battements (mV)
Original	1	86,783643	1,328846	6,652178	0,653823
Original	2	75,507558	6,68381	25,77175	6,439883
Original	3	74,060669	2,259367	33,752986	5,084262
Original	4	76,028373	2,450075	32,329618	6,274765
40 dB	1	78,112176	2,501214	37,950551	3,682178
40 dB	2	81,969568	10,844973	21,445108	7,666928
40 dB	3	80,329737	5,488759	37,602155	6,43634
40 dB	4	69,639036	4,079761	45,419863	8,709683
20 dB	1	78,955833	3,928602	33,166666	3,506962
20 dB	2	76,877436	2,195109	41,529503	7,71094
20 dB	3	74,886196	3,03509	42,376653	6,590021
20 dB	4	76,541784	2,787763	29,252559	3,5087
10 dB	1	74,144539	2,460315	32,756931	10,476617
10 dB	2	75,220465	4,198797	34,649442	5,86681
10 dB	3	71,41845	4,324819	32,172343	7,64901
10 dB	4	72,421993	3,443326	43,836645	8,495011

## Volume sanguin pulsé

### - Arirang Speech (parole)

#### Sujet 1

		Fréquence cardiaque moyenne (bpm)	Écart-type de la fréquence cardiaque (bpm)	Amplitude moyenne des battements (mV)	Écart-type de l'amplitude des battements (mV)	
Original	1	PPG	86,783643	1,328846	6,652178	0,653823
Original	2	PPG	75,507558	6,68381	25,77175	6,439883
Original	3	PPG	74,060669	2,259367	33,752986	5,084262
Original	4	PPG	76,028373	2,450075	32,329618	6,274765
40 dB	1	PPG	78,112176	2,501214	37,950551	3,682178
40 dB	2	PPG	81,969568	10,844973	21,445108	7,666928
40 dB	3	PPG	80,329737	5,488759	37,602155	6,43634
40 dB	4	PPG	69,639036	4,079761	45,419863	8,709683
20 dB	1	PPG	78,955833	3,928602	33,166666	3,506962
20 dB	2	PPG	76,877436	2,195109	41,529503	7,71094
20 dB	3	PPG	74,886196	3,03509	42,376653	6,590021
20 dB	4	PPG	76,541784	2,787763	29,252559	3,5087
10 dB	1	PPG	74,144539	2,460315	32,756931	10,476617
10 dB	2	PPG	75,220465	4,198797	34,649442	5,86681
10 dB	3	PPG	71,41845	4,324819	32,172343	7,64901
10 dB	4	PPG	72,421993	3,443326	43,836645	8,495011

Sujet 2

	Fréquence cardiaque moyenne (bpm)	Écart-type de la fréquence cardiaque (bpm)	Amplitude moyenne des battements (mV)	Écart-type de l'amplitude des battements (mV)
Original	85,628204	2,481963	6,410767	1,014135
Original	75,507558	6,68381	25,77175	6,439883
Original	74,060669	2,259367	33,752986	5,084262
Original	76,028373	2,450075	32,329618	6,274765
40 dB	78,140082	2,525253	37,593599	4,25056
40 dB	81,969568	10,844973	21,445108	7,666928
40 dB	80,329737	5,488759	37,602155	6,43634
40 dB	69,639036	4,079761	45,419863	8,709683
20 dB	78,955833	3,928602	33,166666	3,506962
20 dB	76,877436	2,195109	41,529503	7,71094
20 dB	74,886196	3,03509	42,376653	6,590021
20 dB	76,541784	2,787763	29,252559	3,5087
10 dB	74,144539	2,460315	32,756931	10,476617
10 dB	75,220465	4,198797	34,649442	5,86681
10 dB	71,41845	4,324819	32,172343	7,64901
10 dB	72,421993	3,443326	43,836645	8,495011

**Harry Potter (parole sur musique)**

**Sujet 1**

			Fréquence cardiaque moyenne (bpm)	Écart-type de la fréquence cardiaque (bpm)	Amplitude moyenne des battements (mV)	Écart-type de l'amplitude des battements (mV)
Original	1	PPG	75,933111	4,330155	45,722174	11,752863
Original	2	PPG	71,990223	2,939577	54,494292	9,034105
Original	3	PPG	75,734731	6,86111	46,535114	10,230553
Original	4	PPG	73,34366	9,603562	7,989773	3,252429
40 dB	1	PPG	85,127599	8,397215	6,122454	3,436434
40 dB	2	PPG	74,865644	2,966297	39,846904	7,917838
40 dB	3	PPG	74,629002	5,5256	44,767047	14,227792
40 dB	4	PPG	74,566556	4,999207	46,944158	10,208901
20 dB	1	PPG	73,604574	5,82037	47,093545	16,087385
20 dB	2	PPG	78,667619	12,913653	3,730075	1,344184
20 dB	3	PPG	75,542708	2,314858	20,308218	6,59707
20 dB	4	PPG	72,271612	3,442793	18,162046	6,498668
10 dB	1	PPG	72,922848	4,95356	63,413399	11,094532
10 dB	2	PPG	73,890351	4,405646	19,955134	3,658554
10 dB	3	PPG	73,445209	3,231542	55,995682	11,249819
10 dB	4	PPG	72,641869	4,160755	45,83434	9,34077

Sujet 2

	Fréquence cardiaque moyenne (bpm)	Écart-type de la fréquence cardiaque (bpm)	Amplitude moyenne des battements (mV)	Écart-type de l'amplitude des battements (mV)
Original	75,933111	4,330155	45,722174	11,752863
Original	71,990223	2,939577	54,494292	9,034105
Original	75,734731	6,861111	46,535114	10,230553
Original	73,34366	9,603562	7,989773	3,252429
40 dB	85,127599	8,397215	6,122454	3,436434
40 dB	75,0066	3,32597	42,027745	10,012834
40 dB	74,629002	5,5256	44,767047	14,227792
40 dB	74,566556	4,999207	46,944158	10,208901
20 dB	73,604574	5,82037	47,093545	16,087385
20 dB	78,186823	5,853003	3,657082	1,534839
20 dB	76,69684	1,714844	22,277345	5,352378
20 dB	72,271612	3,442793	18,162046	6,498668
10 dB	72,922848	4,95356	63,413399	11,094532
10 dB	73,890351	4,405646	19,955134	3,658554
10 dB	73,445209	3,231542	55,995682	11,249819
10 dB	72,641869	4,160755	45,83434	9,34077

**Music 1 (musique)**

**Sujet 1**

			Fréquence cardiaque moyenne (bpm)	Écart-type de la fréquence cardiaque (bpm)	Amplitude moyenne des battements (mV)	Écart-type de l'amplitude des battements (mV)
Original	1	PPG	72,183383	3,015186	14,753022	8,832227
Original	2	PPG	73,869342	3,010274	53,264177	9,88957
Original	3	PPG	71,480413	4,012181	54,209177	8,045158
Original	4	PPG	72,977097	4,42411	51,321235	10,721759
40 dB	1	PPG	81,523349	3,026857	54,353566	13,032963
40 dB	2	PPG	74,934134	4,823333	55,464408	14,320371
40 dB	3	PPG	75,523457	7,590373	34,026238	20,197862
40 dB	4	PPG	76,272511	2,764031	56,143647	9,158142
20 dB	1	PPG	83,196083	4,593359	8,198518	1,590432
20 dB	2	PPG	76,000302	4,721771	7,437546	2,789938
20 dB	3	PPG	76,01368	3,379095	57,786181	11,474503
20 dB	4	PPG	74,036299	4,116311	37,865811	7,320088
10 dB	1	PPG	85,955818	7,548499	6,481764	2,000758
10 dB	2	PPG	74,679477	3,432518	11,922887	2,077247
10 dB	3	PPG	75,204627	3,703916	12,328374	3,480359
10 dB	4	PPG	73,998134	3,777381	53,909204	9,116305



Sujet 2

	Fréquence cardiaque moyenne (bpm)	Écart-type de la fréquence cardiaque (bpm)	Amplitude moyenne des battements (mV)	Écart-type de l'amplitude des battements (mV)
Original	72,428628	2,910238	10,825965	1,848871
Original	73,869342	3,010274	53,264177	9,88957
Original	71,480413	4,012181	54,209177	8,045158
Original	72,977097	4,42411	51,321235	10,721759
40 dB	81,523349	3,026857	54,353566	13,032963
40 dB	74,934134	4,823333	55,464408	14,320371
40 dB	75,523457	7,590373	34,026238	20,197862
40 dB	76,272511	2,764031	56,143647	9,158142
20 dB	83,196083	4,593359	8,198518	1,590432
20 dB	76,000302	4,721771	7,437546	2,789938
20 dB	76,01368	3,379095	57,786181	11,474503
20 dB	74,036299	4,116311	37,865811	7,320088
10 dB	85,956818	7,548499	6,481764	2,000758
10 dB	74,679477	3,432518	11,922887	2,077247
10 dB	75,204627	3,703916	12,328374	3,480359
10 dB	73,998134	3,777381	53,909204	9,116305

**Music 3 (musique)**

**Sujet 1**

		Fréquence cardiaque moyenne (bpm)	Écart-type de la fréquence cardiaque (bpm)	Amplitude moyenne des battements (mV)	Écart-type de l'amplitude des battements (mV)
Original	1	74,443634	5,460118	39,457895	8,527179
Original	2	76,83165	6,381349	41,040732	13,75628
Original	3	69,034139	3,86313	48,348705	13,056508
Original	4	75,204483	5,070441	47,347983	9,520175
40 dB	1	83,993515	11,226832	44,853046	8,418606
40 dB	2	72,058694	4,601075	50,609164	10,634216
40 dB	3	83,427673	11,492976	46,145301	18,6577
40 dB	4	72,884394	5,985311	41,331579	13,403607
20 dB	1	67,671303	4,461387	55,215521	13,513476
20 dB	2	76,037602	6,61269	36,860705	7,584427
20 dB	3	72,876901	7,280095	4,948601	1,350096
20 dB	4	78,56486	5,265169	10,178953	1,644756
10 dB	1	70,503668	3,889874	48,347074	13,127132
10 dB	2	80,245311	3,528093	37,007509	6,269616
10 dB	3	71,332698	3,492953	41,654071	14,04821
10 dB	4	83,012888	10,803822	29,859427	9,923346

Sujet 2

	Fréquence cardiaque moyenne (bpm)	Écart-type de la fréquence cardiaque (bpm)	Amplitude moyenne des battements (mV)	Écart-type de l'amplitude des battements (mV)
Original	74,443634	5,460118	39,457895	8,527179
Original	76,83165	6,381349	41,040732	13,75628
Original	69,034139	3,86313	48,348705	13,056508
Original	75,204483	5,070441	47,347983	9,520175
40 dB	83,993515	11,226832	44,853046	8,418606
40 dB	72,058694	4,601075	50,609164	10,634216
40 dB	83,427673	11,492976	46,145301	18,6577
40 dB	72,884394	5,985311	41,331579	13,403607
20 dB	67,671303	4,461387	55,215521	13,513476
20 dB	76,037602	6,61269	36,860705	7,584427
20 dB	72,876901	7,280095	4,948601	1,350096
20 dB	78,56486	5,265169	10,178953	1,644756
10 dB	70,503668	3,889874	48,347074	13,127132
10 dB	80,245311	3,528093	37,007509	6,269616
10 dB	71,332698	3,492953	41,654071	14,04821
10 dB	83,012888	10,803822	29,859427	9,923346

**SpeechOverMusic 1 (parole sur musique)**

**Sujet 1**

			Fréquence cardiaque moyenne (bpm)	Écart-type de la fréquence cardiaque (bpm)	Amplitude moyenne des battements (mV)	Écart-type de l'amplitude des battements (mV)
Original	1	PPG	84,430574	4,521361	30,977885	10,093598
Original	2	PPG	68,18318	4,721616	31,921073	8,010067
Original	3	PPG	70,857005	4,846861	29,533028	8,248033
Original	4	PPG	73,887725	3,0369	35,648773	5,373195
40 dB	1	PPG	70,065905	4,77682	26,391511	9,661808
40 dB	2	PPG	72,812271	2,843976	24,849036	3,698353
40 dB	3	PPG	75,207889	7,557501	35,620178	6,022361
40 dB	4	PPG	72,506502	4,520258	20,02284	3,813968
20 dB	1	PPG	72,728459	3,641072	34,56284	6,178295
20 dB	2	PPG	72,998767	2,801617	31,089453	6,98125
20 dB	3	PPG	74,49589	6,578932	57,596786	13,551545
20 dB	4	PPG	68,772183	4,414091	44,048691	12,46899
10 dB	1	PPG	71,320097	3,52746	57,902182	12,029246
10 dB	2	PPG	68,647101	3,925605	39,300989	11,403918
10 dB	3	PPG	71,176575	3,895224	31,196753	7,354239
10 dB	4	PPG	67,790173	4,172839	25,404183	6,852291

Sujet 2

	Fréquence cardiaque moyenne (bpm)	Écart-type de la fréquence cardiaque (bpm)	Amplitude moyenne des battements (mV)	Écart-type de l'amplitude des battements (mV)
Original	84,430574	4,521361	30,977885	10,093598
Original	68,18318	4,721616	31,921073	8,010067
Original	70,857005	4,846861	29,533028	8,248033
Original	73,887725	3,0369	35,648773	5,373195
40 dB	70,065905	4,77682	26,391511	9,661808
40 dB	72,812271	2,843976	24,849036	3,698353
40 dB	75,207889	7,557501	35,620178	6,022361
40 dB	72,506502	4,520258	20,02284	3,813968
20 dB	72,728459	3,641072	34,56284	6,178295
20 dB	72,998767	2,801617	31,089453	6,98125
20 dB	74,49589	6,578932	57,596786	13,551545
20 dB	68,772183	4,414091	44,048691	12,46899
10 dB	71,320097	3,52746	57,902182	12,029246
10 dB	68,647101	3,925605	39,300989	11,403918
10 dB	71,176575	3,895224	31,196753	7,354239
10 dB	67,790173	4,172839	25,404183	6,852291

Te1 mg54 speech (parole)

Sujet 1

			Fréquence cardiaque moyenne (bpm)	Écart-type de la fréquence cardiaque (bpm)	Amplitude moyenne des battements (mV)	Écart-type de l'amplitude des battements (mV)
Original	1	PPG	70,577034	6,657009	3,722835	1,678478
Original	2	PPG	70,697734	1,941473	31,639741	6,887014
Original	3	PPG	81,542221	28,533049	2,108525	1,158409
Original	4	PPG	73,096467	13,651204	3,107354	0,347945
40 dB	1	PPG	78,218585	4,599727	20,010867	6,516049
40 dB	2	PPG	73,215336	4,298514	28,456108	7,147889
40 dB	3	PPG	75,9175	14,524262	1,687767	0,689683
40 dB	4	PPG	72,292766	11,273608	2,38335	0,725835
20 dB	1	PPG	74,283899	3,953642	20,706815	4,847324
20 dB	2	PPG	70,374629	8,11859	4,123698	1,112708
20 dB	3	PPG	62,905688	18,160169	2,489102	1,237368
20 dB	4	PPG	80,267481	17,786768	2,458417	0,622877
10 dB	1	PPG	87,608663	21,995485	1,492647	0,723262
10 dB	2	PPG	92,485653	21,889587	2,501744	0,454526
10 dB	3	PPG	95,49924	7,170812	35,267055	13,625859
10 dB	4	PPG	70,214225	4,372523	75,899096	22,102532

Sujet 2

		Fréquence cardiaque moyenne (bpm)	Écart-type de la fréquence cardiaque (bpm)	Amplitude moyenne des battements (mV)	Écart-type de l'amplitude des battements (mV)
Original	1	70,577034	6,657009	3,722835	1,678478
Original	2	70,697734	1,941473	31,639741	6,887014
Original	3	81,542221	28,533049	2,108525	1,158409
Original	4	73,096467	13,651204	3,107354	0,347945
40 dB	1	78,218585	4,599727	20,010867	6,516049
40 dB	2	73,215336	4,298514	28,456108	7,147889
40 dB	3	75,9175	14,524262	1,687767	0,689683
40 dB	4	72,292766	11,273608	2,38335	0,725835
20 dB	1	74,614058	3,814941	20,535856	2,722019
20 dB	2	70,374629	8,11859	4,123698	1,112708
20 dB	3	75,383123	21,245313	2,290416	1,227797
20 dB	4	80,267481	17,786768	2,458417	0,622877
10 dB	1	87,608663	21,995485	1,492647	0,723262
10 dB	2	92,485653	21,889587	2,501744	0,454526
10 dB	3	95,49924	7,170812	35,267055	13,625859
10 dB	4	70,214225	4,372523	75,899096	22,102532

# Électromyogramme

## - Arirang Speech (parole)

**Sujet 1**

	Activité cumulée (uV <sup>2</sup> /s)	Moyenne des iEMGs (uV <sup>2</sup> )	Écart-type des iEMGs (uV <sup>2</sup> )	Fréquence fondamentale (Hz)	1er harmonique	2ème harmonique	3ème harmonique	Amplitude du 1er harmonique	Amplitude du 2ème harmonique	Amplitude du 3ème harmonique	Fréquence moyenne de la fatigue musculaire (Hz)	Écart-type de la fatigue musculaire (Hz)	Progression de la fatigue musculaire (Hz)
Origina 1	EMG 216,10992	88,928725	31,53286	90,197368	0	1	3	1,060741	3,209696	1,430478	76,702404	1,843992	0,319611
Origina 2	EMG 207,54788	90,795153	26,48035	89,748868	1	3	4	2,464325	1,088231	0,763661	76,191389	0,584928	0,135885
Origina 3	EMG 193,93706	90,457687	29,34686	89,518701	0	1	3	1,138733	1,943471	1,22048	77,751753	0,770582	0,104682
Origina 4	EMG 238,92433	98,341618	36,18102	90,14344	0	1	3	1,7255	1,826072	1,620631	76,605128	1,187578	0,471363
40 dB 1	EMG 208,92448	85,969722	31,32486	89,934211	0	1	3	0,619786	0,960518	0,830225	77,688727	0,335418	0,07353
40 dB 2	EMG 235,21955	96,799895	35,36320	88,881579	0	1	3	1,205005	0,673439	0,472211	76,852237	0,6694	0,291938
40 dB 3	EMG 205,90059	96,012136	33,95897	89,348851	0	1	3	0,875377	3,454486	1,180151	76,065711	0,626144	-0,029962
40 dB 4	EMG 218,3935	89,831471	29,45362	90,340834	0	1	3	1,090537	2,967611	1,780888	76,918591	1,32823	-0,241675
20 dB 1	EMG 208,60920	85,863288	30,29582	89,342105	0	1	3	0,803973	2,546515	1,350741	76,906777	0,825188	-0,013126
20 dB 2	EMG 232,14204	95,579357	35,99929	90,685623	0	1	3	1,552347	2,811601	1,15822	76,648988	0,952331	-0,176516
20 dB 3	EMG 253,00427	104,12912	34,21384	90,065789	0	1	3	1,412206	2,383844	1,115696	77,346756	0,670762	0,344855
20 dB 4	EMG 195,31990	105,13797	34,50482	90,130916	0	1	3	1,608021	1,362883	0,885372	77,60722	0,672532	-0,157652
10 dB 1	EMG 208,21430	91,035758	32,66641	90,685931	0	1	3	1,759764	2,696454	1,853258	75,924812	1,102549	0,53937
10 dB 2	EMG 230,42559	94,857659	33,5167	91,118421	0	1	4	1,005485	2,314404	0,829369	76,964915	0,647829	-0,066312
10 dB 3	EMG 246,16896	101,27832	36,65438	89,802632	1	3	4	1,160925	0,848391	0,858027	77,685413	1,032954	0,361991
10 dB 4	EMG 225,605784	105,188894	31,332803	90,25974	0	1	3	0,982854	1,350453	0,775823	76,732198	0,897223	0,007222



Sujet 2

	Activité cumulée (µV²/s)	Moyenne des iEMGs (µV²)	Écart-type des iEMGs (µV²)	Fréquence fondamentale (Hz)	1er harmonique	2ème harmonique	3ème harmonique	Amplitude du 1er harmonique	Amplitude du 2ème harmonique	Amplitude du 3ème harmonique	Fréquence moyenne de la fatigue musculaire (Hz)	Écart-type de la fatigue musculaire (Hz)	Progression de la fatigue musculaire (Hz)
Original 1	EMG 36,7208706	16,062635	5,52214	45,930866	0	1	3	0,132313	0,159528	0,125285	76,922121	0,800754	-0,187046
Original 2	EMG 26,3845951	12,301989	4,023049	46,904047	0	1	7	0,174838	0,23504	0,167877	77,298441	0,637853	0,289435
Original 3	EMG 45,136935	21,053785	7,688825	46,493015	0	1	3	0,237992	0,259064	0,202097	78,373481	0,742122	-0,039595
Original 4	EMG 31,5718861	13,801312	4,459787	46,806167	0	1	8	0,16194	0,758078	0,431854	78,325898	1,48794	-0,695775
40 dB 1	EMG 23,9885516	10,494556	3,482612	46,946091	0	1	3	0,111533	0,158813	0,189509	77,406607	1,579929	0,673315
40 dB 2	EMG 38,3108019	16,749962	11,710666	46,10787	1	3	8	0,145006	0,170109	0,169922	77,981856	0,938333	-0,394714
40 dB 3	EMG 44,8046536	20,898388	8,765339	46,261816	0	1	8	0,22533	0,226915	0,132117	76,81416	1,096693	-0,484548
40 dB 4	EMG 35,4979611	14,612548	5,281733	47,105263	0	1	8	0,146885	0,444977	0,141288	77,573097	0,998031	-0,275321
20 dB 1	EMG 27,6409329	12,086744	4,201916	47,484882	1	8	9	0,282125	0,22281	0,223128	78,185047	0,647593	-0,219883
20 dB 2	EMG 50,7664607	22,198287	8,071962	46,943386	0	1	8	0,401236	1,335639	0,672741	78,474683	0,819214	-0,346222
20 dB 3	EMG 61,7635384	27,009591	10,368251	47,155376	1	7	8	2,065507	0,353714	0,480268	77,297366	0,96513	-0,456352
20 dB 4	EMG 36,6944009	16,04356	4,899992	47,295442	0	1	8	0,261248	0,65738	0,388018	77,140621	1,315803	-0,045446
10 dB 1	EMG 59,1752786	24,360002	8,119832	46,842105	1	8	9	0,808781	0,472359	0,313538	78,502453	1,339021	0,324642
10 dB 2	EMG 37,5020114	16,406672	4,917073	46,757679	0	1	8	0,293241	0,917587	0,471406	76,79783	1,600668	0,957245
10 dB 3	EMG 24,9881251	10,923604	3,524186	47,799697	0	1	8	0,244808	0,181403	0,145311	76,140228	1,081349	0,006765
10 dB 4	EMG 34,7509159	15,199002	4,378839	46,266013	0	1	8	0,389186	0,247635	0,226975	77,266572	0,938715	0,29335

**Harry Potter (parole sur musique)**

**Sujet 1**

	Activité cumulée (uV <sup>2</sup> /s)	Moyenne des iEMGs (uV <sup>2</sup> )	Écart-type des iEMGs (uV <sup>2</sup> )	Fréquence fondamentale (Hz)	1er harmonique	2ème harmonique	3ème harmonique	Amplitude du 1er harmonique	Amplitude du 2ème harmonique	Amplitude du 3ème harmonique	Fréquence moyenne de la fatigue musculaire (Hz)	Écart-type de la fatigue musculaire (Hz)	Progression de la fatigue musculaire (Hz)
Original	213,63576	106,776713	24,128164	90,95986	1	3	4	0,985027	1,033385	0,611111	76,653386	0,660727	0,022164
Original	195,005576	100,837697	22,646169	91,192044	0	1	3	0,609642	0,918066	0,547457	77,239693	0,790521	0,154454
Original	198,991051	99,415253	28,411382	91,297232	0	1	3	0,756162	0,667647	0,322746	77,243878	1,526212	0,254639
Original	258,668005	133,730516	35,885747	91,97091	1	3	4	3,366469	2,196578	2,200026	76,817328	1,454399	-0,379141
40 dB	168,212661	100,878759	30,761466	91,038837	0	1	4	0,952127	0,821663	0,366005	77,754799	0,923929	-0,062529
40 dB	199,457455	103,089578	29,158536	91,660517	0	1	3	0,957145	0,727848	0,617267	77,312788	1,712241	0,092589
40 dB	200,829434	103,84306	24,862012	91,758953	0	1	3	0,582794	0,825523	0,423922	75,920711	1,111555	-0,130815
40 dB	247,141934	123,505592	29,932351	91,866197	1	3	4	3,25888	1,725402	1,99823	77,263577	1,312561	0,137547
20 dB	213,048077	106,464548	24,259069	90,36729	0	1	3	0,698196	0,867981	0,662434	77,34197	1,001098	-0,10166
20 dB	207,443819	111,072381	26,748648	91,280452	0	1	3	0,658348	1,007547	0,459025	76,170692	1,400248	-0,244442
20 dB	238,793894	111,856827	30,36093	91,324503	0	1	3	1,051071	1,70879	0,584746	76,879325	0,97321	0,209529
20 dB	189,325512	101,380455	23,29675	91,727694	0	1	3	1,017827	0,994557	0,50983	77,600381	1,215399	-0,115509
10 dB	213,774769	106,831507	30,974704	90,999929	0	1	3	0,586911	1,718962	1,245581	76,712797	0,785957	-0,118272
10 dB	196,447118	101,546702	28,703573	91,291313	0	1	3	0,801612	1,874944	1,145158	77,131682	1,309297	0,002903
10 dB	226,132609	125,531071	28,376613	92,210723	1	3	4	10,115991	6,249241	3,963937	76,868418	0,90639	0,19038
10 dB	255,44549	127,611226	33,473264	91,77529	1	3	4	4,335193	2,384331	1,677818	76,238745	1,958814	-0,251627

Sujet 2

	Activité cumulée (uV <sup>2</sup> /s)	Moyenne des iEMGs (uV <sup>2</sup> )	Écart-type des iEMGs (uV <sup>2</sup> )	Fréquence fondamentale (Hz)	1er harmonique	2ème harmonique	3ème harmonique	Amplitude du 1er harmonique	Amplitude du 2ème harmonique	Amplitude du 3ème harmonique	Fréquence moyenne de la fatigue musculaire (Hz)	Écart-type de la fatigue musculaire (Hz)	Progression de la fatigue musculaire (Hz)
Original	32,0968655	17,177399	4,692955	41,352817	1	10	11	0,552408	0,19921	0,214146	79,333825	1,197953	-0,153313
Original	37,4402785	21,590582	5,078125	44,011368	1	8	9	0,673274	0,202799	0,284094	80,183909	0,74392	0,02339
Original	33,8745039	17,510491	4,281889	44,538551	0	1	3	0,14368	0,195051	0,135811	78,284997	0,873958	-0,066822
Original	19,4141004	9,096302	2,490481	43,807947	1	3	10	0,066222	0,198265	0,063281	78,588264	1,367636	-0,010051
40 dB	35,6456381	20,556814	5,700524	40,260168	0	1	2	0,137977	0,439485	0,162927	78,474456	0,984227	0,19967
40 dB	21,1982193	9,930386	2,915815	43,54593	0	1	8	0,105885	0,183921	0,073333	80,633205	1,232395	0,201859
40 dB	46,9289298	24,256439	5,397689	44,153603	0	1	9	0,206224	0,628662	0,287213	80,657405	1,36994	-0,065411
40 dB	34,2276945	16,034081	4,425547	44,271523	0	1	9	0,536093	0,551585	0,490096	79,264221	1,248379	0,117706
20 dB	48,180492	24,077364	7,775415	41,949329	0	1	9	0,118247	0,374055	0,167959	78,416084	1,739256	-0,268873
20 dB	42,9572393	20,772019	7,874933	42,56484	1	2	9	0,115783	0,086549	0,106736	78,434226	0,940266	-0,181745
20 dB	23,3719347	11,677471	2,658437	42,844309	1	8	9	0,26948	0,089186	0,085416	79,276093	1,05595	0,012708
20 dB	23,3435973	12,501314	2,923905	42,919893	0	1	9	0,105622	0,244715	0,158745	79,503631	1,877786	-0,498178
10 dB	21,8847321	10,935447	3,208445	42,139614	1	8	9	0,563061	0,178582	0,235053	80,846678	1,54962	-0,409204
10 dB	20,7754571	10,740059	2,81266	42,902276	1	9	10	0,202594	0,114996	0,074092	80,374519	0,92303	-0,092179
10 dB	45,4355785	22,703401	7,66227	44,516907	0	1	9	0,277818	0,318526	0,204139	79,93183	1,791561	-0,438646
10 dB	35,2485626	17,044944	4,590505	44,828996	0	1	9	0,212308	0,175157	0,102762	78,041252	1,461103	0,199325

**Music 1 (musique)**

**Sujet 1**

	Activité cumulée (uV <sup>2</sup> /s)	Moyenne des iEMGs (uV <sup>2</sup> )	Écart-type des iEMGs (uV <sup>2</sup> )	Fréquence fondamentale (Hz)	1er harmonique	2ème harmonique	3ème harmonique	Amplitude du 1er harmonique	Amplitude du 2ème harmonique	Amplitude du 3ème harmonique	Fréquence moyenne de la fatigue musculaire (Hz)	Écart-type de la fatigue musculaire (Hz)	Progression de la fatigue musculaire (Hz)
Original	126,886996	76,073215	20,833834	43,44656	0	1	3	0,60747	0,34633	0,383044	76,568519	0,864972	-0,060108
Original	186,626016	84,760145	21,117608	44,594335	1	3	7	0,771122	0,510694	0,445664	77,476306	1,166329	0,202102
Original	168,95429	90,447922	20,592347	44,545995	0	1	3	0,590676	0,47807	0,469725	76,860113	0,91322	-0,101233
Original	172,542352	89,178048	21,445203	45,13914	0	3	7	0,77948	1,293619	0,687227	76,997248	1,171274	0,281991
40 dB	144,173134	80,041852	19,232782	42,825968	0	1	3	0,485537	0,603326	0,765838	77,548882	1,729119	0,130203
40 dB	182,946623	83,104035	18,618776	43,694268	0	3	9	0,540471	0,907707	0,413142	76,676024	1,375278	0,125432
40 dB	190,845795	92,275453	21,847048	43,877482	1	3	7	0,582718	1,010686	0,517186	77,92005	1,033928	-0,09157
40 dB	174,810208	97,047963	22,375839	44,447874	0	1	3	0,63516	0,812939	1,011728	77,320896	0,833237	-0,180733
20 dB	135,182318	69,867318	16,106799	43,810899	0	1	3	0,494864	0,389623	0,51187	76,633001	0,987275	0,142516
20 dB	172,369078	83,355537	17,981337	44,048578	0	1	3	0,502085	0,46797	0,42224	77,772037	1,184714	-0,044063
20 dB	166,237118	85,900552	18,395177	44,112364	3	7	9	1,040077	0,565718	0,513843	76,16477	1,237348	0,239459
20 dB	170,436933	82,382791	19,244665	43,249304	0	1	3	0,623742	0,583382	0,567906	77,853517	0,712644	-0,134985
10 dB	148,924024	72,035337	15,221164	43,640145	0	1	3	0,614275	0,301482	0,877441	75,716437	1,085577	0,150485
10 dB	164,354447	82,139397	20,553275	87,075306	0	1	4	0,408515	0,540707	0,379731	77,233992	1,244888	-0,095198
10 dB	178,843485	86,495974	21,672726	88,060416	0	1	3	0,526397	0,835631	0,705015	77,73428	1,382941	-0,264839
10 dB	188,141777	90,984297	20,494148	88,439735	0	1	3	0,618337	0,613692	0,564505	77,290382	0,650358	0,060121

Sujet 2

	Activité	Moyenne des iEMGs ( $\mu\text{V}^2$ )	Écart-type des iEMGs ( $\mu\text{V}^2$ )	Fréquence fondamentale (Hz)	1er harmonique	2ème harmonique	3ème harmonique	Amplitude du 1er harmonique	Amplitude du 2ème harmonique	Amplitude du 3ème harmonique	Fréquence moyenne de la fatigue musculaire (Hz)	Écart-type de la fatigue musculaire (Hz)	Progression de la fatigue musculaire (Hz)	
Original	1	EMG 46,4109519	22,438891	4,813385	37,573806	0	1	11	0,3146	0,500133	0,257624	76,324994	1,093851	0,168678
Original	2	EMG 49,611312	24,794025	7,015611	39,416361	0	1	10	0,319191	1,193398	0,650616	78,597239	0,630373	-0,048064
Original	3	EMG 29,2109971	13,682437	4,023402	39,78974	0	1	10	0,170865	0,392056	0,23822	77,725993	0,767422	0,054654
Original	4	EMG 20,6576777	11,468436	2,714246	39,998451	1	9	10	0,763844	0,116693	0,354502	78,465062	0,530575	-0,079342
40 dB	1	EMG 25,4056863	14,106892	3,606678	34,751117	1	4	12	0,202082	0,277367	0,327265	75,806711	1,168582	-0,068687
40 dB	2	EMG 31,7592053	15,86906	4,704728	39,361095	1	10	11	1,039886	0,292393	0,309231	77,723963	0,740701	0,072871
40 dB	3	EMG 30,3234728	14,664528	4,12888	39,004483	0	1	10	0,106089	0,328349	0,177018	77,823173	0,923418	0,182025
40 dB	4	EMG 31,3285365	16,772139	4,987459	40,437242	0	1	10	0,307077	0,789379	0,287516	79,112724	0,951367	0,118707
20 dB	1	EMG 26,8745759	12,588819	3,912879	22,377715	2	7	19	0,188936	0,184609	0,108144	75,301719	0,910629	-0,167569
20 dB	2	EMG 37,7605992	18,251346	6,896962	36,075383	1	4	11	0,460144	0,189472	0,298011	75,637506	1,010138	0,14466
20 dB	3	EMG 31,7131388	14,857814	4,655744	39,21633	1	10	11	0,548376	0,417907	0,183267	78,028209	0,615607	0,013522
20 dB	4	EMG 32,0253723	15,485856	4,08713	40,657084	1	10	11	0,587597	0,310967	0,159297	78,419283	1,038915	-0,134492
10 dB	1	EMG 32,1173443	16,050945	5,613112	21,923424	2	7	20	0,22754	0,219695	0,111538	76,673655	1,404198	0,290307
10 dB	2	EMG 36,6488462	18,947915	4,391085	34,904707	0	1	12	0,218221	0,776746	0,413316	75,334487	1,414399	-0,324304
10 dB	3	EMG 50,2844684	24,320258	7,586448	37,279649	1	11	12	0,592746	0,589413	0,217523	76,933746	1,380995	0,195791
10 dB	4	EMG 31,4776799	16,852123	4,603878	39,930169	0	1	10	0,172649	0,390796	0,176168	78,250822	0,910763	0,250032

**Music 3 (musique)**

**Sujet 1**

	Activité cumulée (uV <sup>2</sup> /s)	Moyenne des iEMGs (uV <sup>2</sup> )	Écart-type des iEMGs (uV <sup>2</sup> )	Fréquence fondamentale (Hz)	1er harmonique	2ème harmonique	3ème harmonique	Amplitude du 1er harmonique	Amplitude du 2ème harmonique	Amplitude du 3ème harmonique	Fréquence moyenne de la fatigue musculaire (Hz)	Écart-type de la fatigue musculaire (Hz)	Progression de la fatigue musculaire (Hz)
Original 1	EMG 101,005294	55,683553	14,968099	81,471651	0	1	3	0,415593	0,367637	0,049724	77,443289	0,700243	0,044812
Original 2	EMG 110,238371	55,096629	11,426637	82,688682	0	1	2	0,234694	0,288703	0,06915	77,151536	1,561639	0,067486
Original 3	EMG 113,836762	56,901949	12,142267	84,532141	0	1	3	0,278342	0,253858	0,060769	77,862328	1,070075	0,088487
Original 4	EMG 139,676172	69,793611	16,571311	86,0459	0	1	3	0,278595	0,761326	0,091592	77,74778	1,465012	-0,029447
40 dB	EMG 106,559628	54,970218	13,66955	81,909513	0	1	3	0,201643	0,159162	0,060802	77,097991	1,295535	-0,301998
40 dB	EMG 114,116987	57,022406	11,659871	82,789879	0	1	3	0,284403	0,474576	0,052206	77,535912	0,992214	-0,156602
40 dB	EMG 114,015974	56,979533	11,878067	85,034893	0	1	3	0,241166	0,388452	0,057754	75,555937	0,939078	-0,161681
40 dB	EMG 130,54749	63,239716	13,539143	86,489058	0	1	2	0,277237	0,65229	0,068143	76,18983	1,337819	-0,001559
20 dB	EMG 126,343499	59,404667	17,773992	79,858112	0	1	5	0,319922	0,115862	0,060865	78,038904	0,926492	-0,057603
20 dB	EMG 118,419529	61,070007	13,558957	84,320227	0	1	3	0,637364	0,27066	0,070817	77,193034	1,014772	-0,158892
20 dB	EMG 118,675755	59,306509	12,784897	85,646936	0	1	2	0,182474	0,5219	0,041829	76,186934	0,942838	0,153848
20 dB	EMG 116,330105	64,148684	14,009484	86,397059	0	1	3	0,281388	0,368619	0,091653	75,881383	1,294458	0,280551
10 dB	EMG 114,364509	57,128897	11,528328	80,723437	0	1	3	0,24351	0,206002	0,042967	77,261898	1,142193	-0,148695
10 dB	EMG 108,552375	54,24101	11,124879	83,1879	0	1	2	0,240693	0,222124	0,051098	76,581269	1,147484	-0,082612
10 dB	EMG 131,784676	61,981001	13,241922	83,834356	0	1	2	0,272119	0,226214	0,042889	76,169725	0,755432	-0,002377
10 dB	EMG 127,581449	63,755064	13,063659	86,13855	0	1	3	0,431889	0,517851	0,092648	77,49201	0,812679	0,050345

Sujet 2

	Activité cumulée (uV <sup>2</sup> /s)	Moyenne des iEMGs (uV <sup>2</sup> )	Écart-type des iEMGs (uV <sup>2</sup> )	Fréquence fondamentale (Hz)	1er harmonique	2ème harmonique	3ème harmonique	Amplitude du 1er harmonique	Amplitude du 2ème harmonique	Amplitude du 3ème harmonique	Fréquence moyenne de la fatigue musculaire (Hz)	Écart-type de la fatigue musculaire (Hz)	Progression de la fatigue musculaire (Hz)
Original 1	EMG 44,7715118	25,566046	8,040839	45,952024	0	1	8	0,122221	0,471368	0,149573	78,914546	1,154841	0,055611
Original 2	EMG 32,5871505	15,791515	4,503228	45,849575	1	3	8	0,380075	0,198744	0,189399	80,330727	1,243147	-0,082438
Original 3	EMG 31,5531499	15,775398	3,499173	46,266021	0	1	9	0,207121	0,511119	0,202947	79,210003	1,135471	-0,146136
Original 4	EMG 26,9702561	13,912155	3,219726	47,318292	1	8	9	0,515485	0,394523	0,314018	79,743894	1,291585	-0,186581
40 dB 1	EMG 20,5910716	10,979669	2,723828	45,379139	1	3	9	0,146722	0,087706	0,114343	81,803955	1,491603	0,030125
40 dB 2	EMG 54,7520184	30,190274	9,87189	45,74515	0	1	8	0,357196	0,369584	0,164742	78,289487	1,155744	0,012861
40 dB 3	EMG 24,7289171	13,635396	3,609708	46,621671	1	8	9	1,120473	0,485339	0,136962	80,559259	1,431841	0,271907
40 dB 4	EMG 26,8668631	14,817394	4,12519	46,48501	1	8	9	0,790785	0,633164	0,213867	79,953712	2,553553	0,631197
20 dB 1	EMG 19,5376329	10,078344	2,838622	45,592287	1	3	9	0,331703	0,298065	0,114012	81,077926	2,176605	-0,483694
20 dB 2	EMG 60,2189688	28,354871	7,829646	45,797546	1	8	9	0,413011	0,160543	0,173819	78,204729	1,18737	0,15231
20 dB 3	EMG 70,396413	33,104412	14,596178	45,184049	1	9	10	0,37233	0,151848	0,153013	78,649856	2,038648	0,350443
20 dB 4	EMG 37,6496063	22,308448	6,961892	45,053635	1	3	9	0,421879	0,262792	0,17738	79,713484	1,656608	0,186458
10 dB 1	EMG 18,886476	9,153296	2,325072	46,336961	1	3	8	0,234098	0,267908	0,206041	80,228213	1,767866	-0,291621
10 dB 2	EMG 28,3234413	15,61901	4,545433	46,15498	1	3	8	0,345117	0,207057	0,223542	79,742467	1,512975	0,07406
10 dB 3	EMG 26,0095044	13,86311	3,520675	46,246649	1	3	8	0,488477	0,162895	0,358743	80,96848	1,789784	0,183114
10 dB 4	EMG 22,8359726	11,064617	2,418942	46,265258	1	8	9	0,33073	0,166212	0,119688	79,150296	1,173872	-0,03399

**SpeechOverMusic 1 (parole sur musique)**

**Sujet 1**

	Activité cumulée (uV <sup>2</sup> /s)	Moyenne des iEMGs (uV <sup>2</sup> )	Écart-type des iEMGs (uV <sup>2</sup> )	Fréquence fondamentale (Hz)	1er harmonique	2ème harmonique	3ème harmonique	Amplitude du 1er harmonique	Amplitude du 2ème harmonique	Amplitude du 3ème harmonique	Fréquence moyenne de la fatigue musculaire (Hz)	Écart-type de la fatigue musculaire (Hz)	Progression de la fatigue musculaire (Hz)
Original	226,940179	108,849265	30,247448	45,012373	0	1	2	1,075316	0,633286	0,36796	76,433717	0,68907	0,199895
Original	243,943211	121,891499	35,540018	43,765881	0	1	2	1,456701	0,7657	0,342393	76,907513	0,697507	-0,101203
Original	230,439724	106,277992	31,272538	45,564516	0	1	2	2,248577	1,03648	0,249052	77,895247	1,422457	-0,101408
Original	219,45011	119,650842	31,771546	90,387793	0	1	3	1,000161	0,589995	0,413815	76,320517	0,863919	0,105151
40 dB	235,745865	108,751957	29,198648	91,08871	0	1	2	0,851167	0,189019	0,095863	77,078261	0,924828	0,097872
40 dB	207,802406	113,26575	29,1954	92,102723	0	1	3	0,799153	0,226312	0,163746	76,101942	0,591928	-0,103128
40 dB	246,368617	118,189862	32,804731	91,014418	0	1	3	1,762417	0,330332	0,416039	75,937198	1,29219	-0,095254
40 dB	241,584737	115,914216	35,491652	91,077586	0	1	4	1,124432	0,635135	0,347422	76,152533	1,345622	0,100153
20 dB	204,524998	106,64705	30,273189	84,20463	0	1	2	0,985559	0,188222	0,055863	77,415306	0,717411	-0,217383
20 dB	216,72676	108,294298	29,775514	90,538264	0	1	2	0,530225	0,208374	0,138153	76,745974	0,810909	-0,114519
20 dB	217,165135	113,222435	35,345811	91,341624	0	1	3	0,719968	0,199384	0,169412	76,758232	1,921197	-0,304765
20 dB	213,042696	102,228447	30,535888	90,187713	0	1	2	0,521783	0,192118	0,084008	76,124985	1,585257	0,16959
10 dB	265,883433	132,87553	32,834864	92,400842	1	3	4	1,589148	1,240264	1,299134	75,978309	0,987555	-0,220753
10 dB	213,129419	102,241193	28,623118	91,206457	0	1	3	0,828986	0,160801	0,087851	76,226143	0,865785	0,176371
10 dB	230,673307	106,401616	27,768489	91,41129	0	1	2	0,621555	0,233219	0,11501	76,905971	1,21982	-0,108786
10 dB	222,234601	115,904891	30,444957	90,539917	0	1	2	0,617115	0,15845	0,116937	76,513905	0,81978	-0,233584



Sujet 2

	Activité cumulée (µV²/s)	Moyenne des iEMGs (µV²)	Écart-type des iEMGs (µV²)	Fréquence fondamentale (Hz)	1er harmonique	2ème harmonique	3ème harmonique	Amplitude du 1er harmonique	Amplitude du 2ème harmonique	Amplitude du 3ème harmonique	Fréquence moyenne de la fatigue musculaire (Hz)	Écart-type de la fatigue musculaire (Hz)	Progression de la fatigue musculaire (Hz)
Original	48,2519517	25,165682	8,140443	46,434261	0	1	8	0,234828	0,181952	0,129152	78,879536	1,518147	-0,104025
Original	20,009046	10,000419	2,735554	45,039164	1	3	9	0,239041	0,193018	0,120812	79,235943	1,873522	0,552985
Original	22,3407878	10,719244	2,64064	45,411985	1	3	9	0,198965	0,298094	0,101064	79,222053	0,863976	-0,088902
Original	17,0963643	8,202315	2,481952	44,763878	0	8	10	0,064205	0,081079	0,085545	77,894586	1,107472	0,034727
40 dB	21,347719	10,668509	2,518814	45,157638	1	3	9	0,212244	0,205783	0,105325	78,289342	0,765561	-0,11722
40 dB	24,0140734	11,523822	2,6238	45,206056	1	3	9	0,453543	0,18046	0,196665	78,518679	0,718047	0,018343
40 dB	29,0293515	14,501632	8,512258	44,974476	1	3	10	0,06642	0,118682	0,079706	78,017827	1,339233	0,082516
40 dB	21,3840538	9,861103	2,593489	45,201613	1	3	8	0,061388	0,071493	0,066063	77,902156	0,900865	0,101462
20 dB	59,0429243	29,510339	7,323612	46,255507	1	7	8	0,314895	0,180871	0,166311	78,007024	2,161049	0,659497
20 dB	59,4202662	28,501938	7,658956	47,01796	0	1	8	0,306414	0,397842	0,2899	76,988463	1,20827	-0,107534
20 dB	23,7180452	10,942297	2,548786	36,733871	1	4	11	0,07451	0,428516	0,075461	79,182131	1,263747	0,025589
20 dB	22,0059702	10,557038	2,641835	45,911047	0	1	3	0,096709	0,163776	0,24833	77,823161	1,327461	0,323975
10 dB	20,5478077	9,863562	2,432052	37,741444	4	9	10	0,156519	0,074333	0,083834	78,960444	1,085254	-0,14655
10 dB	21,095848	10,119197	2,371724	45,988993	1	3	8	0,077541	0,267122	0,065322	78,540311	1,263782	-0,093665
10 dB	19,3364618	9,276351	2,152178	46,72624	1	3	7	0,293851	0,240344	0,125636	78,217163	1,015462	0,004259
10 dB	21,5534804	9,940927	2,244733	45,943541	1	3	8	0,206175	0,279512	0,125088	79,183468	1,618475	0,22895

**Tel mg54 speech (parole)**

**Sujet 1**

	Activité cumulée des iEMGs ( $\mu V^2/s$ )	Moyenne des iEMGs ( $\mu V^2$ )	Écart-type des iEMGs ( $\mu V^2$ )	Fréquence fondamentale (Hz)	1er harmonique	2ème harmonique	3ème harmonique	Amplitude du 1er harmonique	Amplitude du 2ème harmonique	Amplitude du 3ème harmonique	Fréquence moyenne de la fatigue musculaire (Hz)	Écart-type de la fatigue musculaire (Hz)	Progression de la fatigue musculaire
Original	283,44422	116,6684	34,598797	90,835209	0	1	3	0,711553	1,04187	0,338103	76,820738	1,768856	-0,642492
Original	270,375466	111,220202	40,311435	90,13494	0	1	3	1,495602	0,65496	0,389325	75,815846	0,820584	0,447881
Original	297,927745	122,636038	34,516264	89,719391	0	1	3	0,776534	0,706327	0,453342	78,21564	1,685242	-0,623918
Original	319,696144	131,565588	42,122367	89,125	0	1	3	1,858953	0,781346	0,331737	76,531471	1,119136	-0,236133
40 dB	291,760099	120,060958	35,669731	91,0625	0	1	3	1,057501	0,578835	0,358223	77,215513	0,663326	0,253366
40 dB	251,914515	117,522911	48,144931	93,142507	0	1	3	1,820337	0,504166	0,528112	75,639312	0,770729	0,279696
40 dB	287,640268	118,375795	35,385983	89,9375	0	1	3	1,359532	1,188342	0,642295	76,837129	1,036777	-0,512426
40 dB	288,719434	112,239744	43,782182	92,113486	0	1	3	1,290681	0,431943	0,287254	75,909689	1,603123	-0,165377
20 dB	264,749211	108,951793	41,266421	90,794535	0	1	3	1,035846	0,68081	0,408566	77,121796	0,999953	0,492552
20 dB	260,233943	113,802983	32,722055	89,941066	0	1	3	1,134409	1,042616	0,526137	77,769995	0,951022	0,342652
20 dB	280,89053	115,625502	39,925002	90,500391	0	1	3	1,941075	1,005488	0,548347	77,31365	1,502576	-0,31228
20 dB	300,981686	123,882323	35,759842	89,9375	0	1	3	0,917913	0,583327	0,330808	76,760007	1,454573	0,267894
10 dB	285,52782	110,943274	45,125065	90,80115	0	1	3	1,108477	1,099969	0,346254	75,498103	1,69676	-0,207798
10 dB	280,874484	115,646147	45,34098	89,76055	0	1	3	1,456283	0,509522	0,370809	76,85928	1,095086	-0,208006
10 dB	253,864867	110,981912	35,277103	90,56211	0	1	3	0,887117	0,422145	0,336551	76,081607	1,288131	0,059199
10 dB	291,244939	119,884581	35,557186	90,9375	0	1	3	0,918911	0,404311	0,380011	75,615527	1,042722	0,311097

Sujet 2

	Activité cumulée (uV <sup>2</sup> /s)	Moyenne des iEMGs (uV <sup>2</sup> )	Écart-type des iEMGs (uV <sup>2</sup> )	Fréquence fondamentale (Hz)	1er harmonique	2ème harmonique	3ème harmonique	Amplitude du 1er harmonique	Amplitude du 2ème harmonique	Amplitude du 3ème harmonique	Fréquence moyenne de la fatigue musculaire (Hz)	Écart-type de la fatigue musculaire (Hz)	Progression de la fatigue musculaire (Hz)
Original	45,534127	18,737208	5,007405	43,875	1	3	9	0,367163	0,567235	0,374683	80,474762	0,815689	0,126035
Original	44,1545191	18,176767	4,958765	44,003017	0	1	9	0,420337	0,648499	0,522782	81,776747	1,877459	-0,703158
Original	34,6029466	14,237173	5,144757	43,203372	1	3	9	1,030447	0,406603	0,487229	82,454063	1,204794	0,109898
Original	44,4231583	19,430916	6,907809	43,953748	1	9	10	0,893204	0,405253	0,274807	82,503916	1,126454	0,497017
40 dB	67,4714487	27,772627	8,678182	44,278543	1	3	9	0,45466	0,242229	0,231176	79,082139	0,227309	0,014385
40 dB	40,8838809	16,815806	5,268571	42,80688	1	3	9	0,487607	0,207148	0,367421	82,291835	1,032609	-0,359854
40 dB	44,1309371	18,162232	4,942805	42,9375	1	3	9	0,660898	0,493277	0,321372	82,623874	0,922195	-0,351095
40 dB	38,8923767	17,0017	5,082749	43,38646	1	3	9	0,502675	0,248068	0,295279	81,91454	1,426387	-0,699
20 dB	39,6766949	16,33141	4,959908	44,382532	1	3	9	0,453362	0,209941	0,261762	78,170021	1,200228	-0,046446
20 dB	47,189392	19,412455	5,40323	43,4375	1	3	9	0,539999	0,392893	0,35878	81,449705	1,631204	-0,658669
20 dB	43,8949397	20,480246	6,403275	21,597804	3	7	19	0,816364	0,548483	0,526848	81,377507	1,51648	0,888051
20 dB	44,4028974	18,275716	5,51254	21,375	1	3	19	0,50665	1,767421	1,014603	80,686697	1,357369	0,415613
10 dB	46,447513	19,117728	7,520548	21,89781	3	7	19	1,057261	0,481391	0,57074	81,348487	1,012679	0,233055
10 dB	42,2373037	17,386242	6,50018	21,69284	3	17	19	1,301954	0,476405	0,840197	82,91081	1,309208	-0,467977
10 dB	51,1688274	22,367236	12,704653	21,805134	3	19	21	2,193383	1,401314	0,54124	84,156911	0,600263	0,195221
10 dB	33,9932473	15,855518	5,041383	21,848138	1	3	19	0,351211	2,555812	0,860736	83,820893	0,427061	0,184287

# Électroencéphalogramme préfrontal gauche

## - Arirang Speech (parole)

**Sujet 1**

	ALPHA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	ALPHA : écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	ALPHA : Fréquence dominante (Hz)	BETA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	BETA : écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	BETA : Fréquence dominante (Hz)	DELTA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	DELTA : écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	DELTA : Fréquence dominante (Hz)	TETHA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	TETHA : écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	TETHA : Fréquence dominante (Hz)	GAMMA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	GAMMA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	GAMMA : Fréquence dominante (Hz)
Original	EEG_G 208,128212333,207149	10	333,659701511,07250523,026316211,722117261,954259	1,447368	110,936175168,698306	6,315789	119,97182	155,78201242,763158							
Original	EEG_G 267,260134 294,79135	9,659091	308,978505402,59494825,710227440,896803628,571116	1,420455	139,294381213,283263	4,545455	124,333633166,24075340,909091								
Original	EEG_G 246,529312450,352221	8,038829	288,419965430,23723325,481571985,5954131733,71785	1,668436	295,234525448,835925	4,550281	79,209907	118,5402142,469286							
Original	EEG_G 310,318678411,075471	8,948546	384,404107508,94544719,871036494,671055757,383749	1,05277	190,99806294,345719	6,185024	116,306302152,54173337,768127								
40 dB	EEG_G 215,877891272,882134	8,947368	292,244667 401,02887	2,763158	203,561098848,014901	5,657895	105,73625	156,440404040,526316							
40 dB	EEG_G 217,084087345,063876	9,342105	302,238187427,42037226,578947324,833669 447,18467	1,578947	232,417578266,787829	4,868421	59,202658	83,226318 43,684211							
40 dB	EEG_G 182,308788284,947098	10,452962	290,262251389,82417916,724739281,574468405,086042	2,787456	204,37387	227,218125	65,543977	90,141128 42,160279							
40 dB	EEG_G 191,648051254,561857	9,343335	212,368297314,09810924,871694322,353064432,677275	1,315963	118,910934163,197722	4,605869	61,694291	89,658386 43,163574							
20 dB	EEG_G 174,24287 300,442895	8,289474	256,930016518,49146717,763158420,494838840,510542	2,631579	152,193344209,912332	5,657895	81,413734	108,69014137,763158							
20 dB	EEG_G 331,364467 537,88569	8,902471	244,101065807,89119726,043051267,145493500,363985	1,328727	130,349755203,151009	4,384799	80,7034413	103,85629541,987776							
20 dB	EEG_G 381,918314574,735118	10	306,257915467,63666225,263158617,210379 942,38779	1,052632	220,662065319,809596	4,736842	69,348285	97,670759 38,421053							
20 dB	EEG_G 297,199001427,686869	8,626198	323,97867 437,04180324,440895 326,05493 553,996853	1,277955	202,521753267,330233	5,111821	93,009028	137,82937639,297125							
10 dB	EEG_G 248,107184300,695405	9,352317	299,376394386,77191716,052485642,924764986,664345	0,977108	267,178286436,881189	4,606365	91,694511	135,51444642,713568							
10 dB	EEG_G 174,431465224,793453	9,078947	301,097535895,56946924,736842448,840446783,380065	2,631579	205,19071 374,484732	4,473684	63,797281	89,84709 41,052632							
10 dB	EEG_G 242,7300053591,195941	8,815789	349,69939 519,61734523,157895232,357363322,185711	1,315789	186,473952293,688737	4,868421	93,405422	118,59835241,578947							
10 dB	EEG_G 231,222769817,251743	9,106431	354,883528500,08492224,473534288,142719854,361619	2,703472	211,469013283,304622	4,695504	108,328666	135,01485141,974957							

Sujet 2

	ALPHA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	ALPHA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	ALPHA : Fréquence dominante (Hz)	BETA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	BETA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	BETA : Fréquence dominante (Hz)	DELTA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	DELTA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	DELTA : Fréquence dominante (Hz)	TETHA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	TETHA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	TETHA : Fréquence dominante (Hz)	GAMMA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	GAMMA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	GAMMA : Fréquence dominante (Hz)
Original	70,324433	129,440072	8,382815	383,036303560	45784920,607754273	689212856,655277	1,397136	90,104739	147,189508	4,540692	208,231074	270,717353	42,961928		
Original	52,508441	84,527718	11,712808	116,121704	180,522265	21,1439	262,374241	320,260234	1,216915	58,057792	76,589575	5,476118	15,148198	22,616003	38,028598
Original	83,590452	160,600158	8,794939	195,034193	371,60391	14,966826	1128,622358047	30996	1,08008	174,026289	540,982682	4,320321	72,909875	141,679377	39,037186
Original	47,085507	72,559966	8,92562	118,147567	199,851361	20,165289	184,724718	207,00319	1,157025	51,818811	59,839356	5,785124	32,275103	43,143715	41,487603
40 dB	54,107382	84,488681	10,470432	139,329185	221,366955	21,530748	282,3122	488,302835	2,359534	46,764469	66,406952	5,456422	19,588962	27,941115	39,964607
40 dB	63,775584	94,23313	9,433962	220,146621	442,22479	16,295026	445,460168	600,613512	1,429388	105,595705	143,130982	5,002859	55,153304	125,393985	39,594054
40 dB	49,588709	56,873047	11,821512	186,70677	288,927731	16,816517	237,039651	315,540456	2,164502	41,016318	51,03164	6,660007	68,336895	108,546898	39,460539
40 dB	42,18315	63,846666	9,342105	110,611828	175,275259	19,473684	221,83737	239,758966	2,236842	39,852905	61,91284	6,578947	35,176082	47,479214	42,236842
20 dB	63,126036	97,831994	9,324344	133,118091	239,99439	22,521876	530,837816	1170,26987	1,147612	75,044744	117,486517	4,733898	32,089217	61,52964	37,871181
20 dB	37,396764	53,235055	9,780402	169,398205	301,989474	18,822661	1231,603088	399,015346	1,107215	80,439515	131,201693	5,351541	34,646858	48,806618	38,752537
20 dB	36,193423	61,799755	10,902031	114,644254	163,605897	21,206691	1234,912742	294,192218	1,493429	45,036358	58,184582	4,181601	24,887026	34,258204	38,530466
20 dB	44,416831	70,986652	10,343823	123,490507	179,43592	18,793706	286,1869	427,425497	2,039627	55,952652	86,8175	4,079254	23,51932	38,082533	40,20979
10 dB	38,04128	58,680894	8,289474	118,328312	183,695982	23,552632	243,96814	311,179402	1,315789	46,512419	56,888221	4,342105	21,129532	29,578074	38,947368
10 dB	55,7007	82,618042	11,237533	106,150676	142,386626	19,384745	177,611886	295,142615	1,123753	90,270164	151,223793	4,916421	23,984895	31,449976	38,629021
10 dB	39,886895	57,89769	8,575104	94,451059	136,159133	16,435615	230,430548	269,913959	1,143347	76,803547	119,805782	4,859225	22,686819	33,069406	40,588824
10 dB	45,824157	64,055901	11,604868	133,881463	218,513193	17,548825	197,201715	501,653164	2,405887	51,625527	65,980178	4,245684	44,266631	55,38339	37,503538

**Harry Potter (parole sur musique)**

**Sujet 1**

	ALPHA : Puissance moyenne (uV <sup>2</sup> )	ALPHA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	ALPHA : Fréquence dominante (Hz)	BETA : Puissance moyenne (uV <sup>2</sup> )	BETA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	BETA : Fréquence dominante (Hz)	DELTA : Puissance moyenne (uV <sup>2</sup> )	DELTA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	DELTA : Fréquence dominante (Hz)	TETHA : Puissance moyenne (uV <sup>2</sup> )	TETHA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	TETHA : Fréquence dominante (Hz)	GAMMA : Puissance moyenne (uV <sup>2</sup> )	GAMMA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	GAMMA : Fréquence dominante (Hz)		
Original	346,902564837,041031	8,916991	339,396131557,748818	19,536316640,5618362089,25127	1,702335	284,829749574,168571	5,593385	110,618478176,04006141,180285	1	8,916991	339,396131557,748818	19,536316640,5618362089,25127	1,702335	284,829749574,168571	5,593385		
Original	390,274071	771,38318	8,896164	249,859842355,200133	17,151804363,148285587,795995	2,348587	384,784061	794,6682	6,334069	61,486947	84,980216	40,28183	2	8,896164	249,859842355,200133		
Original	250,258791361,735481	8,614701	251,359265872,084174	17,507295611,5770661069,28195	0,972627	298,65357	468,967582	5,835765	74,092573	110,75892138,557732	3	250,258791361,735481	8,614701	251,359265872,084174	17,507295611,5770661069,28195		
Original	284,669009409,181975	8,793427	302,69714	463,56834319,605017379,161668632,886127	1,441545	280,583774461,534128	5,477872	68,989623	91,164715	115,82390641,458799	4	284,669009409,181975	8,793427	302,69714	463,56834319,605017379,161668632,886127		
40 dB	216,746002271,812082	8,601411	347,37486	503,26087223,309823836,228811	1,870,1877	1,548254	187,602172313,798684	4,042663	91,164715	115,82390641,458799	1	216,746002271,812082	8,601411	347,37486	503,26087223,309823836,228811		
40 dB	177,831379288,608413	8,913607	285,077996	403,99645	23,31251	310,394279430,633472	1,752247	301,986308479,465428	6,170958	90,285855	40,987353	2	177,831379288,608413	8,913607	285,077996	403,99645	
40 dB	191,855582299,869173	8,878943	287,833845405,86102723,677182405,050269777,978767	2,815275	245,595677	372,45815	6,208042	81,191676	117,37239	39,991338	3	191,855582299,869173	8,878943	287,833845405,86102723,677182405,050269777,978767			
40 dB	353,496785456,348105	9,032168	330,336941472,362719	19,801292376,983603561,879866	1,18113	239,786591	351,78059	4,30765	68,312852	99,084456	38,699368	4	353,496785456,348105	9,032168	330,336941472,362719		
20 dB	218,993038314,508016	10,143115	314,577124	446,46794	23,34306	398,883957569,199448	1,250521	249,76026465,180319	5,071558	88,346077	123,69172238,418786	1	218,993038314,508016	10,143115	314,577124	446,46794	
20 dB	172,759464418,870304	9,224288	297,471396442,49599521,499128537,793093926,612487	1,525276	255,432333352,472176	6,028472	77,174523	111,70127539,294015	2	172,759464418,870304	9,224288	297,471396442,49599521,499128537,793093926,612487					
20 dB	237,638523334,443917	9,039649	278,150456	421,9792	14,320236	798,5546891424,498664	1,342522	299,325597559,929219	4,475074	76,593827	116,98609738,933142	3	237,638523334,443917	9,039649	278,150456	421,9792	
20 dB	283,004214431,991948	8,721506	298,614238	459,46074	24,677899399,769073573,579317	2,477701	281,577846499,741979	4,162537	73,458806	117,36931	40,138751	4	283,004214431,991948	8,721506	298,614238	459,46074	
10 dB	289,136448422,074343	9,237379	348,87634	480,44385	23,630505	447,230747765,695389	3,150734	259,046237391,140832	4,654493	67,133163	96,367627	39,81382	1	289,136448422,074343	9,237379	348,87634	480,44385
10 dB	194,125989275,142477	8,769027	245,402471	373,71729	22,170748309,939916	513,28288	1,48908	187,007985267,766555	4,46724	68,972758	92,897166	41,776969	2	194,125989275,142477	8,769027	245,402471	373,71729
10 dB	216,980517470,874273	8,712247	301,029945504,620028	22,81779	645,5550581869,09789	1,32758	183,003874366,205239	4,148689	81,430452	108,94949136,923332	3	216,980517470,874273	8,712247	301,029945504,620028	22,81779	645,5550581869,09789	
10 dB	309,42597421,068811	9,005888	352,34608	489,37563924,108071321,650404433,988924	1,524073	218,2217	5,472809	67,563804	96,113551	40,595774	4	309,42597421,068811	9,005888	352,34608	489,37563924,108071321,650404433,988924		

Sujet 2

	ALPHA : Puissance moyenne ( $\mu\text{V}^2$ )	ALPHA : Écart-type de la puissance ( $\mu\text{V}^2$ )	ALPHA : Fréquence dominante (Hz)	BETA : Puissance moyenne ( $\mu\text{V}^2$ )	BETA : Écart-type de la puissance ( $\mu\text{V}^2$ )	BETA : Fréquence dominante (Hz)	DELTA : Puissance moyenne ( $\mu\text{V}^2$ )	DELTA : Écart-type de la puissance ( $\mu\text{V}^2$ )	DELTA : Fréquence dominante (Hz)	TETHA : Puissance moyenne ( $\mu\text{V}^2$ )	TETHA : Écart-type de la puissance ( $\mu\text{V}^2$ )	TETHA : Fréquence dominante (Hz)	GAMMA : Puissance moyenne ( $\mu\text{V}^2$ )	GAMMA : Écart-type de la puissance ( $\mu\text{V}^2$ )	GAMMA : Fréquence dominante (Hz)
Original	38,546926	77,983993	9,378941	89,609744	140,813548	23,880832	202,676494	306,10254	1,655107	72,047993	120,225333	4,571248	23,222263	31,16902	40,274275
Original	37,611745	50,375562	8,184882	124,990819	206,558733	18,375863	262,54611	413,148492	1,364147	51,62952	84,07551	5,215856	30,330846	44,243482	41,004654
Original	41,400491	75,970994	9,129838	103,539869	220,704102	23,430557	208,948237	302,222577	1,050335	58,04356	75,964454	5,494062	16,636774	28,969085	42,175002
Original	50,151482	85,358028	8,874913	121,852819	187,861625	22,152341	287,087376	561,425843	1,18798	71,317926	114,531576	5,520615	41,615515	62,007985	41,090147
40 dB	63,189618	254,871068	8,319211	159,191866	360,417392	23,417039	615,282399	2017,90323	1,771684	101,169388	380,692578	5,392081	40,704809	73,126596	40,902788
40 dB	40,755971	61,749949	8,982036	111,060788	161,044737	19,499463	464,263186	865,739099	1,228313	71,317341	129,090988	4,759711	20,089585	31,399381	43,067711
40 dB	53,452477	129,150752	9,16773	142,954964	237,341454	24,234694	454,662551	1309,48493	1,195791	83,285627	154,225578	5,819515	42,59983	60,387266	38,185587
40 dB	49,257253	98,343002	8,344371	146,083304	251,369364	19,006623	407,929857	1044,84438	1,192053	89,094948	222,066426	4,768212	44,674638	82,442083	41,456954
20 dB	47,055129	69,947419	8,701327	97,715899	165,350997	15,952433	276,655353	364,809508	1,232688	64,284381	92,195924	4,060619	23,952117	33,169767	36,98064
20 dB	46,668529	71,782884	11,971511	118,726213	227,203539	18,942264	259,432884	374,185599	1,288074	61,684982	89,412795	5,228065	27,60207	42,79046	38,49068
20 dB	74,575301	335,90839	11,441491	126,056466	322,000334	18,155659	512,289237	1929,02019	2,12387	98,465238	311,515919	4,110715	29,441088	60,196365	38,572212
20 dB	41,004334	58,277298	8,391039	105,023907	157,030307	19,959267	190,622122	249,924422	1,955193	65,779108	97,364809	4,887984	21,944356	30,982766	37,637475
10 dB	53,714406	91,540705	8,346997	116,617023	218,810997	16,023252	306,576276	479,606256	2,086749	77,171509	119,174352	7,005515	19,141957	28,55414	43,150991
10 dB	43,226619	82,909505	9,651945	88,393686	137,789462	23,179292	315,449118	586,471934	1,169933	69,520178	136,559213	5,118456	20,307669	28,900497	37,803451
10 dB	64,324573	127,016717	10,520856	121,713169	204,146429	21,263985	290,391769	447,99289	1,185449	81,843073	195,348669	6,075424	23,289138	35,218901	42,527969
10 dB	39,266552	56,923529	11,947941	99,103513	149,068172	21,406728	251,959715	423,680499	1,209018	65,161461	91,123567	5,47614	23,782334	31,766818	40,96437

**Music 1 (musique)**

**Sujet 1**

	ALPHA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	ALPHA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	ALPHA : Fréquence dominante (Hz)	BETA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	BETA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	BETA : Fréquence dominante (Hz)	DELTA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	DELTA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	DELTA : Fréquence dominante (Hz)	TETHA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	TETHA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	TETHA : Fréquence dominante (Hz)	GAMMA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	GAMMA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	GAMMA : Fréquence dominante (Hz)
Original	184,509864288,357884	9,136858	391,130757545,75615622,258942535,949013944,400847	0,874806	179,388972280,510432	4,374028	136,805522194,04690642,865474								
Original	380,883641515,754835	10,040313	380,561651523,39318625,405035310,002844493,932014	1,52126	213,194014295,776621	6,313227	134,641917206,84608339,172435								
Original	197,798168270,169317	8,9515	415,810861	588,79027	23,772837	258,174348330,224524	2,861545	193,311338299,345007	5,136107	126,275609	175,36382	37,420207			
Original	336,467586	494,47643	8,771319	325,476429470,835111	21,58023	356,708255505,924612	1,322659	248,784584397,718714	5,081796	98,044782	137,34768942,116255				
40 dB	273,188825420,251696	8,850311	327,306464461,420013	20,253595	346,411974	611,06985	1,191388	194,56301	316,872866	6,637733	152,914213	194,6792	41,017786		
40 dB	316,812925493,277181	9,936306	377,245411	514,65557	20,509554	340,588618625,720779	1,401274	198,08342	286,261158	6,815287	163,623694231,270212	42,038217			
40 dB	195,825536292,910796	8,577978	373,38982	510,69167622,258375	335,460973517,677677	1,848702	237,470503373,672087	4,215041	133,32598	181,699099	40,301708				
40 dB	275,290043412,449556	9,040129	379,923277538,17803622,122593	361,303029592,048108	1,322946	222,097685376,798371	6,173747	173,078181	227,613477	40,790828					
20 dB	171,892929234,246958	8,99654	399,995224	559,07101	21,384083	536,2406041029,53331	1,176471	176,163782	262,278559	5,67474	143,424665	196,980897	42,214533		
20 dB	290,603562446,775127	9,172456	394,069326565,046887	20,031024	446,438387907,129173	1,348891	229,208035348,495327	5,597896	171,226322	236,381409	39,455048				
20 dB	285,234333398,542434	8,875309	387,12848557,309644	21,38804	312,090741	400,37867	2,109705	238,75405	295,52075	5,892623	189,527672	244,761909	39,284155		
20 dB	392,528027580,734922	9,352082	398,878251	554,38781	20,655319	376,477044530,540421	2,28756	294,568738	442,112646	5,18065	136,501217	201,564585	40,570544		
10 dB	241,807374354,592965	9,496422	361,599914499,554822	22,336655	347,6987	507,081874	1,337524	206,20423	1298,222413	5,216345	188,586642	250,487855	40,25948		
10 dB	253,567848	354,46677	9,162583	368,610946493,997238	20,882165	255,171878	312,39786	1,491583	199,22385	260,752825	5,611194	143,300315	187,490964	40,627886	
10 dB	334,459209433,419315	8,688731	421,920784588,660097	22,086622	331,965611	1500,202735	1,193871	251,11014	420,477252	4,244876	165,310574	219,677764	41,719175		
10 dB	177,651568261,535234	8,967716	393,909832558,140625	21,987512	269,931766	880,498194	2,324963	174,317658	232,086706	5,91205	152,328464	209,029582	42,44719		



Sujet 2

	ALPHA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	ALPHA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	ALPHA : Fréquence dominante (Hz)	BETA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	BETA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	BETA : Fréquence dominante (Hz)	DELTA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	DELTA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	DELTA : Fréquence dominante (Hz)	TETHA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	TETHA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	TETHA : Fréquence dominante (Hz)	GAMMA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	GAMMA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	GAMMA : Fréquence dominante (Hz)
Original	41,231028	88,075034	9,916248	84,89293	135,166762	15,142379	232,723457	737,451	1,273032	81,087439	160,071561	5,159129	15,157834	28,989896	37,520938
Original	51,882886	81,77696	8,711271	108,407478	166,245064	19,308487	514,555001	1770,931046	1,616524	149,083044	234,290909	5,118994	18,132808	26,2774	42,927705
Original	45,110079	72,22126	9,237712	90,615945	148,192035	18,052324	412,413944	685,83954	1,551372	86,849745	148,047376	6,134969	20,160353	29,355021	39,418941
Original	41,825492	63,750285	11,442709	83,864325	137,999838	20,102057	216,254539	255,510621	1,391681	57,364235	79,994915	4,870883	15,552895	22,461235	37,26612
40 dB	61,833855	133,750191	10,810434	119,235931	206,97688	20,644441	448,914696	1172,46599	1,743618	107,148359	183,080291	5,649323	27,868359	46,64904	37,522667
40 dB	41,830963	63,905362	10,432767	87,148237	156,145956	18,392581	349,951096	500,218613	1,236476	71,854829	107,42008	4,791345	16,231604	23,800557	38,948995
40 dB	48,902669	113,679321	9,635287	101,55781	213,418223	19,627436	296,392582	502,869622	1,14196	88,592229	272,254391	4,639212	19,796142	28,211114	41,538791
40 dB	77,786258	138,353449	10,038241	126,807965	198,057639	20,71383	552,466819	699,937595	1,752709	95,389403	160,427736	4,46144	22,946297	31,184974	43,18037
20 dB	40,783514	56,555768	11,147976	107,659454	160,793278	22,760451	305,811841	368,468691	1,061712	77,207232	108,38661	5,043132	20,837356	29,718702	41,539482
20 dB	54,916639	152,967409	8,528637	114,072208	267,775542	19,622799	396,386049	966,331391	2,77354	104,51537	250,789448	4,021634	19,337811	37,242187	39,176258
20 dB	35,080799	64,472795	9,060427	82,934744	141,061541	19,405008	312,000861	471,934172	1,284155	58,210577	89,397377	5,707355	17,565761	27,197823	36,170365
20 dB	54,539009	154,524031	8,582463	102,495854	207,642017	18,809898	280,71807	819,620112	2,646259	178,743168	952,773186	6,508368	20,114839	36,783518	41,124303
10 dB	49,141184	93,859158	9,394048	107,81732	166,993422	17,425601	353,670797	703,33172	1,219075	78,783701	180,602847	4,589459	27,163274	38,483917	41,520258
10 dB	59,155431	171,363578	9,317682	119,767301	223,709644	19,369039	416,665296	1185,31118	1,540719	100,575073	226,739178	4,915627	19,877603	36,421022	37,931034
10 dB	49,010442	99,711559	11,043385	95,937353	159,821001	20,580853	329,435097	735,895102	1,147365	66,604442	140,569634	5,378272	15,814737	28,319591	37,00251
10 dB	50,783973	83,753566	9,097899	99,315067	172,719242	19,220912	291,025118	876,657553	2,819067	72,195706	148,114933	4,100461	26,027617	36,135178	40,363916

**Music 3 (musique)**

**Sujet 1**

	ALPHA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	ALPHA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	ALPHA : Fréquence dominante (Hz)	BETA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	BETA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	BETA : Fréquence dominante (Hz)	DELTA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	DELTA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	DELTA : Fréquence dominante (Hz)	TETHA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	TETHA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	TETHA : Fréquence dominante (Hz)	GAMMA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	GAMMA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	GAMMA : Fréquence dominante (Hz)
Original	141,87689	206,600925	9,716482	342,906738481	62806222	188384370	549824557	744594	1,232688	202,210208267	757207	4,640708	159,060313224	92087444	014212
Original	177,195998275	695594	8,94283	290,64992	397,43730621	143405321	202902379	689512	1,277547	204,08899	262,997713	5,621207	143,569402183	90911441	967423
Original	1235,108463370	448774	8,581492	278,772184381	39328919	084214495	5495811016	11808	1,344861	210,618973362	561019	5,763689	115,369968	159,68804	38,552674
Original	246,237063463	261215	9,043843	400,518242660	53026323	658169649	2760461927	49848	2,752474	259,579695448	227296	4,652992	186,373651259	85304839	189986
40 dB	158,444847213	971995	9,471585	310,952114420	711531	21,13659	388,710309663	357751	1,196411	195,508993285	595298	4,985045	165,805248240	29347940	877368
40 dB	160,737724238	921764	9,758636	302,390786425	05034821	143712380	782794	487,55992	1,236094	160,186245229	289126	4,098627	150,296778202	15573339	620064
40 dB	170,04874220	326061	8,824658	286,062736400	71932219	056145333	547951494	491981	1,214989	224,524028304	744458	5,627318	105,774571138	32822438	623865
40 dB	182,94385	250,226529	8,770141	371,327628	474,90658	22,231287270	759475	383,04435	1,291726	181,959722255	137659	5,030933	173,195095233	48367542	015093
20 dB	205,307353415	695969	9,518231	304,93665	577,836061	19,768634847	5835572134	30103	2,342949	232,967016475	805021	4,685898	187,327705239	24853838	365793
20 dB	199,312994292	954828	10,157837373	241199	533,65152	21,722144467	115747715	937034	1,172058	290,443308400	893056	5,235193	142,301492187	50837743	366151
20 dB	272,18455	381,37567	8,504059	284,77192	407,68167617	394666383	985565613	265233	1,675042	289,016033423	709555	4,574153	113,829131161	15522540	394279
20 dB	249,191813334	985735	8,550574	326,941502471	83360221	828293297	469285535	769806	1,32082	241,153527322	570391	4,727146	146,586216202	80933340	250261
10 dB	214,58214	374,581269	8,909222	358,951438546	84924623	757926856	7690562015	54136	1,043422	224,061245335	383976	4,735533	123,034818	162,93846	42,53953
10 dB	141,415772191	097227	10,741835261	542162357	71453417	446471396	683281572	249488	2,379064	179,383699301	541863	4,902314	135,907537194	90174941	597578
10 dB	198,387036337	909788	9,070584	381,654985596	163341	23,18748	573,83987	1213,89184	1,21367	265,467176498	765592	5,301821	140,592852195	54112938	518045
10 dB	195,839587303	083056	8,611129	328,039056453	44219121	723531	302,39937	391,419368	2,935612	188,431559241	642085	5,47981	128,961433177	15742739	924326

Sujet 2

	ALPHA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	ALPHA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	ALPHA : Fréquence dominante (Hz)	BETA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	BETA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	BETA : Fréquence dominante (Hz)	DELTA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	DELTA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	DELTA : Fréquence dominante (Hz)	TETHA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	TETHA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	TETHA : Fréquence dominante (Hz)	GAMMA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	GAMMA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	GAMMA : Fréquence dominante (Hz)
Original	67,678175	332,056582	9,878021	153,479192	495,57726	20,13021	642,722134	2066,01465	1,347003	124,509169	429,38044	4,265509	43,438889	68,040631	41,906757
Original	82,008493	341,004064	10,107118	297,607156	558,597968	19,263994	569,107812	1861,46751	1,814098	110,664589	342,585635	5,442294	189,221064	267,77806	40,68763
Original	48,324428	69,050824	11,357845	267,924322	2381,415068	18,856935	300,519315	563,715852	1,0921	49,968526	66,179947	6,115763	181,599	278,774231	39,170004
Original	57,469502	89,212292	9,112435	102,264326	173,165274	18,081366	540,833678	883,18605	1,793786	83,203279	111,741228	4,305087	32,759635	43,877913	38,243524
40 dB	58,611011	230,479956	10,189437	136,666674	363,987624	19,517796	474,777448	1411,64787	2,152698	94,790397	271,340702	4,664179	35,070289	71,81089	37,672216
40 dB	59,243047	110,995491	8,50607	132,995901	248,248265	24,362045	551,938121	11342,88049	1,569081	101,126383	243,163716	5,285325	35,519413	51,997554	39,557354
40 dB	30,729377	46,674348	8,858194	122,239711	196,795588	19,142707	206,300954	261,897113	1,501389	47,496434	60,232358	4,05375	47,188212	71,354639	39,261317
40 dB	49,46302	112,970603	10,214939	119,283384	186,716802	19,933319	297,3245	408,402662	1,631553	52,366451	79,994057	4,752784	27,917418	39,85359	37,525715
20 dB	44,462029	70,844785	10,190712	93,719596	155,561807	17,105838	231,734446	327,84873	0,94628	50,882666	78,528836	5,604892	16,524618	23,533652	42,364245
20 dB	40,5362	64,638849	9,035129	151,380211	236,774676	18,677095	221,031869	312,434858	1,213674	51,965227	70,38696	4,315286	45,579056	68,103039	41,264918
20 dB	88,334438	198,929093	9,631902	300,228549	484,380587	17,546012	695,800685	1724,7052	1,90184	96,69428	358,022379	6,871166	139,820915	205,993807	42,576687
20 dB	58,569576	84,156248	8,705114	179,642907	264,636312	23,721436	320,358832	377,07332	2,829162	67,98219	126,372382	4,243743	135,729548	177,930726	37,976061
10 dB	44,564302	79,783556	9,374363	84,659066	138,09417	18,477006	306,355428	480,669131	1,154813	62,274946	103,929598	4,823042	16,993984	24,572009	37,565383
10 dB	41,021383	60,419797	9,21693	115,521582	177,461243	19,539891	1321,637378	452,440985	1,548444	70,545329	104,141163	5,751364	15,730951	22,442944	41,734257
10 dB	39,021812	52,316473	10,514541	104,748457	160,195372	20,059657	335,243048	440,647784	1,715138	59,139899	94,79235	4,847129	20,450422	28,391257	39,149888
10 dB	54,914233	111,485347	10,386978	135,084789	247,424177	19,570587	344,234965	516,213957	1,266705	75,007882	116,734908	5,510165	23,39048	35,208238	37,87447

**SpeechOverMusic 1 (parole sur musique)**

**Sujet 1**

	ALPHA : Puissance moyenne (uV <sup>2</sup> )	ALPHA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	ALPHA : Fréquence dominante (Hz)	BETA : Puissance moyenne (uV <sup>2</sup> )	BETA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	BETA : Fréquence dominante (Hz)	DELTA : Puissance moyenne (uV <sup>2</sup> )	DELTA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	DELTA : Fréquence dominante (Hz)	TETHA : Puissance moyenne (uV <sup>2</sup> )	TETHA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	TETHA : Fréquence dominante (Hz)	GAMMA : Puissance moyenne (uV <sup>2</sup> )	GAMMA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	GAMMA : Fréquence dominante (Hz)
Original	EEG_G 150,682779317,304403	481,0095	8,459395	340,207272	481,0095	22,591561	259,511698	375,183819	167,07806	266,061576	5,374204	81,147701	129,045384	38,316083	
Original	EEG_G 303,803073487,828767	306,850767442,975929	22,41754471	320044656,620982	2,835371	206,47714	322,355692	5,316321	89,527662	122,095415	38,897749				
Original	EEG_G 253,397623,376,51405	308,630234436,62513421	2,90323282,896957851,984358	1,854839	224,588624833,592085	5,241935	86,090145	134,814038	43,145161						
Original	EEG_G 135,973789201,304935	320,141908410,479455	19,294118218,624914279,787226	1,411765	124,424754197,590725	5,270588	69,820205	106,710065	40,282353						
40 dB	EEG_G 281,452353468,221933	325,37764470,12260423,951613359,701406496,442145	1,290323	305,017953537,108152	5,725806	91,886336	129,250529	36,612903							
40 dB	EEG_G 392,067609570,210558	8,471117	329,447504	410,86864	22,045315275,727449512,126872	3,265973	205,430549266,364171	4,286589	87,326785	119,498559	36,129822				
40 dB	EEG_G 306,925775526,437661	9,864011	399,175961598,55203921,356062379,111253	653,86864	1,819575	224,203737307,145082	5,93756	92,274729	41,754453						
40 dB	EEG_G 341,424001485,734505	9,314929	308,796532427,04034422,017106291,398195465,448489	2,201711	225,227547305,215066	4,31874	83,778019	108,358325	41,832501						
20 dB	EEG_G 233,039647390,648458	8,910984	345,579733539,80374821,104962	593,30314	938,605507	1,406997	213,377653327,312485	4,502392	83,96363	113,001839	41,178126				
20 dB	EEG_G 325,191029432,685205	8,721934	267,781959876,63915121,761658332,639722	409,53166	1,813472	182,558121247,832416	5,181347	90,775391	121,280076	40,414508					
20 dB	EEG_G 286,012156475,755958	8,639911	336,446129505,81168217,465626541,959189884,618138	1,672241	261,197208	402,05431	4,738016	99,998225	143,16066	38,740245					
20 dB	EEG_G 252,632124334,387128	9,047861	259,365793395,06920421,055302611,9346291245,95671	1,437511	310,619019721,016099	4,819888	59,399718	87,07992	41,941485						
10 dB	EEG_G 279,648253436,659935	8,603574	317,734535417,87207720,705304422,998313643,435303	1,512716	173,607149243,580229	6,523589	78,881533	104,349225	40,46516						
10 dB	EEG_G 170,604061280,251265	9,43494	340,530555446,90448220,943494471,0313581087,12264	1,866252	211,003925254,700661	5,184033	105,922753	139,197461	42,094349						
10 dB	EEG_G 235,927827336,567786	9,193548	286,320007895,995127723,064516299,367508411,273496	2,177419	195,134154270,918155	6,048387	68,757513	104,213286	40,16129						
10 dB	EEG_G 324,847822552,280465	9,104704	293,56054473,14930520,940819534,355417815,363153	1,416287	210,139311351,910461	5,058169	82,374266	108,184341	41,476985						

Sujet 2

	ALPHA : Puisance moyenne (uV <sup>2</sup> )	ALPHA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	ALPHA : Fréquence dominante (Hz)	BETA : Puisance moyenne (uV <sup>2</sup> )	BETA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	BETA : Fréquence dominante (Hz)	DELTA : Puisance moyenne (uV <sup>2</sup> )	DELTA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	DELTA : Fréquence dominante (Hz)	TETHA : Puisance moyenne (uV <sup>2</sup> )	TETHA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	TETHA : Fréquence dominante (Hz)	GAMMA : Puisance moyenne (uV <sup>2</sup> )	GAMMA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	GAMMA : Fréquence dominante (Hz)
Original	38,407691	52,360095	8,791891	172,325012	268,869059	16,549441	409,995075	530,851025	1,448076	60,036353	95,275621	4,65453	54,734244	88,684506	41,683906
Original	44,475583	83,859757	10,911549	83,593895	123,079536	22,788722	293,859359	399,289076	1,738123	65,537185	112,59782	6,179992	20,425754	28,622185	42,487447
Original	34,231438	50,160697	11,039402	77,131457	115,096555	19,53125	203,99032	366,351888	2,292799	51,830757	67,058942	4,755435	19,026736	27,545249	37,703804
Original	47,246036	79,670516	9,991158	120,469982	185,146742	19,009726	267,728249	425,77719	1,237843	58,546862	83,01117	4,244032	22,659856	30,869451	38,638373
40 dB	42,490249	70,205811	8,975855	88,773127	127,401716	17,682434	247,742794	381,006852	1,88493	60,74171	81,071622	4,93672	21,070144	27,28576	37,070281
40 dB	37,309202	56,212009	9,71266	93,880622	142,344912	23,227805	225,452385	284,961507	2,408809	50,520929	85,765438	6,538197	23,966852	32,34109	38,024776
40 dB	47,021306	77,120944	8,286287	155,980156	273,088882	21,762885	188,756607	305,059074	1,183755	46,591995	64,543403	5,463486	63,144131	113,940069	40,338736
40 dB	49,60729	69,79265	8,387097	122,554983	197,684773	20,483871	217,194904	283,063302	1,209677	57,190417	88,458399	5,645161	25,843695	34,893768	37,33871
20 dB	28,675149	42,259538	8,218452	142,602409	217,704413	18,469424	324,459685	474,511055	2,386002	53,572038	92,588808	5,567338	53,229631	74,017217	38,617886
20 dB	41,70742	58,041812	10,615711	123,379571	178,598764	24,118896	261,369472	369,867361	1,18896	47,337931	60,101601	4,585987	34,871203	47,548472	37,452229
20 dB	36,889325	60,031177	8,629032	127,856252	177,973021	18,870968	261,074254	329,277317	1,290323	52,887557	79,006673	5	29,44533	39,823133	42,983871
20 dB	36,415313	49,562778	9,826941	101,998054	145,42784	20,523524	237,241717	283,343901	1,130533	59,495877	83,068072	5,391773	30,622112	41,845452	41,394904
10 dB	49,084758	122,801413	9,193548	98,158523	159,522581	19,516129	369,488544	547,52565	1,209677	52,581625	78,538369	5,16129	29,127057	37,814735	42,983871
10 dB	31,608603	47,288912	8,692773	98,366278	141,247886	16,309297	231,665734	289,35215	2,400861	45,525493	63,949585	4,470569	30,569281	50,456468	40,069542
10 dB	24,550155	33,846988	8,892342	88,994637	129,508103	19,68402	272,739799	345,191246	1,122334	41,218345	52,383073	5,007338	22,304175	31,603189	39,713373
10 dB	32,05303	49,678833	8,250425	95,300182	140,597995	24,427728	225,074409	297,953142	1,86039	47,979183	67,650573	4,448758	21,012426	31,631661	37,046024

**Te1 mg54 speech (parole)**

**Sujet 1**

	ALPHA : Puissance moyenne (uV <sup>2</sup> )	ALPHA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	ALPHA : Fréquence dominante (Hz)	BETA : Puissance moyenne (uV <sup>2</sup> )	BETA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	BETA : Fréquence dominante (Hz)	DELTA : Puissance moyenne (uV <sup>2</sup> )	DELTA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	DELTA : Fréquence dominante (Hz)	TETHA : Puissance moyenne (uV <sup>2</sup> )	TETHA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	TETHA : Fréquence dominante (Hz)	GAMMA : Puissance moyenne (uV <sup>2</sup> )	GAMMA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	GAMMA : Fréquence dominante (Hz)
Original	288,585994465	169233	8,752188	372,482554465	45622120	755189230	336479341	984387	1,750438	190,012922235	107641	6,0015	78,546712	117,68371540	260065
Original	193,14057	248,021581	8,433735	363,628853523	87220420	348059266	616638869	425901	1,606426	174,519214238	583767	4,551539	81,430367	107,30624938	286479
Original	347,624961501	300842	8,808355	362,314679497	72078126	299232218	134718275	425705	1,761671	149,203492215	165866	5,285013	119,485344179	50710837	875928
Original	320,901249576	267857	8,25	387,607717	547,52923	19,625	230,810667277	643426	2,25	220,809099307	939112	5,375	68,47277	93,705591	37,25
40 dB	303,915743460	636784	10,375	345,124034507	617573	24,375	407,673936604	343207	2,375	309,073797397	360995	5,75	62,012806	96,923002	40
40 dB	194,720795343	199178	8,537371	398,539086701	57503223	034794	1092,301242127	05684	1,28866	236,546489381	519537	6,443299	110,770413278	41156939	304124
40 dB	389,096047481	645881	9,125	349,022446498	485202	15,625	284,69242	389,329307	1,625	169,490929266	115697	5,625	80,096207	112,085908	38,125
40 dB	298,485936375	275167	8,498938	375,501719519	10221220	997375	226,272101320	600037	1,499813	265,690619496	469723	6,624172	82,143762	110,1958	41,494813
20 dB	176,850133306	125417	9,893993	332,743994457	259557	22,04947	303,806869372	869432	2,826855	151,16928	239,961347	4,09894	76,452927	113,292994	37,738516
20 dB	311,918166378	318735	8,595989	338,514865469	961859	17,061735	393,58474	537,678587	2,344361	243,267764337	032687	5,600417	81,314622	128,702981	41,156551
20 dB	278,45694398	335595	9,626203	355,457236	507,00163	24,253032341	889705531	362492	2,00025	223,263395297	828913	4,625578	92,519542	135,45815	42,630329
20 dB	386,633308503	597305	8,625	406,670207566	724611	23,5	451,682774775	812395	1,5	196,984791436	639552	6,5	65,986258	93,026448	37
10 dB	183,07219	257,13666	9,542269	292,634575	407,31294	18,339049589	123397	895,21661	1,192784	152,140888243	886794	6,262114	66,414761	95,317264	40,107351
10 dB	224,841773347	114823	8,788282	291,906419430	29085120	372836248	578904304	609969	3,595206	214,402509325	417175	4,527297	113,698741	171,559195	40,612517
10 dB	260,263426	390,33428	8,437008	325,510536488	01124423	166023365	397266663	163471	1,287001	160,732527241	437063	4,862005	76,408979	106,43041838	610039
10 dB	226,554072	351,88776	8,875	322,223215437	858716	19,75	241,042696	333,94268	2,5	173,591437227	2508568	6	69,642753	93,454342	41,875

Sujet 2

	ALPHA : Puissance moyenne (uV <sup>2</sup> )	ALPHA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	ALPHA : Fréquence dominante (Hz)	BETA : Puissance moyenne (uV <sup>2</sup> )	BETA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	BETA : Fréquence dominante (Hz)	DELTA : Puissance moyenne (uV <sup>2</sup> )	DELTA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	DELTA : Fréquence dominante (Hz)	TETHA : Puissance moyenne (uV <sup>2</sup> )	TETHA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	TETHA : Fréquence dominante (Hz)	GAMMA : Puissance moyenne (uV <sup>2</sup> )	GAMMA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	GAMMA : Fréquence dominante (Hz)
Original	EEG_G 37,527984	59,309152	10,5	253,092648885	120482	18,5	171,117759216	975241	1,125	48,163225	68,12618	6,125	169,290928249	207898	41,75
Original	EEG_G 44,601345	75,650457	8,423435	326,76216464	93688723	5,10184199	180988341	296358	2,137289	48,57516	81,936423	4,023133	268,44411	347,10475	36,836812
Original	EEG_G 40,623688	54,506224	8,364312	133,122288186	38390919	383962	357,21936455	478972	1,194902	53,869984	90,845989	4,381306	67,471125	85,179432	37,174721
Original	EEG_G 45,336069	65,674201	12,595242	193,268269281	92746528	922407298	031878	338,07939	2,021459	48,69158	63,51143	4,042917	83,286655	119,799375	40,895662
40 dB	EEG_G 48,512837	79,639704	8,51231	208,473931312	311025	28,41802	391,652985572	170588	1,309586	81,493988	166,058252	5,107386	96,407171	159,968234	41,121006
40 dB	EEG_G 52,359751	84,251525	9,296149	294,684252432	26426426	162019183	061317	293,61725	2,390438	47,663502	53,765949	5,710491	239,920586	300,437002	41,965471
40 dB	EEG_G 57,137595	99,067168	8,75	145,723782	217,75133	20,75	244,867115277	779874	1,375	56,068943	95,745588	4,25	83,586186	123,003356	40,375
40 dB	EEG_G 72,008367	120,781709	8,545811	143,082852226	71880417	091622153	621761192	826616	1,821238	58,360717	88,403508	5,884001	64,776343	94,45612	41,888484
20 dB	EEG_G 31,176568	41,364528	11,753951	110,989834169	026183	16,58613	210,039446299	260533	1,044796	49,506304	76,247915	4,440381	23,970665	31,431839	40,224631
20 dB	EEG_G 46,833005	69,323051	8,125	326,713548464	568336	19,875	265,155183372	813399	2,125	93,172811	151,510907	6	238,673552	327,596418	37,5
20 dB	EEG_G 199,071295	1033,7978	9,906846	327,4764861438	9300517	0042882427	773377989	11628	2,365814	393,703424	1599,62625	4,731628	108,069675	170,837511	41,401745
20 dB	EEG_G 52,094266	82,289611	10,070493	144,976181197	01051315	825061205	156735246	009941	1,582506	44,831957	62,953302	4,315926	85,735601	110,761954	40,13811
10 dB	EEG_G 43,546633	59,159892	10,430778	176,678874265	82351325	602818266	599245369	392439	2,438364	51,565582	75,732687	4,470333	88,319118	134,254246	39,284747
10 dB	EEG_G 30,529132	46,601302	8,607935	141,308447207	24392327	303295	80,565804	109,541616	2,68998	48,482598	63,153656	5,245461	67,915388	85,502835	38,197714
10 dB	EEG_G 94,206714	242,121575	11,31601	177,018608	320,96446	22,63202	288,346118	588,33081	1,117631	127,12792	371,969566	4,74993	81,718809	174,92092	37,161218
10 dB	EEG_G 44,560998	65,511758	9,604428	101,694535	163,662727	26,697054	220,651951	294,147744	1,302295	33,560814	50,539253	4,72082	24,477039	39,745168	40,696728

## Électroencéphalogramme temporal gauche

### Arirang Speech (parole)

**Sujet 1**

	ALPHA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	ALPHA : écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	ALPHA : Fréquence dominante (Hz)	BETA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	BETA : écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	BETA : Fréquence dominante (Hz)	DELTA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	DELTA : écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	DELTA : Fréquence dominante (Hz)	TETHA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	TETHA : écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	TETHA : Fréquence dominante (Hz)	GAMMA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	GAMMA : écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	GAMMA : Fréquence dominante (Hz)
Original	EEG_D 371,057414507,15397810,394737181,278594276,66325216,052632318,771536451,811728														
Original	EEG_D 346,886258594,04583910,130246123,734138196,16654417,103013290,501013421,414889														
Original	EEG_D 548,0231381059,9191110,263158158,398711247,754788		15												
Original	EEG_D 520,883169828,99058310,396105122,027219182,10595715,528359														
40 dB	EEG_D 663,705185921,25097610,131579159,688246218,95308522,236842														
40 dB	EEG_D 695,993981322,0508310,526316197,241194833,47716515,263158														
40 dB	EEG_D 682,611866979,775558		9,915716												
40 dB	EEG_D 451,355697759,912431		9,474931												
20 dB	EEG_D 380,47925		563,47145810,230927160,398046245,37048719,000292382,271773508,289126												
20 dB	EEG_D 866,2534391397,8072810,364071194,075425285,84246820,728142477,143401584,491581		10												
20 dB	EEG_D 978,7265431163,00245		10												
20 dB	EEG_D 549,727498828,93465410,131579155,166061240,48388815,131579387,683669498,245314		10,657895196,160612304,96536419,078947296,066805436,814561												
10 dB	EEG_D 495,702305		899,24538												
10 dB	EEG_D 642,807671958,98270810,526316147,502299227,58342914,210526322,959742491,078372		1,184211												
10 dB	EEG_D 455,172443711,59642110,394737186,850968298,38971616,184211		251,91838												
10 dB	EEG_D 658,391124943,21361910,526316178,377688866,14662716,447368416,986026672,898187		1,578947												



Sujet 2

	ALPHA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	ALPHA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	ALPHA : Fréquence dominante (Hz)	BETA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	BETA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	BETA : Fréquence dominante (Hz)	DELTA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	DELTA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	DELTA : Fréquence dominante (Hz)	TETHA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	TETHA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	TETHA : Fréquence dominante (Hz)	GAMMA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	GAMMA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	GAMMA : Fréquence dominante (Hz)
Original	88,740085	114,16729	12,322946	501,437811	1840,342474	18,838527	251,255637	342,394389	2,549575	93,443146	126,883	5,949008	176,839155	280,119965	43,201133
Original	108,809323	139,783087	9,605263	182,659486	308,844719	23,421053	434,164913	568,123411	1,315789	91,577982	148,820773	4,605263	35,720226	49,713177	38,815789
Original	112,154563	177,25246	8,605135	237,744915	420,577737	23,872311	385,459028	534,898609	1,66551	110,851498	176,535306	3,747398	64,761663	97,947632	41,360167
Original	101,186501	162,033018	11,184211	160,804617	250,171124	16,184211	453,052884	740,994776	2,5	121,148229	178,189672	3,947368	39,126342	51,034998	39,605263
40 dB	67,346857	99,861971	10,529087	191,756862	338,987538	17,241379	437,372995	793,072274	1,710977	98,396088	189,15497	5,396157	47,11806	63,824427	43,037641
40 dB	92,361014	167,409551	11,710526	274,559665	554,101376	16,973684	379,912772	448,256418	1,710526	141,577262	216,747056	5	69,370096	132,864595	40,789474
40 dB	132,547968	257,983313	7,763158	249,573181	413,382009	20,789474	652,032358	1280,6849	1,578947	172,168231	358,537217	5,131579	89,235759	142,925752	36,578947
40 dB	74,981781	118,353591	9,210526	158,836686	251,442741	125,263158	225,513746	377,707232	2,105263	77,980691	96,092712	4,605263	37,260242	52,91555	40,921053
20 dB	118,057186	201,314208	8,289474	225,029715	456,741946	22,105263	699,144078	1283,24039	1,184211	214,931588	496,007467	5	63,016522	107,755173	38,157895
20 dB	65,359062	91,127096	9,078947	184,366301	286,562284	22,894737	190,543519	305,129758	1,447368	99,390978	157,957897	5,263158	42,9416	60,155389	37,5
20 dB	78,414885	133,794713	11,447368	181,491222	269,299255	18,684211	371,505916	689,589261	2,368421	125,490415	245,550776	5,526316	30,916817	41,510926	42,763158
20 dB	92,723389	145,761472	8,288383	208,004882	339,652943	19,734245	297,463965	591,997312	1,052493	135,934879	184,53349	4,999342	29,179354	45,542851	38,679121
10 dB	104,039	156,556429	8,552632	158,144816	257,208407	19,210526	280,505508	392,8212	1,842105	101,452484	132,82364	4,473684	32,529805	47,130301	38,157895
10 dB	119,733752	193,032937	12,368421	1217,028093	407,646752	16,710526	233,740783	381,233529	1,052632	97,033672	161,254935	3,815789	29,190687	40,076089	38,026316
10 dB	90,920193	154,878074	10,959989	171,6295	314,002464	17,694441	286,197687	356,022611	1,584577	142,116813	194,27988	4,75373	23,160639	33,160978	37,105506
10 dB	78,462115	138,443576	12,368421	209,804754	387,554207	19,342105	489,985146	699,951968	1,184211	138,374822	314,536278	6,447368	56,646087	78,469051	37,105263

## Harry Potter (parole sur musique)

**Sujet 1**

	ALPHA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	ALPHA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	ALPHA : Fréquence dominante (Hz)	BETA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	BETA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	BETA : Fréquence dominante (Hz)	DELTA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	DELTA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	DELTA : Fréquence dominante (Hz)	TETHA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	TETHA : écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	TETHA : Fréquence dominante (Hz)	GAMMA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	GAMMA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	GAMMA : Fréquence dominante (Hz)
Original	EEG_D 454,137056652,142138	10	141,037965222,34203815,629139484,654312841,799597	2,384106	290,064146410,157207	6,092715	9,737328	13,504947	36,490066						
Original	EEG_D 618,819853969,79099510,398728224,736702334,29095417,419526358,689266	526,84058	2,450656	234,403382407,823382	5,629885	31,739501	46,116052	41,396211							
Original	EEG_D 402,782413661,78463310,927152130,898345215,32396717,350993252,008697345,105427	1,655629	1,88,979584279,250315	7,086093	13,45586	19,639349	38,807947								
Original	EEG_D 585,769853822,33281910,397351154,752783244,80741117,880795360,214579471,860402	1,456954	1,89,100248285,457462	6,490066	10,337838	14,692588	39,470199								
40 dB	EEG_D 231,63761365,55975110,927152110,529801164,095651	297,58971	16,225166	424,38579	710,657651	1,324503	176,02091	235,400887	30,976317	93,416127	41,258278				
40 dB	EEG_D 330,341426543,06326410,596026181,820829267,45540414,966887	426,51657	674,170185	2,781457	194,527497302,198584	4,569536	13,006397	24,087318	36,622517						
40 dB	EEG_D 326,363113706,10534110,529801164,095651	297,58971	16,225166	424,38579	710,657651	1,324503	176,02091	235,400887	30,976317	93,416127	41,258278				
40 dB	EEG_D 949,7717141289,92883	10	172,7504	282,06507515,695364303,715658424,155263	1,721854	220,597994326,849877	6,357616	10,00841	16,117267	42,05298					
20 dB	EEG_D 540,197489	716,8374	9,801325	167,099001278,15228913,509934352,961697460,322458	1,258278	176,335354280,509557	4,304636	11,004436	14,463433	37,483444					
20 dB	EEG_D 239,517447350,004958	8,941582	127,739169207,34184417,419526241,346524326,840131	1,589615	134,955538179,432497	6,093522	10,046475	15,734569	41,19751						
20 dB	EEG_D 256,961805434,45089210,091175136,776802238,38080115,136762522,482069	969,28009	0,97371	179,21643	279,472605	6,550412	16,439023	30,436585	42,223599						
20 dB	EEG_D 468,476586689,319174	9,801325	147,48228	232,06386916,092715511,272891983,235268	1,192053	323,199245484,522767	5,033113	10,084224	14,823975	37,152318					
10 dB	EEG_D 358,004091658,34484310,000662122,884463198,93546915,696404281,48299431,508605	1,192132	217,94683	255,735661	4,768528	10,297253	13,961945	43,115438							
10 dB	EEG_D 373,926682542,693921	8,741722	138,699041227,49121916,092715	407,03128	584,839161	1,390728	193,523656259,412041	5,430464	10,734153	15,739107	41,258278				
10 dB	EEG_D 409,520912574,83840710,411358134,138888204,16035415,944667466,617246772,878323	1,310521	174,417005284,386545	6,334183	10,754277	17,059753	37,349836								
10 dB	EEG_D 667,093128865,46422610,397351	167,45517	268,294	15,562914	294,85617	363,524966	6,092715	12,402749	16,566547	37,483444					

Sujet 2

	ALPHA : Puissance moyenne (uV <sup>2</sup> )	ALPHA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	ALPHA : Fréquence dominante (Hz)	BETA : Puissance moyenne (uV <sup>2</sup> )	BETA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	BETA : Fréquence dominante (Hz)	DELTA : Puissance moyenne (uV <sup>2</sup> )	DELTA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	DELTA : Fréquence dominante (Hz)	TETHA : Puissance moyenne (uV <sup>2</sup> )	TETHA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	TETHA : Fréquence dominante (Hz)	GAMMA : Puissance moyenne (uV <sup>2</sup> )	GAMMA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	GAMMA : Fréquence dominante (Hz)
Original	75,736918	110,688757	8,012714	178,578291272,65804218,740481912,5343821169,19215	1,324416	1,324416	120,588462226,269904	5,297662	43,614771	60,090921	38,937819				
Original	119,159612223,45823210,860208176,395529332,17937618,939143342,518443461,318533	1,721174	103,223332133,938955	4,370571	25,849214	36,621632	37,613403								
Original	65,49723	114,64111410,795417162,766668287,885657	19,2728	345,304136477,186175	1,258361	94,473849	196,330395	4,172462	20,86786	32,651105	37,419697				
Original	114,836469304,629928	9,328199	201,127436372,52708419,512195783,904352506,74062	1,112537	196,648495677,194978	4,621309	62,408523102,161824	39,10997							
40 dB	85,167165	132,52636	12,331917242,936161448,95618818,602383515,842334664,555676	1,532781	106,491684144,464897	4,598342	35,680847	52,618025	41,52442						
40 dB	89,104561	144,17574711,750239261,960737401,80267717,830305514,102193647,234535	1,229676	102,970048	137,77873	4,577128	40,291504	57,174857	37,641754						
40 dB	99,902372	201,566642	11,92053	212,844378548,90071121,390728	892,09358	3051,15851	1,324503	159,120532514,571735	4,635762	31,36314	45,93536	38,145695			
40 dB	94,908158	171,880666	9,205298	200,924968335,952098	17,81457	464,467449571,446352	1,854305	82,876944	115,141445	5,099338	42,872453	66,134661	36,821192		
20 dB	138,574485523,38217310,066225194,709894386,40404218,609272799,6652491077,18399	1,192053	138,980378306,045185	5,562914	40,343843	69,769382	37,682119								
20 dB	99,255214	149,12281311,987549191,237409326,34709219,007881	329,0692	473,331986	1,390821	132,262202202,983129	4,636069	45,111252	65,383173	39,803961					
20 dB	116,496862300,162577	8,477383	158,219842345,96402321,723293523,774667999,433642	1,324591	99,665985	196,672692	4,768528	31,73376	59,17831	41,459699					
20 dB	76,412996	109,00688	10,662252151,132314244,27462514,503311	633,14469	816,852182	2,384106	124,562223	191,715375	4,900662	20,515066	30,291041	37,880795			
10 dB	88,653777	144,22536111,323753187,131391335,58886818,939143627,386724760,362516	1,191974	80,611819	111,879958	5,628766	42,373793	73,828995	36,686312						
10 dB	76,950308	124,85857310,72847158,355021250,05785817,086093429,585141527,972265	1,192053	108,427034155,947561	4,569536	24,144724	33,747825	38,476821							
10 dB	96,32367	198,00378110,264901190,757381324,33437821,390728569,707157840,622189	1,258278	145,75476	292,283546	4,304636	45,063297	95,83526	39,403974						
10 dB	91,143914	139,044335	10,13245	160,781699247,83358422,582781530,487312696,118429	1,192053	133,569971182,683442	4,569536	31,283146	39,052574	39,006623					

**Music 1 (musique)**

**Sujet 1**

	ALPHA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	ALPHA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	ALPHA : Fréquence dominante (Hz)	BETA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	BETA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	BETA : Fréquence dominante (Hz)	DELTA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	DELTA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	DELTA : Fréquence dominante (Hz)	TETHA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	TETHA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	TETHA : Fréquence dominante (Hz)	GAMMA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	GAMMA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	GAMMA : Fréquence dominante (Hz)
Original	232,442157346	560734	9,55414	149,01893	250,19907915	605096374	491419474	026651	1,210191	139,566569210	838649	5,987261	21,28144451	26169237	006369
Original	818,6680091116	6798410	037721197	967928322	16042314	449204	301,94747	465,000754	1,214756	207,143123304	202162	5,945911	14,56379622	37394537	849242
Original	254,228747321	757308	8,981464	157,672264234	94147415	924581344	187313433	534553	1,465061	187,054147261	069699	6,497229	23,11253861	85355537	709408
Original	762,3941441327	4838210	382827	170,1941	271,54777617	198548821	147827471	996646	1,14657	247,871666371	045533	4,968469	10,26173	13,371315	42,486783
40 dB	363,062025648	52405710	9554141159	669167245	56987216	433121369	803351507	447834	2,675159	204,337407271	519786	5,541401	16,62303423	29925839	936306
40 dB	853,1733351154	45918	9,936306	169,055977275	69680618	471338368	502922506	091513	1,910828	169,159111267	000157	6,242038	16,81695922	42851139	617834
40 dB	273,539644492	72403410	063694144	669662229	65685714	840764356	214729456	237479	1,273885	183,851794258	343909	4,968153	26,07961778	23206440	254777
40 dB	466,703301800	00282210	791826161	721147264	33301519	157088360	891454487	061276	1,085568	153,739041218	772625	6,960409	12,33759	15,71036838	697318
20 dB	420,476923711	08427310	256737164	078064250	47962114	971014875	363797561	052171	2,739377	176,151519251	659786	5,415047	17,16728823	01294340	007645
20 dB	422,63838	705,80925610	764331184	949295292	68048616	687898397	809065497	118571	1,528662	206,71586	311,023529	5,350318	23,68231	59,92034	38,280255
20 dB	482,082868	801,27854	10,25543	159,43279	247,62583914	905408460	877281656	116833	1,210268	172,643143229	543062	4,777374	13,63359118	50652337	072425
20 dB	805,2789171101	1762410	063053176	782428265	32853219	489205357	793042578	728189	0,955353	255,078659410	756572	4,585695	15,45614223	75400638	787338
10 dB	546,34359	923,27194	9,17139	168,948268268	61737115	986243	328,58024	443,693809	2,038087	227,452577501	709883	4,776766	15,89555121	85543441	653398
10 dB	433,21675	631,706629	10,44586	172,542533	286,87109	17,770701303	546761392	057866	1,656051	218,27089	302,594018	5,987261	14,55900520	03386138	853503
10 dB	622,60725	974,08674710	318471183	450758296	40848215	477707395	453927550	673297	2,038217	280,738507551	232492	5,031847	15,03144	20,31444637	261146
10 dB	366,955159530	66839110	447191160	793046273	24677415	352274451	725433605	215147	1,401452	177,058729253	128059	6,242833	15,25539321	59848837	648108

Sujet 2

	ALPHA : Puissance moyenne ( $\mu\text{V}^2$ )	ALPHA : Écart-type de la puissance ( $\mu\text{V}^2$ )	ALPHA : Fréquence dominante (Hz)	BETA : Puissance moyenne ( $\mu\text{V}^2$ )	BETA : Écart-type de la puissance ( $\mu\text{V}^2$ )	BETA : Fréquence dominante (Hz)	DELTA : Puissance moyenne ( $\mu\text{V}^2$ )	DELTA : Écart-type de la puissance ( $\mu\text{V}^2$ )	DELTA : Fréquence dominante (Hz)	TETHA : Puissance moyenne ( $\mu\text{V}^2$ )	TETHA : Écart-type de la puissance ( $\mu\text{V}^2$ )	TETHA : Fréquence dominante (Hz)	GAMMA : Puissance moyenne ( $\mu\text{V}^2$ )	GAMMA : Écart-type de la puissance ( $\mu\text{V}^2$ )	GAMMA : Fréquence dominante (Hz)
Original	103,273475	158,672522	10,191083	185,586343	303,201159	22,738854	607,268702	751,969302	1,210191	107,604803	151,539089	5,22293	34,622644	52,295563	38,343949
Original	114,148158	169,410603	11,427477	190,926531	303,946637	16,853933	560,247115	748,859352	1,212972	136,610876	187,96228	5,107252	32,765122	50,610287	37,346782
Original	63,672451	99,509184	8,599274	149,809398	243,925662	19,619084	790,894567	1140,68917	1,210268	118,302323	208,248652	5,159564	25,767963	38,230488	38,792228
Original	101,237777	220,662618	8,663524	201,01238	437,500491	18,282584	1041,681752	2842,29554	1,146643	175,774284	452,574526	5,733214	33,225014	49,548714	39,55918
40 dB	88,277261	132,498684	10,382166	204,513564	328,166253	17,452229	9489,450079	11,780946	1,464968	113,343134	185,847318	4,140127	33,952088	48,347048	42,611465
40 dB	92,208468	141,85904	8,726115	173,509591	305,68735	23,248408	853,69977	1138,63546	1,273885	127,590157	196,762366	4,458599	32,344562	44,797962	39,745223
40 dB	74,169182	115,632214	12,292211	172,442637	258,00725	18,151171	489,000942	720,955772	1,337494	106,09573	184,893203	5,477358	27,243531	42,249913	40,252213
40 dB	113,279761	143,185463	10,063694	167,104469	298,613814	18,216561	777,340135	1000,64867	2,547771	202,878935	298,795448	5,477707	27,26203	40,766825	39,681529
20 dB	119,996261	196,80005	9,236845	175,540145	288,413846	21,65881	814,827927	1298,51628	1,33775	121,635289	189,324558	4,395464	37,304643	51,927119	42,107275
20 dB	90,893471	166,101032	8,726115	202,360883	306,330398	21,974522	640,485231	1024,59128	1,33758	124,284719	250,019928	4,713376	52,819172	76,914135	38,535032
20 dB	98,93225	188,41173	9,55414	187,741185	320,528337	19,171975	5416,766639	536,082542	1,273885	97,210939	135,978739	4,904459	31,478958	45,380595	40,700637
20 dB	101,466036	191,21803	10,000637	169,585471	276,588767	18,982101	1963,596679	1404,40276	1,273966	102,56251	151,838448	5,032168	47,595744	66,813943	40,575833
10 dB	86,431911	120,753916	10,956112	164,487273	272,868257	22,42181	347,447814	472,2026	1,337665	106,573942	152,720036	4,904771	40,966639	58,346463	38,855978
10 dB	116,283981	181,729691	11,721238	177,262186	293,577522	17,900369	693,783706	856,924449	1,274048	100,831778	136,710036	4,586572	34,35781	49,117467	37,648108
10 dB	131,392565	181,505344	11,551471	196,656613	300,914253	18,316421	747,543446	990,328821	1,276406	97,522778	128,714286	5,807646	36,300833	51,418665	40,270598
10 dB	88,588939	137,150514	9,363057	184,702238	322,098812	21,656051	1577,156168	736,637821	1,719745	101,383078	135,994045	5,987261	25,082973	32,579796	38,407643

**Music 3 (musique)**

**Sujet 1**

	ALPHA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	ALPHA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	ALPHA : Fréquence dominante (Hz)	BETA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	BETA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	BETA : Fréquence dominante (Hz)	DELTA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	DELTA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	DELTA : Fréquence dominante (Hz)	TETHA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	TETHA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	TETHA : Fréquence dominante (Hz)	GAMMA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	GAMMA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	GAMMA : Fréquence dominante (Hz)
Original	221,71288	345,862778	10,797546	174,541214	289,02684	15,582822	399,680975	653,479162	3,006135	172,314978	255,013216	5,092025	17,053183	26,708526	38,09816
Original	369,93195	659,095491	10,078043	156,702175	255,94767	14,932711	349,479268	495,576402	2,335156	131,122414	166,37205	5,346279	16,231034	23,205793	39,083144
Original	515,247265	735,888049	10,306748	155,468085	237,626726	16,809816	336,761875	549,666698	2,269939	139,905038	197,880838	4,417178	14,920515	21,417827	38,773006
Original	293,610461	549,803933	10,261137	162,307015	258,997814	17,450077	713,621732	781,55925	1,966206	220,873891	476,344465	4,239631	24,983111	45,576706	38,156682
40 dB	324,361461	585,184771	10,368098	171,345249	275,929055	18,957055	388,863537	556,310387	2,576687	138,404344	196,242545	4,785276	19,335488	30,664159	43,006135
40 dB	291,437048	488,698932	9,448432	166,824079	263,470116	16,074606	332,905823	473,714818	1,349776	187,278557	228,59157	5,337751	18,94037	25,238599	41,16817
40 dB	389,440703	658,315673	10,429448	169,291478	292,975003	15,030675	324,979474	448,314075	1,226994	177,480277	233,391417	4,417178	14,428229	20,14336	41,165644
40 dB	630,24675	1067,97628	10,307381	208,411096	334,551027	16,933553	431,208622	2431,217455	2,147371	163,978364	250,34905	5,767225	25,309134	41,229523	
20 dB	272,916228	573,1173	9,253547	206,354098	337,441602	16,224553	432,687471	641,573066	2,344232	142,185944	208,568849	5,552128	41,36092	70,468045	40,037014
20 dB	366,030508	549,151655	9,77439	172,878675	277,027271	15,737382	385,057653	566,540285	1,168009	196,037434	289,219475	4,979406	15,994334	24,318537	41,249155
20 dB	650,061705	877,353573	10,323849	194,202035	317,328215	14,748356	270,358256	337,922748	1,720642	195,086432	336,827404	5,899342	20,395326	27,458983	42,708781
20 dB	397,646558	673,859888	10,185299	166,785343	268,553204	14,603019	296,2287	405,588781	1,227144	194,632637	310,214574	5,644864	18,380757	26,53246	41,29341
10 dB	258,275565	403,03288	9,079755	178,152707	310,447947	18,220859	339,531122	2498,818758	1,226994	174,286689	259,255838	4,907975	39,218777	179,212051	136,932515
10 dB	353,540666	740,494761	10,797546	159,970443	327,774326	15,766871	352,261639	473,095113	1,165644	182,167693	271,360678	6,993865	18,341916	24,66895	37,97546
10 dB	288,499941	513,417088	9,202454	165,982013	271,540494	20,306748	347,414966	513,29154	2,331288	141,710452	238,466657	5,705521	17,161645	24,542386	37,116564
10 dB	491,654313	807,508294	10,306748	169,07382	276,38015	16,625276	333,694914	473,260243	1,165644	134,38532	180,728162	4,355828	17,249053	24,612042	37,546012

Sujet 2

	ALPHA : Puissance moyenne ( $\mu\text{V}^2$ )	ALPHA : Écart-type de la puissance ( $\mu\text{V}^2$ )	ALPHA : Fréquence dominante (Hz)	BETA : Puissance moyenne ( $\mu\text{V}^2$ )	BETA : Écart-type de la puissance ( $\mu\text{V}^2$ )	BETA : Fréquence dominante (Hz)	DELTA : Puissance moyenne ( $\mu\text{V}^2$ )	DELTA : Écart-type de la puissance ( $\mu\text{V}^2$ )	DELTA : Fréquence dominante (Hz)	TETHA : Puissance moyenne ( $\mu\text{V}^2$ )	TETHA : Écart-type de la puissance ( $\mu\text{V}^2$ )	TETHA : Fréquence dominante (Hz)	GAMMA : Puissance moyenne ( $\mu\text{V}^2$ )	GAMMA : Écart-type de la puissance ( $\mu\text{V}^2$ )	GAMMA : Fréquence dominante (Hz)
Original	84,472156	127,07137	8,755638	223,387843346	182,2354	17,776599348	761,806612	1,193951	89,422815	132,093757	4,046166	58,891976	81,251545	41,721942	
Original	81,224551	132,791007	12,331288349	508,647561	1,2180222	2,69939330	0,56868457	0,91309	91,851315	138,881118	5,705521	130,43568	190,56426	40,674847	
Original	93,474234	127,040975	11,077605	249,83013	366,72164	24,370731	409,58975	526,445043	1,169303	87,810127	124,207642	5,784971	106,9554	162,75296636	61,7638
Original	91,479264	143,500234	11,042945	177,055158325	0,5826819	263804356	684,242468	881,241	1,533742	101,467924156	161984	5,153374	38,687085	54,043383	39,079755
40 dB	77,865641	119,37798	12,120823	248,385312420	2,1708219	367665	482,25284880	310831	1,026101	66,316184	105,00302	6,862053	64,124654	134,52774436	87,5521
40 dB	106,149551	176,5218	11,846405	244,418235360	4,18235360	5,6965317	0,20697343	5,08049427	1,089325	83,346553	109,52887	4,833878	65,487246	92,005596	40,985839
40 dB	100,111033	274,462858	10,850784	193,148749438	7,7152816	3,79847632	3,833862158	1,1717	1,036699	137,746099879	990164	4,976156	50,640153	73,758641	40,29304
40 dB	76,417976	125,307445	9,859988	189,514996344	4,0657716	2,36114559	2,15072860	754014	1,314665	84,152291	106,298528	4,272662	31,908487	52,743389	37,336489
20 dB	78,006899	121,158689	10,06135	160,799414265	2,8658319	0,79755220	1,47486289	531129	1,595092	76,361537	108,506706	4,785276	33,716574	50,151916	38,03681
20 dB	74,571795	120,888294	12,576687	225,023979387	3,2315515	2,76074580	4,34499	1603,9742	1,349693	92,732942	121,692953	5,398773	49,685396	75,181792	40,245399
20 dB	275,179977	482,53641	10,552147	433,846411578	883,25620	3,06748349	0,63746594	732428	1,595092	68,254588	132,477092	4,907975	96,333561	140,60471937	730061
20 dB	94,328295	159,272782	8,773006	351,119803572	1,8739721	4,72393349	9,09608529	670379	1,288344	117,123605203	687836	4,785276	116,819469159	22152137	546012
10 dB	76,901281	125,052919	11,55714	163,036764261	5,7947422	1,92168341	1,13998514	953032	1,106535	92,425855	130,602042	5,102354	40,911851	57,264826	41,5556525
10 dB	118,39338	197,541736	11,90184	300,206644521	1,3212318	2,82209347	9,47361	565,62564	1,717791	102,090296	134,38339	4,539877	82,403161	224,36563	37,852761
10 dB	93,891854	142,064193	11,251153	217,208939	327,39451	17,399324	335,083257	436,038245	1,168152	129,905801	268,394309	4,180756	61,920971	91,898714	39,286812
10 dB	108,481433	176,265743	10,612846	240,080623413	942,49819	201276	396,68525	586,198955	1,288265	116,906907	184,257282	4,784983	52,047768	82,129012	41,776578

**SpeechOverMusic 1 (parole sur musique)**

**Sujet 1**

	ALPHA : Puissance moyenne (uV <sup>2</sup> )	ALPHA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	ALPHA : Fréquence dominante (Hz)	BETA : Puissance moyenne (uV <sup>2</sup> )	BETA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	BETA : Fréquence dominante (Hz)	DELTA : Puissance moyenne (uV <sup>2</sup> )	DELTA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	DELTA : Fréquence dominante (Hz)	TETHA : Puissance moyenne (uV <sup>2</sup> )	TETHA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	TETHA : Fréquence dominante (Hz)	GAMMA : Puissance moyenne (uV <sup>2</sup> )	GAMMA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	GAMMA : Fréquence dominante (Hz)
Original	587,2408681012,35803	11,074919214,614234595,74384815,449046322,707156442,012319	1,582131	182,206449267,781623	5,677059	48,451345	131,63085337,598883								
Original	288,284499465,833302	9,516129	118,834527190,83278515,322581254,156199891,286075	2,5	154,477809226,926485	5,241935	18,389904	39,596774							
Original	241,801549	376,65949	10,725806113,234989177,41727614,032258241,332457328,750426	1,290323	145,501574194,421701	6,693548	18,602906	41,048387							
Original	443,624424	657,79653	10,404065	143,86936	212,63216917,178805434,947168626,597934	1,129123	185,986282322,665885	5,161707	15,288076	20,962909	41,132349				
40 dB	267,528175421,796626	9,032258	137,318322196,18116616,935484357,8498266505,459893	1,451613	193,00906262,422056	5,241935	13,25291	40,725806							
40 dB	466,600069687,437475	10,645161132,859171	217,88795	17,33871	433,156467699,751663	1,290323	222,788133288,639118	5,887097	10,771702	15,157691	41,209677				
40 dB	499,382664791,885071	9,354839	138,123148	225,73372	16,693548373,175099739,468273	1,048387	240,423928387,526011	5,483871	13,427858	19,602902	41,129032				
40 dB	491,142682	704,98824	9,919355	164,981587230,17931614,596774347,106725579,542564	1,209677	277,479225	380,86166	4,758065	12,042951	17,221438	42,580645				
20 dB	290,701228522,082196	9,734513	174,70762	376,00059	15,486726423,971893572,930834	2,743363	199,222872289,384018	4,513274	14,662449	25,659992	39,380531				
20 dB	612,220526819,211171	9,873746	172,609423263,68547416,914859374,401288	504,60052	2,7517	189,449083	254,44348	5,665264	14,068695	18,844042	38,685659				
20 dB	433,973828744,925077	8,629032	147,976469	233,93662	17,419355335,215175492,616363	1,532258	201,790981287,103232	4,83871	17,37919	21,447083	37,983871				
20 dB	400,723999684,888729	9,758065	159,892313235,07156819,677419372,884118601,048363	1,370968	290,109427466,965064	6,774194	22,294095	38,480894	37,822581						
10 dB	402,676723	615,18044	10,322581	158,353259255,07599515,080645384,477319545,364609	2,66129	195,193007299,133213	6,532258	18,508299	29,222796	38,467742					
10 dB	252,039631458,843072	10,887975	133,87577	208,41886714,759255474,624795719,099818	1,290427	178,792901260,867087	6,371482	16,572385	24,138229	39,438664					
10 dB	526,60515	834,59973	9,677419	143,055153206,17170219,516129325,729904424,196188	2,33871	212,324508334,716496	4,516129	14,709317	23,223769	40,967742					
10 dB	572,523941	923,63821	10,241935	194,454862850,15018621,370968287,473313446,365416	1,129032	214,423034	357,92512	4,435484	18,864917	27,711056	40,887097				



Sujet 2

	ALPHA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	ALPHA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	ALPHA : Fréquence dominante (Hz)	BETA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	BETA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	BETA : Fréquence dominante (Hz)	DELTA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	DELTA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	DELTA : Fréquence dominante (Hz)	TETHA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	TETHA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	TETHA : Fréquence dominante (Hz)	GAMMA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	GAMMA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	GAMMA : Fréquence dominante (Hz)
Original	90,007865	127,808593	9,21361	190,716819	290,45893	21,90253	221,512648	315,524708	1,373959	99,935683	165,468664	4,525984	57,32484	133,399361	41,622889
Original	84,474975	134,101143	10,64602	228,360895	364,553442	16,93685	465,517026	934,087151	1,45173	142,378502	467,393894	5,968223	50,674582	69,385913	42,987338
Original	67,228102	90,717638	11,129032	199,695022	311,295612	19,758065	347,672581	525,66428	1,451613	75,816969	109,269248	6,129032	51,807958	66,210476	39,193548
Original	68,477231	107,867167	11,210581	171,592914	294,579129	14,759255	352,139255	566,633035	1,371078	104,084847	142,77872	4,032583	28,55139	41,072535	40,809743
40 dB	97,242116	155,955395	9,193548	218,983645	360,936407	21,693548	449,254688	723,167531	1,532258	115,300675	226,956881	5,967742	55,790877	86,783841	37,258065
40 dB	81,125224	117,255849	9,274194	201,155485	327,784739	20,887097	250,865344	339,26762	1,290323	103,704799	144,418441	4,677419	59,647466	83,102459	37,5
40 dB	114,272743	243,752878	9,364488	257,249823	466,353177	18,638058	650,708132	1288,80903	1,272843	90,937889	151,430275	5,455041	77,633072	118,215092	38,639876
40 dB	97,181074	153,4417	11,693548	188,836911	331,64745	20,483871	300,089052	460,361668	2,016129	132,285095	241,734575	5,483871	29,101719	38,684516	41,854839
20 dB	78,831615	130,787433	11,048387	209,642226	362,15785	17,903226	333,229746	423,85098	1,209677	78,363718	105,898978	5,645161	39,592435	54,58592	41,854839
20 dB	105,874058	166,609185	10,967742	177,552694	323,058596	17,258065	369,748945	621,918113	2,096774	110,509032	156,835502	4,435484	40,925169	55,089648	38,790323
20 dB	85,063775	115,093396	11,048387	354,559701	522,58416	19,919355	195,764934	320044	2,5	50,703286	67,301711	4,83871	111,10464	172,76491	39,677419
20 dB	107,315743	172,637575	10,760518	306,784863	450,96486	19,579288	267,803804	412,438561	2,346278	56,283647	76,977178	5,177994	152,415706	207,76028	37,864078
10 dB	83,135667	134,964535	12,096774	284,337812	406,637256	23,064516	234,949586	325,954322	1,209677	55,046485	85,617739	4,193548	133,042129	217,595353	37,177419
10 dB	106,217478	154,720723	9,119849	282,201154	394,628868	17,121225	224,595521	345,166281	1,720726	109,045619	171,797356	4,990106	106,319845	145,378875	38,028048
10 dB	86,429269	119,761239	9,516897	226,92489	315,845169	27,09896	370,613284	585,228616	2,016292	84,386182	116,743432	6,452133	85,546051	124,505587	39,438664
10 dB	88,686922	136,445347	11,404999	213,642658	340,2012	22,324678	218,640323	301,668378	2,750142	100,597086	162,948937	5,176737	99,370975	127,687103	42,95074

**Te1 mg54 speech (parole)**

**Sujet 1**

	ALPHA : Puissance moyenne (uV <sup>2</sup> )	ALPHA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	ALPHA : Fréquence dominante (Hz)	BETA : Puissance moyenne (uV <sup>2</sup> )	BETA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	BETA : Fréquence dominante (Hz)	DELTA : Puissance moyenne (uV <sup>2</sup> )	DELTA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	DELTA : Fréquence dominante (Hz)	TETHA : Puissance moyenne (uV <sup>2</sup> )	TETHA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	TETHA : Fréquence dominante (Hz)	GAMMA : Puissance moyenne (uV <sup>2</sup> )	GAMMA : Écart-type de la puissance (uV <sup>2</sup> )	GAMMA : Fréquence dominante (Hz)
Original	613,392532841	638003	10,377594218	426124854	14462714	378595285	535438430	198628	2,875719	159,352539227	595923	5,00125	12,51258	16,17568	37,259315
Original	538,921944	880,70912	10	162,679567246	252409	16,25	394,507631514	643651	2	173,643018238	823139	7	15,409301	21,139353	43,5
Original	685,722601943	556162	10,192525	229,320864350	21465715	980873	272,002281424	828418	1,761671	238,880396385	640679	6,417516	10,543485	14,916309	38,127595
Original	623,041277995	830166	10	184,627244267	433283	16,375	271,32795340	152924	1,5	140,689078181	985517	5,125	13,229719	20,656532	40,875
40 dB	754,478516	1249,4454	10,875	170,108591261	299655	17,875	362,517543477	391993	2,5	239,149486307	069743	7,125	14,675994	20,527031	40,25
40 dB	356,871556553	079576	10,699425	205,871331483	343646	14,662176	1500,043813892	62428	1,783238	204,111358399	740513	3,96275	46,033178	96,477599	42,797702
40 dB	483,825292729	697051	10,25	188,302703266	994427	18,625	302,202496519	811917	1,5	258,034315370	643853	4,125	11,047851	15,187724	39,375
40 dB	546,952174772	524242	9,498813	148,416142234	250583	19,497563376	590128483	477201	1,624797	228,486275362	092472	5,374328	13,637535	18,482975	40,494938
20 dB	462,164762567	555749	11	201,552365329	938982	14,875	298,23772419	113077	3,25	191,77047304	613909	5	20,240758	29,069915	36,25
20 dB	640,65686	1194,7889	10,375	198,252333303	492263	18,25	351,80544427	937647	3,125	239,969544351	484816	4,625	14,569084	19,649039	37,5
20 dB	489,535276784	312957	9,751219	143,863231	208,3257	16,627078343	063139409	866156	1,875234	304,087142571	937155	5,375672	13,788854	17,601375	37,629704
20 dB	429,563207	604,66144	10,125	172,603469258	774471	16,125	600,475779795	907866	1,125	210,561253255	994269	6,625	16,365548	28,021887	38,125
10 dB	294,517674	582,93209	9,748781	132,596958227	514345	16,747907252	414482	378,88754	1,624797	159,207132237	989548	4,874391	19,272059	41,304234	40,994876
10 dB	531,336435830	630428	9,501188	191,459829358	130575	15,001875459	548694644	032121	1,250156	206,126876291	891172	5,000625	14,825048	19,70266	39,754969
10 dB	268,045215457	409635	9,5	185,608987320	177178	14,875	407,867369525	380385	2,125	128,146818185	764654	6,125	18,162846	26,606812	40
10 dB	504,257049691	743487	10,25	162,54171242	242561	15,625	412,128419573	567473	3,125	110,990371164	053317	4,375	13,820568	20,326781	40,25

Sujet 2

	ALPHA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	ALPHA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	ALPHA : Fréquence dominante (Hz)	BETA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	BETA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	BETA : Fréquence dominante (Hz)	DELTA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	DELTA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	DELTA : Fréquence dominante (Hz)	TETHA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	TETHA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	TETHA : Fréquence dominante (Hz)	GAMMA : Puissance moyenne ( $\mu V^2$ )	GAMMA : Écart-type de la puissance ( $\mu V^2$ )	GAMMA : Fréquence dominante (Hz)
Original	81,988201	125,772004	9,625	388,830093539,585991	20,125	369,390093589,642559	1,5	69,594578	93,904802	4,75	175,113209219,726728	38,75			
Original	79,988744	109,7121	11,69223	347,107819511,91001617,224038	17,5	279,45159386,729335	1,131506	84,630775	108,969263	5,531808	154,173754207,97238641,865728	38,625			
Original	94,78633	149,291154	11,125	247,602206966,353687	17,5	232,185998279,765982	1,125	90,858277	136,955276	6,375	89,807896	38,625			
Original	80,313683	103,755238	9,175568	280,357308479,09633820,816215217,243924296,077039	20,816215	217,243924296,077039	1,09559	88,910694	124,254222	6,436593	74,420802	126,66085940,262942			
40 dB	70,820025	84,943744	11,5	216,07473311,763808	22,625	257,806212877,091385	1,375	103,440267147,689786	71,047998	92,399953	4,124484	64,618396	90,297731	39,5	
40 dB	99,048053	141,859869	9,12386	298,419869,448,05376	21,497313	262,094056327,842898	1,249844	71,047998	92,399953	4,124484	118,640468166,09551740,744907	38,375			
40 dB	90,584475	142,323001	8,625	204,997327303,451758	19,875	338,385355429,141745	1,5	78,543434	97,933355	4,375	75,321949	106,485145	42,5		
40 dB	84,885941	131,301656	11,125	194,575586289,317308	22,125	488,952574664,734842	1,75	86,988609	121,490432	6,125	67,569061	93,052084	39,75		
20 dB	67,645588	104,57825	9	178,162194299,436664	15,375	251,344761347,072687	1,5	78,316201	101,312303	4,625	45,944393	59,061874	39,75		
20 dB	88,479453	126,122648	11,25	376,74744	656,373473	17,125	363,476766582,330197	1,875	84,835722	123,517947	5,875	198,184562269,945492	39,875		
20 dB	123,751758236,946137	11,25	324,903472561,970543	18,5	524,5183881139,02351	1,125	121,544554234,733448	5,5	126,092189174,807322	4	108,070163	169,42846	37,625		
20 dB	98,833776	134,098994	11,75	274,188303403,471972	20,375	554,5516291080,51174	1,125	126,092189174,807322	4	108,070163	169,42846	37,625			
10 dB	88,702212	155,326296	12	265,855803512,590458	19,25	275,294342305,097394	2,125	138,248903208,232659	4,5	80,780252	95,205015	38			
10 dB	88,549859	123,549625	10,75	285,126283427,917338	16,125	260,304886368,230952	1,125	79,014194	94,681598	4,875	83,360137	119,471952	38,875		
10 dB	146,374364235,354481	11,375	319,807606541,149071	24,5	786,077095	1371,6233	1,375	164,815548280,809425	4,875	198,825435480,364153	37,25				
10 dB	73,078843	103,398046	11,267249	171,680152322,253775	18,609951	1512,204039758,706861	1,012786	132,764348263,703295	4,937334	34,781065	59,094517	38,992278			