



Utilisation de la modalité auditive dans un dispositif embarqué de biofeedback utilisé dans le contexte de la marche pathologique

Olivier Gutierrez

► To cite this version:

Olivier Gutierrez. Utilisation de la modalité auditive dans un dispositif embarqué de biofeedback utilisé dans le contexte de la marche pathologique. Interface homme-machine [cs.HC]. Université Paul Sabatier - Toulouse III, 2016. Français. NNT : 2016TOU30076 . tel-01509943

HAL Id: tel-01509943

<https://theses.hal.science/tel-01509943>

Submitted on 18 Apr 2017

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



THÈSE

En vue de l'obtention du

DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ DE TOULOUSE

Délivré par :

Université Toulouse 3 Paul Sabatier (UT3 Paul Sabatier)

Présentée et soutenue par :

Olivier Gutierrez

Le vendredi 17 juin 2016

Titre :

Utilisation de la modalité auditive dans un dispositif embarqué de biofeedback
utilisé dans le contexte de la marche pathologique

ED MITT : Image, Information, Hypermedia

Unité de recherche :

PRISMMH, Institut de recherche en informatique de Toulouse

Directeur(s) de Thèse :

Pierre Moretto

Emmanuel Dubois

Philippe Truillet

Rapporteurs :

Augusto Celentano

André Thévenon

Autre(s) membre(s) du jury :

Remerciements

Je tiens en premier lieu à remercier mes rapporteurs, Augusto Celentano et André Thévenon pour la qualité de leurs retours, leur précision et leur pertinence.

Je remercie mes directeurs de thèse, Emmanuel Dubois, Pierre Moretto et Philippe Truillet pour leur accompagnement, leur enthousiasme, leur curiosité et leur esprit acéré mais aussi pour leur patience et leur compréhension

Je remercie toute l'équipe Elipse pour ce qu'elle est, une enceinte chaleureuse, conviviale, positive et les gens qui la font, permanents ou non, pour leur curiosité, leur enthousiasme, leur soutien et leur amitié.

Je remercie Anke et Loupi pour avoir partagé TOUS les moments de cette aventure, les meilleurs, les moins bons et les pires.

Je remercie Greg, Mathieu et Marc pour m'avoir présenté Cooper, pour le fractionné, le 10, le semi et leurs marathons.

Je remercie le personnel de l'École doctorale pour m'avoir accompagné au long de ce parcours et son représentant auprès des doctorants, Victor, pour la qualité de son écoute autant que pour la qualité de ses conseils

Je remercie la société Médicapteurs pour le matériel mis à disposition pour ce travail de thèse et particulièrement, Éric et Laetitia pour leur disponibilité et leur accompagnement. Mon souvenir va à Patrick Arranz qui n'aura connu qu'une partie de cette aventure à laquelle il a pourtant donné l'occasion d'exister.

Je remercie tous mes amis pour leur soutien et leur accompagnement et je salue particulièrement mes compagnons du Cnam sans qui je ne serai jamais arrivé là, Joris et Fabrice.

Je remercie mes fils pour leur soutien et leur amour.

Enfin, je remercie Chantal, celle qui a toujours cru en moi et qui m'aura supporté dans tous les sens du terme, mon amie, mon amour.

Table des matières

1	Introduction.....	11
1.1	Contexte et motivation.....	13
1.2	Problématique et contributions	16
1.3	Plan du manuscrit.....	18
2	État de l’art	19
2.1	Définition	22
2.2	Exemples d’application du biofeedback.....	27
2.2.1	Solutions technologiques basiques.....	27
2.2.2	Biofeedback et rééducation	29
2.2.3	Biofeedback et maladie.....	31
2.2.4	Biofeedback et performances sportives	33
2.2.5	Biofeedback et conception participative	35
2.2.6	Évaluation intergroupes	36
2.2.7	Synthèse	37
2.3	La modalité audio dans le biofeedback.....	41
2.3.1	Introduction.....	41
2.3.2	Définitions	43
2.3.2.1	Techniques de sonification.....	44
2.3.2.2	Sonification interactive.....	47
2.3.3	Outils de production sonore	49
2.3.3.1	Outils utilisés	49
2.3.3.2	Rôle et apport des outils	54
2.3.4	Méthodes de conception	55
2.3.5	Exemples d’utilisation de biofeedback sonore	57
2.3.6	Effets du biofeedback sonifié	63
2.4	Conclusion	64
3	Contribution 1 : cadre de conception de systèmes de biofeedback centré utilisateur	67
3.1	Introduction.....	69
3.2	Vue globale du cadre de conception	70

3.3	La chaine d'influence	74
3.3.1	Étude	76
3.3.2	Buts.....	78
3.3.2.1	Buts du praticien	78
3.3.2.2	Buts du patient	79
3.3.3	Contexte et tâches	81
3.3.4	Capacités de l'utilisateur	84
3.4	Composants principaux de la boucle de biofeedback.....	86
3.4.1	Capteurs	88
3.4.2	Données.....	89
3.4.3	Traitement bas niveau.....	90
3.4.4	Fusion des données	92
3.4.5	Exploitation	94
3.4.6	Rendu	96
3.5	Conclusion	99
4	Contribution 2 : Expérimentations	101
4.1	Niveaux de retour d'information sonore	104
4.1.1	Introduction.....	104
4.1.2	Hypothèses.....	106
4.1.3	Matériel et Méthodes	108
4.1.3.1	Matériel	108
4.1.3.2	Population	111
4.1.3.3	Protocole d'expérimentation	111
4.1.4	Résultats / analyse statistique	113
4.1.4.1	Choix des tests statistiques	113
4.1.4.2	Discussion	115
4.1.4.3	Conclusion	117
4.2	Étude de différents types de retour d'informations appliqués à la baropodométrie 118	
4.2.1	Introduction.....	118
4.2.2	Hypothèses.....	118
4.2.3	Choix de la configuration baropodométrique.....	121

4.2.3.1	Attributs de pression	122
4.2.3.2	Attributs de positionnement	125
4.2.4	Principe de l'expérimentation	128
4.2.5	Matériel et méthodes	128
4.2.5.1	Matériel	128
4.2.5.2	Population	131
4.2.5.3	Protocole d'expérimentation	131
4.2.6	Résultats	135
4.2.6.1	Choix des tests statistiques	135
4.2.6.2	Résultats par étapes selon les conditions expérimentales	135
4.2.6.3	Comparaison des résultats entre conditions expérimentales.....	137
4.2.6.4	Reconsidération de l'étape audio-vidéo	141
4.2.7	Discussion	143
4.2.8	Conclusion	145
5	Environnements de tests in vitro	147
5.1	Choix du matériau sonore	150
5.2	Environnement pour l'expérimentation 2.....	154
5.2.1	Étape « capteurs ».....	155
5.2.2	Étape « données ».....	157
5.2.3	Étape « traitement »	158
5.2.4	Étape « exploitation »	158
5.2.5	Étape « rendu »	163
5.2.5.1	Exploration sonore	164
5.2.5.2	Sélection sonore	172
5.2.6	Application d'exploration de comportements sonores	176
5.2.6.1	Fonctionnalités	176
5.2.6.2	Architecture logicielle.....	178
5.2.6.3	Implémentation.....	182
5.2.6.4	Interface utilisateur	185
5.2.6.5	Préparation des fichiers pour l'application	187
5.2.7	Conclusion	194
6	Environnement de tests in vivo	195

6.1	Objectifs.....	197
6.2	Architecture matérielle	198
6.2.1	Émulateur de dispositif de pressions plantaires	200
6.2.2	Communication Bluetooth	200
6.3	Capteurs.....	203
6.4	Architecture logicielle.....	204
6.5	Données.....	206
6.6	Traitement	208
6.7	Fusion.....	209
6.8	Exploitation.....	210
6.8.1	Enregistreur de données	210
6.9	Rendus	210
6.10	Difficultés rencontrées	212
6.11	Évolution de l'application	213
6.12	Conclusion	218
7	Conclusion	219
7.1	Contributions conceptuelles.....	221
7.2	Contributions expérimentales et pratiques	223
7.3	Perspectives.....	224
	Annexes	225
	Expérimentation numéro 1.....	227
7.3.1	Protocole	227
	Expérimentation numéro 2.....	229
7.3.2	Protocole	229
7.3.3	Formulaire anonyme de renseignements	233
	Recommandations de l'AAPB pour l'utilisation de dispositifs de biofeedback.....	234
7.3.4	Principes éthiques	234
7.3.5	Standards de mise en œuvre du biofeedback	234
	Logiciels et API utilisés	235
7.3.6	Logiciels	235
7.3.7	API.....	235

7.3.8	Ressources web	235
	Publications	237
	Bibliographie	238
	Table des figures.....	245
	Liste des tableaux.....	251
	Résumé.....	253

1 Introduction

1.1 Contexte et motivation

Le biofeedback apparaît dans cette période charnière qui voit se terminer la révolution industrielle (1840-1950) et dans laquelle commence à se profiler la révolution informatique. C'est dans ce contexte où les machines se répandent à une vitesse croissante dans tous les domaines de la société qu'apparaît l'idée de considérer et d'étudier l'humain comme une machine, avec ses fonctions, ses circuits, et leurs dysfonctionnements qui entraînent l'arrêt des fonctions correspondantes. Cette idée, qui posera les fondements de la cybernétique, s'est développée dès 1943 à l'occasion d'une série de réunions interdisciplinaires, les « conférences Macy »¹ (Rosenblueth, Wiener, & Bigelow, 1943). La cybernétique en tant que science qui met en relation les êtres vivants et les machines apparaît en 1948 (Wiener, 1948).

A cette époque, la médecine est jusque-là uniquement capable de remplacer des membres par des prothèses. Elle commence à peine à acquérir la capacité à transplanter des organes, à faire du remplacement de composants organiques et n'y parviendra que quelques années plus tard (Murray, Merrill, & Harrison, 1955).

Ainsi, la médecine trouve dans le biofeedback une nouvelle voie d'intervention en s'appuyant sur la technologie. Il devient alors possible de remplacer des circuits physiologiques endommagés par de nouveaux circuits électriques artificiels et externes à un individu.

Ces informations véhiculées transitent alors par un nouveau canal, externe, et elles sont présentées à l'utilisateur via une modalité qui elle aussi est différente de celle d'origine, voir Figure 1.

Un nouveau concept voit alors le jour, celui de **l'interaction entre l'homme et la machine**, ou plutôt, aurait dû voir le jour. Paradoxalement, les débuts de l'histoire de l'interaction homme machine (IHM) ne sont pas associés à cette période 1943-1948 mais plutôt aux travaux de thèse d'Ivan Sutherland sur le système Sketchpad, **le premier système permettant d'interagir avec un ordinateur** autrement que par l'intermédiaire d'un clavier (Myers, 1998; Sutherland, 1963).

¹ Les conférences Macy, organisées à New York par la fondation Macy réunirent des groupes interdisciplinaires, allant du domaine des mathématiques à l'anthropologie, de 1942 à 1953. Elles furent à l'origine du courant cybernétique, des sciences cognitives et des sciences de l'information.
https://fr.wikipedia.org/wiki/Conf%C3%A9rences_Macy, <http://www.universalis.fr/encyclopedie/sciences-cognitives/>, <http://www.asc-cybernetics.org/foundations/history/MacySummary.htm>

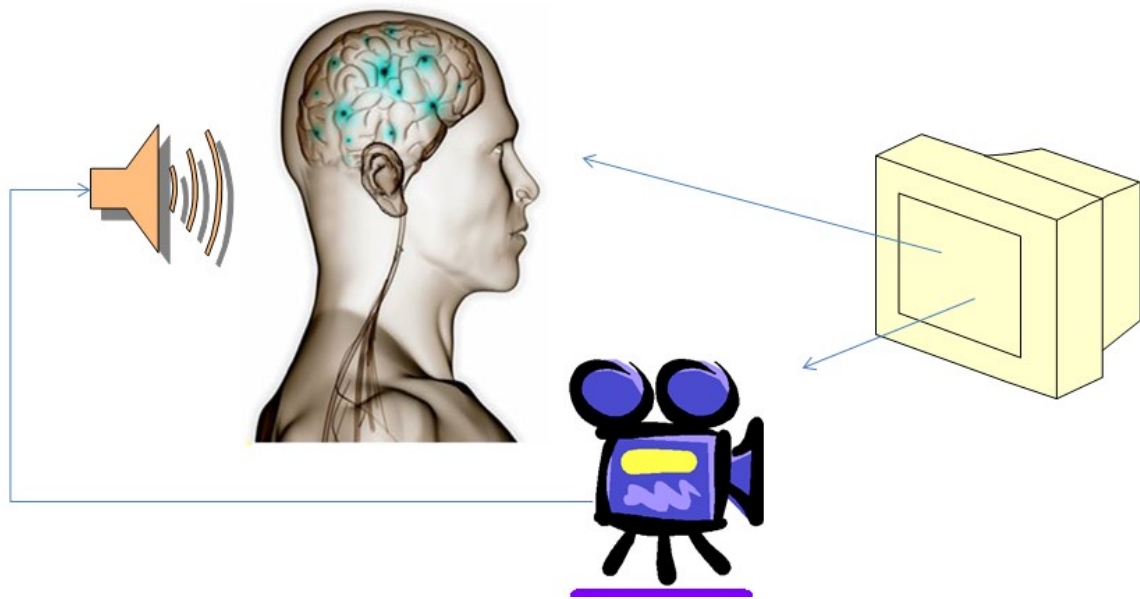


Figure 1 : La compensation de la cécité chez les déficients visuels (DV) représente un cas typique de remplacement d'un sens défaillant par un capteur et un circuit externe. L'information visuelle, inaccessible, est captée par une caméra puis présentée au sens de l'ouïe par le dispositif via un circuit externe.

Force est de constater que le mot « machine » quand il est employé dans l'acronyme IHM, signifie en réalité « ordinateur ».

Cela se vérifie en regardant la correspondance anglo-saxonne « HCI » qui emploie le mot « computer », mot qui signifie « ordinateur » ou toute machine effectuant des calculs (Mansion, Ledesert, & Ledesert, 1967).

Y a-t-il eu injustice ou erreur historique ?

Ces travaux de thèse ne répondent pas à cette question, cependant, nous considérons que le biofeedback ne peut pas être envisagé dans sa globalité sans son aspect IHM, pour ce que cet acronyme signifie.

C'est pourquoi dans tous les travaux présentés, nous aborderons le biofeedback sous l'angle de l'interaction homme machine, en plaçant l'utilisateur au centre de notre démarche.

Ces travaux de thèse s'inscrivent dans le cadre du projet REEL² dont la problématique principale est la mise au point d'un modèle de locomotion humaine adapté au contexte de la marche et de la course. Ses deux composantes sont décrites ci-dessous :

² Restitution d'énergie élastique et locomotion, porté par le laboratoire PRISSMH, Programme de Recherche Interdisciplinaire en Sciences du Sport et du Mouvement Humain

Composante biomécanique

Cette partie aborde la locomotion humaine, c'est un sujet d'étude qui intéresse les champs de la biomécanique, de la réhabilitation clinique et de la robotique. Cette locomotion se base sur la raideur mais aussi sur l'élasticité, la proportion de l'une et de l'autre étant une question centrale. Les modèles actuels s'accordent autour de l'idée d'une auto-optimisation des qualités physiques d'un sujet qui lui permettent de se mouvoir pour un moindre coût énergétique. Parmi ces qualités physiques, l'élasticité joue un rôle majeur dans l'économie de la locomotion, différents modèles tentent donc d'en intégrer la notion.

L'objet de cette première partie du projet REEL est donc de valider un modèle de locomotion intégrant l'élasticité lors de la marche et de la course. L'objectif est la possibilité de prédire le comportement locomoteur d'un sujet à l'autre, quelques soient leurs caractéristiques de taille et de masse en adaptant l'échelle de temps propre à chacun. A terme, ce modèle de la locomotion devra être intégré à SPAL pour « système portatif d'aide à la locomotion ».

Composante IHM

Nos travaux de thèse s'inscrivent dans la seconde partie du projet REEL. Ils consistent à concevoir et développer SPAL à des fins de rééducation ou ré entraînement en utilisant la technique du biofeedback. Cette technique est communément employée ((Bastien & Scapin, 1993)(Thomas Hermann, 2008)(J V Basmajian, 1963); (John V Basmajian, 1967); (Middaugh et al., 2001); Moretto et al., 1996; Mulder et Hultstijin, 1984; 1985; Sachs et Mayhall, 1971 et 1972, Wehner et al., 1987). Elle permet de renvoyer sous une forme traitable consciemment une information de type proprioceptive défaillante ou une information sensorielle perturbée par la pathologie ou simplement de renforcer l'information perçue.

Parmi les développements intéressants de SPAL, le retour d'information sous la forme d'une mélodie sonore traduisant la succession d'appuis corrects sur différents capteurs de pression placés sur la sole plantaire, permettrait de renseigner sur le déroulement du contact du pied au sol. Il est en effet possible de renseigner sur 2 aspects de l'appui : i) l'intensité des contraintes sous différentes zones anatomiques et ii) la chronologie correcte de ces appuis. La force de réaction au sol, donc les pressions plantaires, est le résultat de l'action du sujet, c'est à dire de l'ensemble de ses segments pendant le mouvement. On peut montrer que formellement la force de réaction au sol équivaut à la somme des accélérations des masses segmentaires moins le poids. Donc renseigner sur les aspects chronologiques et d'intensité de pression renvoie des informations sur la complexité du mouvement en laissant au sujet le choix de s'organiser comme il l'entend (Leboeuf, F., de Leluardière, F. A., Lacouture, P., Duboy, J., Leplanquais, F., & Junqua, 2006).

Bien entendu, une approche transversale d'appropriation des domaines du biofeedback, de la médecine et de la réhabilitation, ainsi que celui de la sonification et de l'Auditory Display

sera nécessaire. Comme cela vient d’être énoncé, nous orienterons cette approche vers le contexte de la marche principalement, et la modalité de feedback sera la modalité audio pour des raisons propres au projet mentionné.

1.2 *Problématique et contributions*

Malgré leur utilisation dans de nombreux domaines médicaux et sportifs, la mise en œuvre des dispositifs de biofeedback est souvent faite de façon ad ‘hoc. Dans certains cas, cette mise en œuvre est centrée sur l’aspect médical qui cherche des solutions ou remèdes à une pathologie. Dans d’autres, elle est centrée sur la technologie ou l’ingénierie, qui cherche dans plus de précision ou de vitesse des moyens pour augmenter son efficacité.

À notre connaissance, il n’existe pas de cadre de conception de systèmes de biofeedback. Un tel cadre est donc nécessaire et doit prendre en compte le contexte d’utilisation quel qu’il soit : médical, de laboratoire, ou domestique. Or, de notre point de vue, l’IHM est au biofeedback ce que l’immunologie est à la médecine de transplantation humaine : le moyen que l’organe transplanté soit accepté par l’organisme récepteur, sans rejet et de façon durable. En effet, s’il n’existe pas à notre connaissance de littérature quantifiant le taux de rejet des dispositifs de biofeedback par les utilisateurs, ce comportement est loin d’être anecdotique. De notre point de vue, il va sans dire que la prise en compte de l’aspect IHM de ces dispositifs est un levier significatif, autant dans l’aspect de leur acceptation de la part des utilisateurs que dans l’aspect des progrès qu’ils seront capables de réaliser. Les interactions requises et ces considérations périphériques influencent la constitution de la boucle de biofeedback et donc la conception du système. Elles devront donc être intégrées au cadre. Il ressort alors qu’accorder une place plus grande à l’utilisateur dans la conception des systèmes de biofeedback est donc inévitable pour faciliter leur utilisation et intégration dans la population.

Le son a été utilisé avec succès afin d’augmenter l’interaction dans les interfaces homme machine (M. Blattner, Papp, & Glinert, 1992; Gaver, Smith, & O’Shea, 1991). Par exemple, (S.A. Brewster, 1998) a ajouté un feedback sonore à des menus hiérarchiques afin de permettre de mieux se repérer dans des menus par exemple. Connaissant notre tendance naturelle à suivre un rythme -lors de la marche par exemple- (Kelso, 1995), la charge cognitive induite lors de l’utilisation de mélodies rythmiques pourrait être moins élevée que lors de la visualisation de données. De plus, l’expérience décrite dans (Maury, Athènes, & Chatty, 1999) a permis de montrer que l’utilisateur percevait mieux les rythmes lorsque les stimuli étaient sonores plutôt que visuels. De ce fait, non seulement l’être humain arrive mieux à reproduire un rythme sonore mais réussit aussi mieux à se synchroniser (se mettre à

l'unisson) avec l'aide du son. Aussi, au-delà de la définition d'un cadre de conception, nous nous intéresserons au rendu de l'information dans la modalité audio en explorant plusieurs configurations puis en évaluant nos hypothèses de conception à travers deux expérimentations. La première cherchera à déterminer la capacité à discriminer une certaine quantité d'informations sonores. La deuxième cherchera à classer différentes représentations sonores en situation de marche.

Nous présenterons ensuite le système SPAL, développé autour d'une nappe de 9 capteurs de pression par pied reliée à un boîtier d'acquisition et de transmission via BLUETOOTH. Ce dispositif nommé Win-Shoe est réalisé par la société Médicapteurs, située à Balma, France³. Ses informations seront interprétées par une application fonctionnant sur un smartphone mettant en pratique tout le cadre de conception de biofeedback précédemment développé, depuis les capteurs, en passant par l'aspect fusion de capteurs jusqu'au rendu final.

Pour développer ces contributions, l'utilisateur sera mis au centre de la conception et de l'utilisation de ces dispositifs : de tels systèmes ont obligatoirement une incidence sur les utilisateurs et sur leur adhésion à un nouveau système censé les aider dans leur réhabilitation.

³ <http://www.medicapteurs.fr/>

1.3 Plan du manuscrit

Le **chapitre 2**, à travers deux revues de littérature, décrira dans un premier temps le biofeedback du point de vue médical, historique et technologique. Cette description sera suivie par une définition approfondie de l'utilisation de la modalité sonore dans les systèmes de biofeedback. Une fois ces concepts présentés, Il sera temps alors de décrire, dans un deuxième état de l'art, le biofeedback cette fois-ci du point de vue de l'utilisation de la modalité sonore.

Le **chapitre 3** présentera notre première contribution : un cadre de conception de systèmes de biofeedback. Il synthétisera tous les concepts qui sont abordés dans la littérature lors de la mise en œuvre de tels systèmes. Il recensera aussi toutes les tentatives de modélisation antérieures et en fera une représentation synthétique dans le but de fournir un cadre de conception à l'attention des chercheurs ou praticiens désirant mettre en place des dispositifs de biofeedback.

Le **chapitre 4** présentera deux expérimentations tournées vers le rendu d'informations physiologiques par le biais de la modalité sonore et plus particulièrement par l'utilisation de sons musicaux. La première s'efforcera de déterminer le niveau d'informations sonores susceptibles d'être discriminées hors du contexte de la marche. La deuxième, met en situation des exemples de marche. Elle vise à fournir un cadre de comparaison de différents types de rendus sonores.

Le **chapitre 5** présentera l'environnement de tests in vitro. Il décrit un logiciel d'exploration sonore. Nous avons conçu cet outil pour permettre la mise en place de nouveaux types de comportements sonores afin de les tester et de les faire valider comme dans l'expérimentation numéro 2.

Le **chapitre 6** présentera l'environnement de tests in vivo. Il décrit le développement d'un prototype embarqué de biofeedback sur le socle des outils précédemment développés.

Enfin, les pistes de développement et d'évolution de ces outils seront présentées.

Pour finir, la conclusion générale dressera un bilan de l'ensemble de nos contributions et présentera les perspectives de ce travail de thèse.

2 État de l'art

Afin de comprendre le biofeedback dans son ensemble, il est intéressant de l'appréhender dans son contexte historique mais aussi dans son contexte technologique et médical.

C'est pourquoi nous commencerons ce chapitre en définissant le biofeedback à travers ses différentes facettes à la section 2.1. Nous expliquerons le phénomène de boucle de rétroaction appliqué à la physiologie humaine ainsi que son extension aux machines. Cette section se terminera par une présentation des diverses applications du biofeedback.

L'état de l'art de la section 2.2 nous donnera l'occasion de constater la multiplicité des solutions technologiques employées, certaines ayant recours à l'ingéniosité dans toute sa légèreté et d'autres s'appuyant sur de l'ingénierie lourde.

Différents contextes d'utilisation seront présentés : la comparaison de techniques de rééducation classiques et d'autres employant le biofeedback permettra de percevoir les bénéfices de l'apport du biofeedback.

Nous présenterons, à travers le cas de la maladie de Parkinson, différentes approches de l'usage du biofeedback, ce sera l'occasion de voir comment les choix de conception permettent au patient de s'investir plus ou moins dans sa rééducation. Les différentes utilisations du biofeedback dans le contexte sportif seront présentées à travers quelques exemples.

Nous présenterons en suivant, un exemple qui est révélateur de la possibilité d'impliquer les utilisateurs par le biais de la conception participative.

Enfin nous terminerons cet état de l'art en mettant en avant les biais d'évaluation qui peuvent surgir lors de la comparaison de systèmes n'ayant pas les mêmes métriques d'évaluation.

La section 2.3 présentera un état de l'art de l'utilisation de la modalité audio dans le biofeedback. Après avoir fait un panorama du domaine du son et de toutes les définitions qui caractérisent ses différentes parties, suivront une synthèse des multiples outils de production sonore puis une présentation des diverses méthodes de conception de sons. Une fois cette section terminée par un parcours des différentes utilisations du son dans les dispositifs de biofeedback et de ses effets, nous aurons une vision précise du matériau sonore que nous utiliserons par la suite.

2.1 Définition

La première mention du terme feedback a été faite par Norbert Wiener (1894-1964) qui est considéré comme le père de la cybernétique - cependant, ne s'étant pas estimé lui-même être à la source de ce courant⁴, il a créé le terme en référence à un article de (Maxwell, 1867) -. Voici l'explication qu'il en donne à partir de son observation de deux patients d'une clinique neurologique : Le premier a perdu une partie importante de son sens proprioceptif ou kinesthésique, c'est-à-dire ses sensations, voir Figure 2a. Le second patient lui, n'a rien perdu de son sens proprioceptif car sa blessure est ailleurs, dans le cervelet, voir Figure 2b.

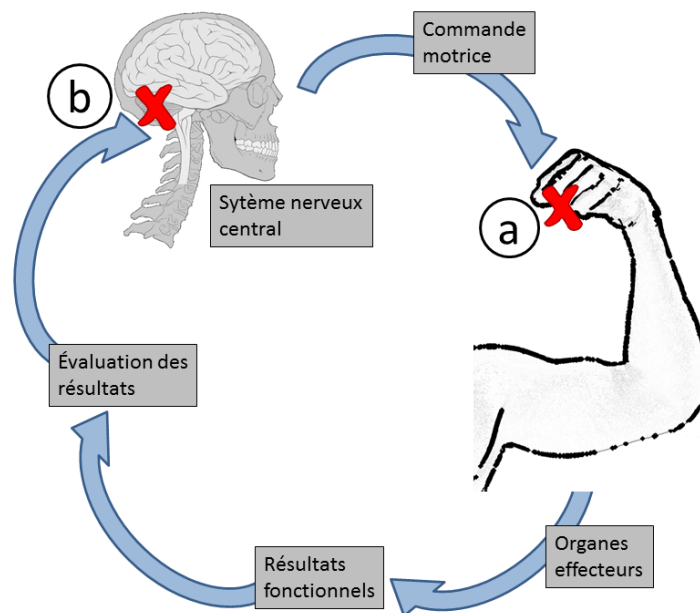


Figure 2 : Boucle de rétroaction : le cerveau envoie une commande aux organes effecteurs (les muscles), le résultat fonctionnel est renvoyé grâce aux récepteurs proprioceptifs (le sens du toucher par exemple). L'information en retour est évaluée (comparée à la commande motrice initiale) afin de corriger le mouvement. Les lésions citées sont a) le sens du toucher et b) une lésion dans le cervelet, toutes deux interrompant la boucle.

Il en conclut que pour une action efficace sur le monde extérieur, il est essentiel d'une part, de posséder de bons effecteurs. D'autre part, il est nécessaire que la performance de ces effecteurs soit correctement renvoyée vers le système nerveux central et que ces indications soient correctement combinées avec les autres informations en provenance des organes des sens pour produire une sortie correctement proportionnée aux effecteurs. C'est cet

⁴ Nous avons décidé d'appeler l'ensemble du domaine de la théorie du contrôle et de la communication, que ce soit pour la machine ou pour l'animal, par le terme de cybernétique, que nous formons à partir du grec κυβερνήτης (*kubernêtês*) « pilote, gouverneur ». En choisissant ce terme, nous souhaitons reconnaître que le premier article significatif sur les mécanismes de rétroaction (feedback) est un article sur les régulateurs (governors), qui a été publié par James Clerk Maxwell en 1867 (Wiener, 1948).

ensemble qu'il appelle la chaîne de rétroaction ou feedback (Wiener, 1948). Cette chaîne constitue la boucle fermée ou closed-loop reliant la sortie d'un système à son entrée. Le système s'autorégule par détection de l'erreur entre l'entrée et la sortie. Il détermine alors les actions à réaliser en sortie pour corriger cette erreur. Les actions résultantes sont à nouveau évaluées en entrée, Figure 3 (Descatoire, 2009).

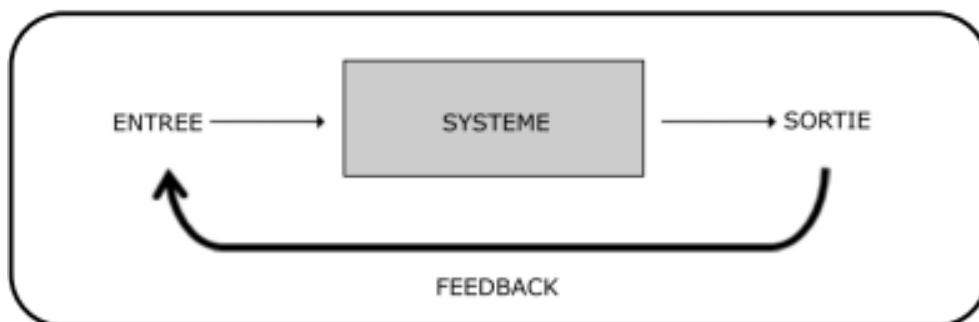


Figure 3 : Illustration du système en boucle fermée (Descatoire, 2009)

L'application de ce principe au mouvement humain se base sur cette même boucle. Différents éléments principaux la composent, Figure 4. Le programme moteur est à l'origine de l'action, il la précède. Il organise l'action à produire et la transmet aux muscles via la moelle épinière. Les récepteurs sensoriels retournent des informations sur l'action produite, c'est ici que se trouve le retour ou feedback. Le comparateur évalue les différences existant entre ce retour (l'état actuel) et le programme moteur (l'état désiré). L'analyse de ces erreurs va permettre d'adapter le programme moteur afin d'élaborer l'action suivante.

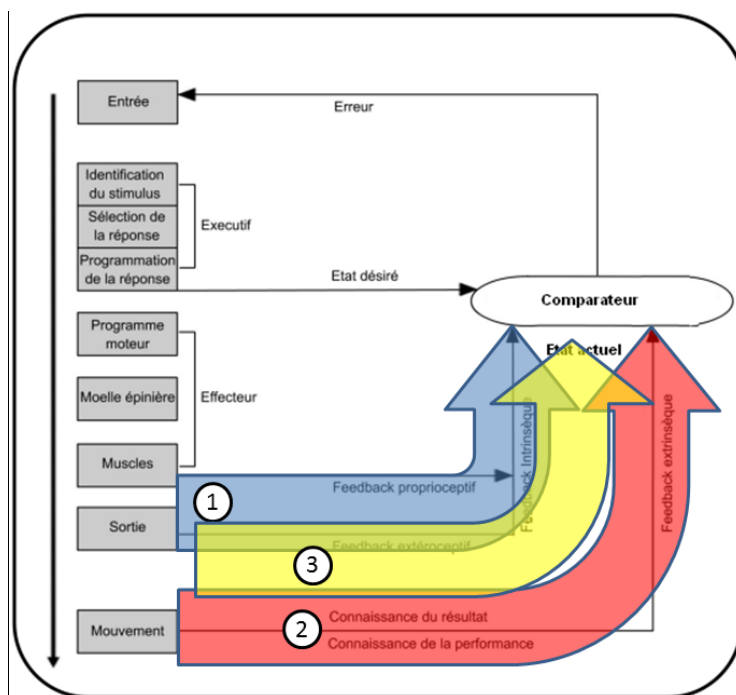


Figure 4 : boucles de rétroaction, (Chollet, 1987; Descatoire, 2009) 1) boucle intrinsèque. 2) boucle extrinsèque. 3) boucle de biofeedback ou boucle de bio rétroaction.

Définition

Dans la mesure où ces informations de retour propres à l'individu ne sont pas suffisantes à diminuer l'écart entre l'état actuel et l'état désiré, des informations externes peuvent être nécessaires. En conséquence, les informations de retour propres à l'individu sont appelées feedback intrinsèque et les informations externes sont appelées feedback extrinsèque (Figure 4, resp. points 1 & 2). Ce seront par exemple des retours d'information verbaux, venant d'un conseiller sportif, d'un thérapeute ou visuels comme le visionnage d'un enregistrement vidéo. Cette information supplémentaire peut être de deux types : le premier, en rapport avec la qualité du mouvement est appelé connaissance de la performance (CP). Le second, en rapport avec la finalité de l'action est appelé connaissance du résultat (CR) (Gentile, 1972). Si l'on prend comme exemple l'épreuve du 100 mètres sprint, la connaissance de la performance reprend toutes les informations ayant trait à l'ensemble des foulées pendant la course. La connaissance du résultat est l'information qui permet au coureur de savoir s'il a battu ou pas un record.

Cependant, ce feedback extrinsèque est subjectif car il dépend du jugement du spectateur, le spécialiste ou le sportif. Il est lent car il est postérieur à l'action. Il est superficiel car il ne repose que sur des informations visibles. Enfin il est qualitatif car il ne repose pas sur des informations quantitatives (Mulder T, 1985).

Par opposition, sont apparus des dispositifs délivrant une information objective, immédiate, précise et quantitative regroupés sous le terme biofeedback ou boucle de bio rétroaction (Descatoire, 2009), voir Figure 4, point 3.

La littérature francophone affine la notion de biofeedback au sens général en distinguant le biofeedback interne et le biofeedback externe. Le biofeedback interne a pour origine une caractéristique du mouvement sur une articulation ou un muscle isolé alors que biofeedback externe est employé lorsque le mouvement complexe nécessite que tous les segments soient coordonnés : il est basé sur la résultante du mouvement, par exemple, la marche ou une posture, qui impliquent des chaînes musculo-squelettiques complexes. La littérature francophone emploie aussi les termes boucle de bio rétroaction interne (BBRI) pour biofeedback interne et boucle de bio rétroaction externe (BBRE) pour biofeedback externe. Dans ce manuscrit, le terme biofeedback, quand il sera employé seul, désignera BBRE et BBRI. Si nécessaire il sera complété par le suffixe qualificatif.

Selon (André, Bruggerolle de Fraissinette, & Chellig, 1986) deux composantes doivent être présentes pour parler de biofeedback : la rétro-information et le conditionnement. La première, prise seule, vise seulement à rétablir un circuit physiologique qui a été coupé. Il s'agit d'un simple retour d'information, de feedback. La deuxième, prise seule, correspond à l'apprentissage qui est réalisé par la répétition d'un mouvement. Envisagée du point de vue de la rééducation, le biofeedback est la combinaison du conditionnement et de la rétro-information, celle-ci devant faire l'objet d'un sevrage (André et al., 1986).

Nous proposons ci-après une définition qui fait la synthèse de différentes définitions trouvées dans la littérature :

Le biofeedback se définit comme un groupe de procédures thérapeutiques visant à rétablir un circuit physiologique ayant été coupé, par le biais d'instruments qui vont mesurer, traiter et rétro-alimenter de l'information aux fins d'améliorer la santé ou les performances de personnes. Cette information aide à prendre conscience de données physiologiques qui ne sont plus accessibles⁵ ou de processus non directement détectables⁶. La présentation de cette information est faite sous forme de signaux auditifs, visuels ou autres. Les changements peuvent perdurer sans l'utilisation continue d'un instrument (« AAPB, the Association for Applied Psychophysiology and Biofeedback », 2014)(André et al., 1986)(Schwartz, Mark S., Andrasik, 1995).

Le biofeedback est employé dans de multiples domaines médicaux pour quasiment toutes les parties du corps, voir Figure 5. Il est utilisé tant dans des situations statiques (position assise, debout) que dynamiques (marche, course). Il fait appel à une diversité de technologies de capteurs (accéléromètres, gyroscopes, goniomètres, capteurs de pression) ou encore à marqueurs couplés à des caméras de capture de mouvement, électromyographie (EMG), électroencéphalographie (EEG). Il vise le monitoring de données corporelles, la rééducation de muscles, d'organes internes ou encore l'amélioration de la performance physique à travers le sport. Enfin les systèmes de biofeedback sont destinés à un usage large qui s'étend du laboratoire à l'utilisation quotidienne.

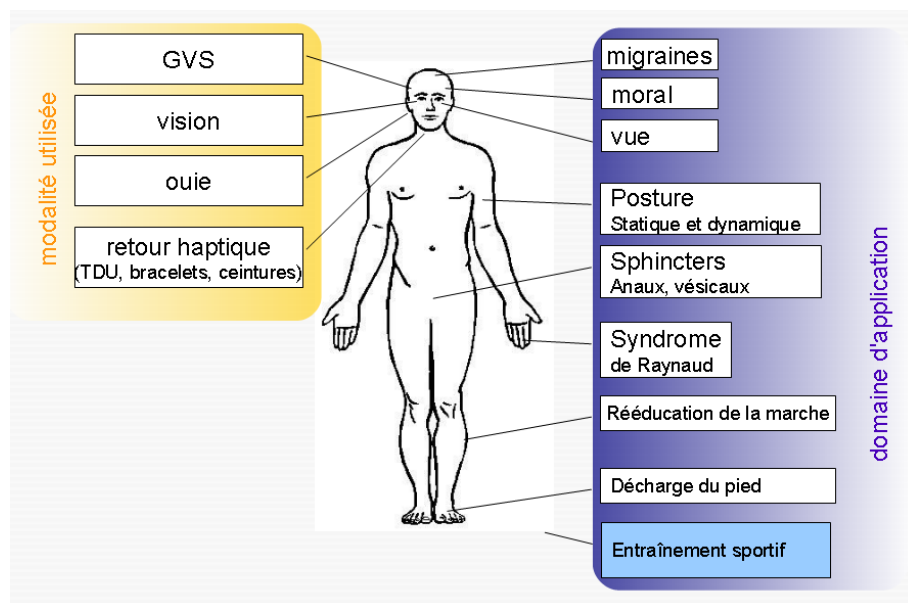


Figure 5 : Domaines d'application du biofeedback et modalités utilisées. GVS : Galvanic vestibular stimulation. TDU : Tongue Display Unit.

⁵ Suite à une pathologie ou accident

⁶ Comme l'orientation de la hanche ou des ondes du cerveau. (Schwartz, Mark S., Andrasik, 1995) parlent de processus hors conscience et/ou sous un moindre contrôle volontaire

Définition

Le biofeedback est donc au carrefour de deux principaux domaines qui sont la médecine⁷ et l'ingénierie. Le premier est motivé par la volonté de donner aux patients des moyens de remédier à leur douleur et à leurs problèmes de santé grâce à la rééducation et l'entraînement. Le deuxième fournit au premier une assistance et des moyens d'atteindre ces objectifs. Cependant, si le premier domaine semble primer sur le second, il faut admettre qu'il n'est pas possible de faire du biofeedback sans un support technologique, aussi minime soit-il. La place prise par l'un et l'autre ne se fait pas toujours dans les mêmes proportions.

Nous présentons par la suite différents exemples d'application qui illustrent le biofeedback mais pas uniquement dans le contexte de la marche. Bien que ce soit le thème principal qui guide ce travail de thèse, nous estimons que la littérature correspondante est limitée. D'autre part nous souhaitons comprendre et décrire la coexistence des domaines médicaux et technologiques et nous considérons que cette coexistence est présente dans tous les contextes d'utilisation du biofeedback. Enfin, nous traitons ces deux domaines de front car leur traitement individuel ne permet pas de mettre en lumière les idées que nous voulons présenter.

⁷ Nous faisons le choix ici de ne pas traiter du domaine sportif qui vise des objectifs différents. Cependant, nous nous y référerons de façon ponctuelle à travers quelques exemples.

2.2 Exemples d'application du biofeedback

Nous montrons dans cette section que la mise en œuvre des systèmes de biofeedback se fait majoritairement de façon ad hoc, en privilégiant les préoccupations médicales et technologiques. Ainsi, bien que toutes visent un même objectif, elles étudient ou éclairent le phénomène du biofeedback selon un certain angle en omettant souvent une partie se trouvant dans l'ombre, le patient en tant qu'utilisateur.

Nous mettrons aussi en évidence ce que ces systèmes ad hoc gagneraient à être conçus à partir d'un cadre commun.

2.2.1 Solutions technologiques basiques

Parfois, ces systèmes relèvent manifestement d'une démarche médicale tant la place de la technologie est infime : (Mitchell Batavia, Gianutsos, Vaccaro, & Gold, 2001) cherchent à résoudre le problème d'un patient avec qui la rééducation classique ne produit pas d'amélioration. Ils développent alors un système destiné à la rééducation de la marche et l'amélioration de la mise en charge⁸. Trois semaines d'utilisation du système donnent de meilleurs résultats que les 6 semaines précédentes de rééducation classique. Une amélioration notable est constatée, la cadence de marche passant de 34 à 100 pas par minute et la différence de longueur inter-pas diminuant de 4.8 à 0.8cm. Les auteurs estiment aussi que le feedback a favorisé l'attention et la concentration.

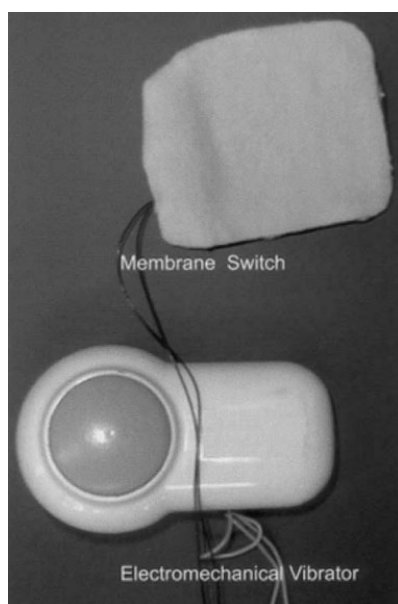


Figure 6 : Le dispositif de biofeedback réalisé avec un vibreur pour délivrer une stimulation tactile.

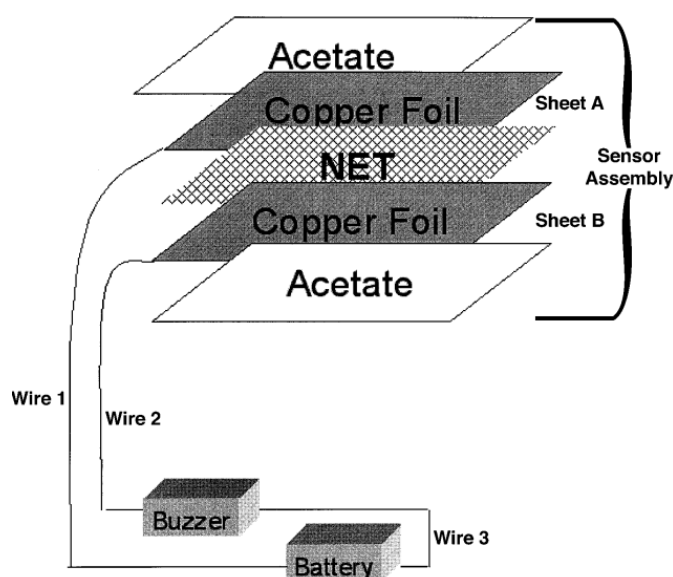


Figure 7 : Schéma d'assemblage du contacteur à membrane connecté à la pile et haut-parleur.

⁸ Répartition du poids du corps sur les membres inférieurs, notamment les différentes parties du pied

Exemples d'application du biofeedback

Le dispositif est des plus rudimentaires et les auteurs estiment le coût de sa fabrication à 12\$: un capteur tout ou rien réalisé avec du tissu en viscose⁹ recouvrant deux feuilles de cuivre séparées par un voile de tulle, une pile et un haut-parleur, le tout relié ensemble en un circuit électrique (voir Figure 6 et Figure 7). C'est une amélioration d'un contacteur fabriqué précédemment (Mitchell Batavia, Gianutsos, & Kambouris, 1997a). Le système produit un son, la seule information transmise est la durée du contact de la zone du pied avec le sol. Le sujet, en comparant les sons de chaque pied a suffisamment d'information pour corriger sa démarche en afin de faire diminuer la différence de durée de ses appuis. Cependant, l'expérimentation bien que probante n'a été réalisée que sur un individu.

Le dispositif est minimal et pourtant il produit des résultats significatifs. Un système de biofeedback ne nécessite donc pas une composante technologique importante pour être efficace, mais cette composante ne doit pas être nulle pour autant car dans ce cas nous serions en présence d'un feedback extrinsèque.

Les auteurs précisent que le système peut être facilement modifié pour changer la modalité : visuelle en remplaçant le haut-parleur par une led, ou haptique en installant un vibreur. D'un point de vue technique, ce dispositif fournit une information binaire indiquant l'apparition d'un événement, cette information se maintenant dans le temps tant que la pression est exercée sur le capteur. Le faible encombrement du dispositif a permis au patient de l'utiliser en dehors des séances avec le praticien.

Divers commentaires peuvent être faits, au-delà de l'admiration que suscite ce protocole dans sa capacité à produire un tel résultat à partir de composants basiques : certaines ont trait à des remarques générales sur les protocoles expérimentaux. Par exemple, l'expérimentation bien que probante n'a été réalisée que sur un individu, ainsi la reproductibilité ne peut être garantie. Si effectivement le changement de modalité est simple, il n'est pas démontré que le résultat serait le même. En effet, les capacités sensorielles de l'utilisateur influencent le résultat mais c'est aussi le cas de ses affinités ainsi que sa réceptivité à un type de stimulus particulier.

Par contre la durée précise du temps d'utilisation quotidien extra-séances n'a pas été mesurée et il n'est donc pas possible de savoir dans quelle mesure cette utilisation a contribué à l'obtention des résultats. Dans la même veine, des dysfonctionnements sont apparus mais leur proportion sur l'ensemble du test n'est pas connue.

Ces quelques exemples montrent l'importance que revêt l'acquisition des données pour l'historisation, la statistique, la progression, le suivi et l'évaluation des progrès dus au dispositif. C'est aussi un levier important en termes de comparaison avec d'autres systèmes, qu'ils visent la même zone plantaire ou une autre partie du corps. Enfin, c'est un indicateur

⁹ Connu aussi sous le nom d'acétate de cellulose ou soie artificielle, elle a des propriétés proches du coton

de la reproductibilité de la même expérimentation ou d'autres, pour lesquelles celle-ci servirait de base.

2.2.2 Biofeedback et rééducation

(Montoya, Dupui, Pagès, & Bessou, 1994) comparent les progrès effectués par un groupe de personnes hémiparétiques¹⁰ utilisant un dispositif de biofeedback. Un groupe test est comparé à un groupe contrôle utilisant une technique de rééducation classique. L'objectif de la rééducation vise l'allongement de la longueur du pas. L'allongement des pas est plus important dans le groupe biofeedback par rapport au groupe contrôle, ceci à court terme, c'est-à-dire entre le début et la fin de chaque séance mais aussi à long terme, c'est à dire entre la 1^{ère} et la 8^e séance. Il est démontré que l'amélioration n'est pas seulement due aux exercices traditionnels mais aussi à l'utilisation du biofeedback.

La mesure de la position des pieds est faite grâce à un appareil dénommé locomètre. Celui-ci consiste en deux boîtiers fixés au sol et reliés chacun aux chaussures de l'utilisateur par un fil, il permet d'effectuer des mesures de longueur avec une résolution de $\pm 1\text{cm}$ et des mesures de temps avec une précision de $\pm 10\text{ ms}$. (voir Figure 8 et Figure 9). Le système se comporte de la façon suivante : Une seule led s'allume, parmi l'ensemble de celles présentes tout au long du tapis de marche, afin d'indiquer à l'utilisateur l'endroit où poser son prochain pas. S'il s'exécute correctement une autre led s'allume et le cycle recommence. Si le pas réalisé était trop court ou trop long, une sonnerie retentit et c'est à l'utilisateur de déterminer s'il devra allonger ou raccourcir son prochain pas. Pour ce faire, il doit comparer la position de son pied et celle de la led.

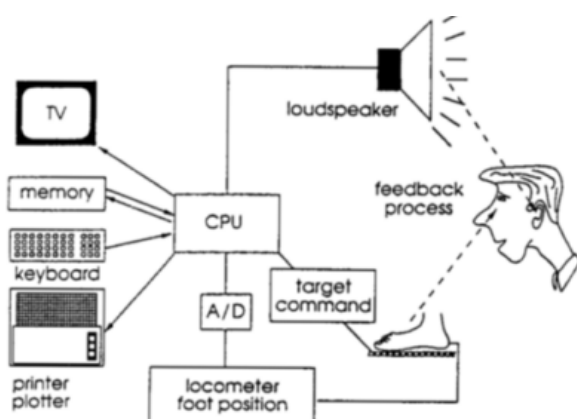


Figure 8 : Organisation fonctionnelle du dispositif de biofeedback de mesure de longueur de pas.

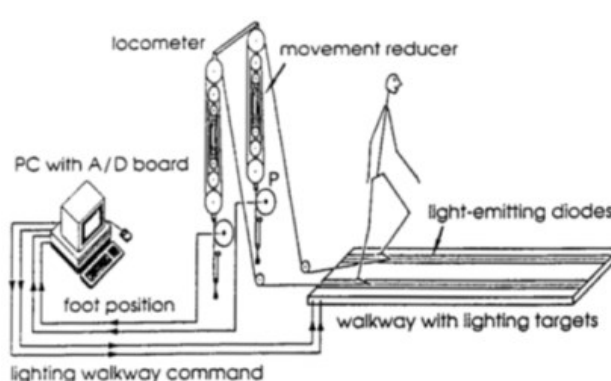


Figure 9 : Schéma d'architecture du dispositif de biofeedback de mesure de longueur et de guidage par leds.

¹⁰ L'hémiparésie est une paralysie partielle d'une des deux moitiés du corps

Exemples d'application du biofeedback

Le dispositif, conçu pour apporter une solution à un type de pathologie, a été modifié et amélioré. Bien que des membres de la communauté scientifique critiquent - de façon officieuse - le biais possible de mesure dû à la présence de fils à chaque pied, il a néanmoins été commercialisé et continue à l'être lorsque nous écrivons ces lignes.

Contrairement à l'exemple précédent, une quantité importante de données a été enregistrée qui va du nombre de pas ainsi que leur longueur, jusqu'à la mesure de l'erreur, erreur acceptée, le nombre d'erreurs, leur valeur minimale, moyenne et maximale ainsi que les paramètres spatiotemporels.

D'autre part, non seulement il est fait appel à un groupe contrôle mais les auteurs ont en plus le souci de mesurer la différence entre les progrès dus à l'apprentissage et ceux dus au biofeedback. Cette mesure est un indicateur fondamental dans l'utilisation de dispositifs de biofeedback car elle permet de différencier l'apport de l'accompagnement du praticien à celui apporté par le dispositif.

Ces informations, croisées avec la réaction et la progression des utilisateurs, ont d'autant plus de valeur qu'elles peuvent permettre de déterminer la portée du type de rendu utilisé. Il ressort de cela que la prise en compte des capacités et des affinités des utilisateurs est un aspect primordial à prendre à compte dans la conception d'un dispositif de biofeedback.

Enfin, il faut remarquer que le dispositif mis en œuvre, pour ingénieux qu'il soit, impose de fortes contraintes d'utilisation et cela est valable tant pour le prototype présenté que pour le modèle commercialisé actuellement.

En effet, le système repose sur une structure filaire couplée au besoin d'un tapis de marche de dimensions conséquentes. Cela contraint son utilisation tant pour le praticien qui doit disposer de locaux suffisamment grands, que pour la pathologie étudiée qui doit être uniquement de type marche, linéaire et en vers l'avant, sans possibilité de s'écarter de la trajectoire de fonctionnement nominal. Un tel dispositif n'est pas envisageable dans un contexte quotidien, autre que celui d'un cabinet médical ou un laboratoire de recherche.

Ainsi, le contexte d'utilisation est un élément à considérer lors de la conception d'un dispositif de biofeedback tout autant que les tâches associées qui peuvent être précontraintes ou domestiques.

En termes de fonctionnement, il faut remarquer que le cas présent diffère du précédent dans sa logique de déclenchement des sons : le premier est en prise directe avec le capteur et réagit donc comme un contact tout ou rien. Le cas présent montre un autre niveau d'analyse en ce sens qu'il est capable de prévenir l'utilisateur que sa foulée n'est pas correcte en termes de longueur. D'autre part, le type de capteur diffère étant donné que dans le cas présent il s'agit d'un potentiomètre mis en rotation par les fils via un système de réduction. Le type de capteur ainsi que la logique de comportement du système (son

intelligence ou sa capacité de réaction) sont donc des éléments à considérer dans la conception d'un système de biofeedback.

Restons dans le cadre de la marche et penchons-nous sur une des pathologies qui ont le plus d'impact sur celle-ci.

2.2.3 *Biofeedback et maladie*

Le problème des perturbations de la marche chez les personnes atteintes de la maladie de Parkinson¹¹ est abordé traditionnellement par l'utilisation d'une musique très fortement rythmée (Thaut et al., 1996) ou d'un métronome (Del Olmo & Cudeiro, 2005). Il est demandé à l'utilisateur de plaquer sa démarche sur le rythme présenté, c'est à dire en lui indiquant uniquement la durée des pas qu'il doit réaliser. La mise en œuvre de tels systèmes est relativement aisée et demande peu de moyens.

L'utilisation de techniques plus conséquentes permet à l'utilisateur de s'affranchir d'un rythme qu'il doit suivre mais qui ne lui est pas propre. (Rodger, Young, & Craig, 2014) ajoutent des informations sur les propriétés spatiotemporelles de la marche pendant la phase d'oscillation de la jambe (voir Figure 10), c'est-à-dire la phase silencieuse dans laquelle le pied ne produit pas de bruit puisque n'étant pas en contact avec le sol. Cela est obtenu en jouant une note de musique augmentant d'un ton pour chaque décimètre parcouru (voir Figure 11). Dans cette configuration l'utilisateur n'essaye donc pas de calquer sa démarche sur un rythme externe mais il est accompagné par un rythme que lui-même est en train de produire. Étant donné que les notes synthétisées sont liées à la distance parcourue, elles sont susceptibles de donner des indications sur la vitesse de la marche et sur l'amplitude de la foulée exécutée. Cependant, si la variabilité de la longueur des pas diminue significativement suite à l'utilisation du dispositif, ce n'est pas le cas pour la durée de ceux-ci constatent les auteurs.

¹¹ Les personnes parkinsonniennes marchent avec une foulée raccourcie et une variabilité inter-foulée très importante (Hausdorff et al., 2007)

Exemples d'application du biofeedback

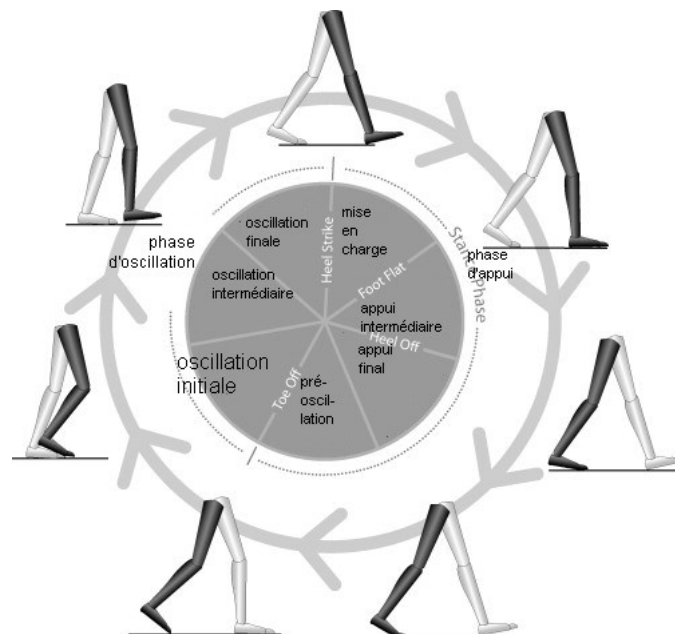


Figure 10 : Les phases de la marche et notamment la phase d'oscillation, (Whittle, 2007)

La Figure 12 montre le degré important de technicité nécessaire pour atteindre ces résultats. La position des pieds est déterminée à partir de 5 marqueurs positionnés sur une structure en 'L' fixée à chaque pied. Ainsi, le système de capture de mouvement peut calculer en temps réel la position et l'orientation de chaque pied ainsi que la distance qu'ils parcourent. La phase d'oscillation de chaque pied est déterminée à partir des marqueurs et le retour audio est produit quand le pied dépasse un certain seuil de vitesse.

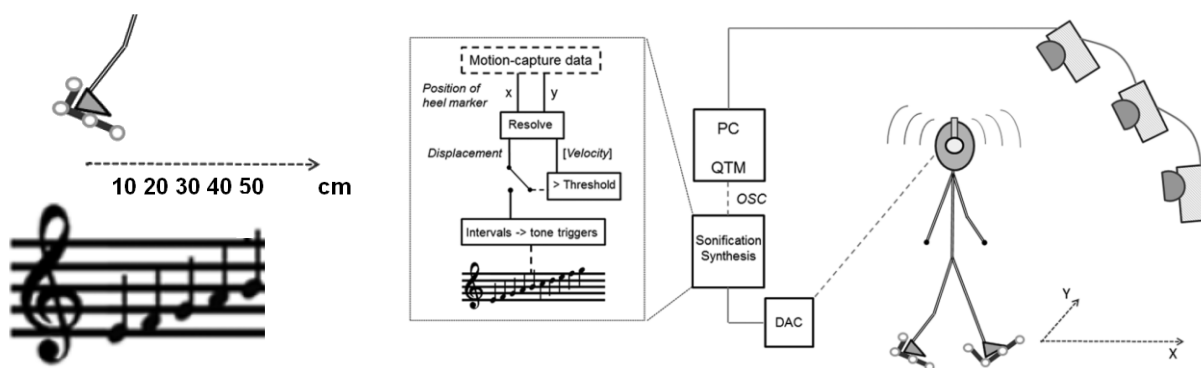


Figure 11 : principe d'évolution des notes selon l'avancée du pied pendant l'étape d'oscillation

Figure 12 : Schéma du dispositif avec les marqueurs dont la position est renvoyée au système via les caméras de capture de mouvement.

L'augmentation des informations de biofeedback passe par une évolution notable du degré de technicité employé. En l'occurrence, il s'agit d'améliorer la quantité d'informations afin que l'utilisateur ait plus d'indications sur la qualité de ses mouvements. L'objectif est qu'une description plus importante entrainera une meilleure compréhension. Cela permettra de mieux corriger les mouvements.

Le système présenté met en œuvre une technologie coûteuse et complexe. De plus, il nécessite une acquisition grâce aux capteurs et un traitement des données très précis. En effet, cette précision est nécessaire, tant pour connaître la position du pied en mouvement que pour le déclenchement des sons pendant la phase de balancement.

Ce dispositif présente une caractéristique nouvelle dans son comportement étant donné qu'il ne prévient pas du dépassement d'un seuil mais qu'il déclenche des sons conformément au passage des capteurs par une série de points particuliers du cycle de la marche. L'algorithme de détection n'est pas détaillé, cependant il est plausible que la position des marqueurs soit comparée en permanence avec un modèle représentant le cycle de la marche et pilotant le déclenchement des sons. **Le monitoring de positions avec l'utilisation d'un modèle représente un degré supplémentaire d'intelligence codée dans le système. Cela nous montre à nouveau une autre façon de gérer les capteurs et de déclencher des sons.**

Pour terminer, il faut remarquer que les sons produits sont de simples sinusoides bien que le logiciel utilisé¹² permette de produire une énorme palette de sons et de manipulations sonores. Le dispositif présenté en suivant nous proposera une utilisation des sons plus conséquente.

2.2.4 Biofeedback et performances sportives

L'optimisation de la performance en sport de haut niveau est une préoccupation majeure, deux approches s'emploient à y apporter des solutions.

La principale est la comparaison à postériori des efforts fournis pour réaliser une action par rapport aux effets produits. Il s'agit d'un travail d'analyse où l'athlète accompagné de conseillers va chercher à comprendre et modifier ses mouvements. (Pike, 2008) traite de l'analyse des mouvements de hockeyeurs sur glace et il emploie à juste titre le terme de feedback augmenté. Il est à noter que (Pike, 2008) décrit un système d'analyse basé sur des enregistrements vidéos des prestations sportives, ce qui est assez courant. Par contre, le fait que les sportifs soient équipés de marqueurs sur leurs articulations permet, en plus de visionner les vidéos à postériori, de mettre en évidence des valeurs d'angles entre certains membres. Ainsi, le traitement permet de prendre conscience précisément de l'angle formé par l'avant-bras et le bras afin de le modifier. La technologie fait ici un apport supplémentaire non négligeable.

L'autre approche, beaucoup moins développée, vise à permettre au sportif d'augmenter la perception de ses propres mouvements (Dubus, 2012). L'objectif est de faire

¹² Pure Data, voir la section 2.3.3 « Outils de production sonore » page 47

en sorte que le sportif puisse prendre en compte en temps réel des indices de variation ou d'amélioration des caractéristiques de ses gestes. (Dubus, 2012) présente un dispositif destiné à l'amélioration de l'entraînement de rameurs d'aviron par le biais de la modalité audio. Les données recueillies sont issues d'un GPS et d'un accéléromètre. Deux expérimentations ont eu lieu avec des athlètes de niveau international pour la première et niveaux international et amateur pour la deuxième. L'objectif est l'évaluation de différents types de sonification pour leur pertinence et l'acceptabilité envers les utilisateurs. Le matériel utilisé consiste en un téléphone NOKIA N95, un récepteur GPS, le synthétiseur MIDI du téléphone et une paire d'accéléromètres 3 axes Witilt V30 $\pm 6g$ à la place de celui présent dans le téléphone qui n'était pas assez précis. La communication est réalisée par BLUETOOTH à 120Hz. On notera que l'auteur n'utilise pas le terme biofeedback dans son article mais feedback et ce terme est bien employé. En effet, dans la mesure où l'accéléromètre et le GPS ne renvoient pas d'information directe de l'activité du rameur, il ne s'agit pas de biofeedback au sens médical du terme et cet exemple ne devrait pas trouver sa place ici. Cependant, nous considérons d'un point de vue IHM que, étant donné que les informations renvoyées permettent à l'utilisateur de modifier son comportement, cet exemple est intéressant à prendre en compte pour cette raison et pour les raisons suivantes qui sont abordées dans les deux paragraphes suivants, toujours d'un point de vue IHM¹³.

L'évolution technologique des téléphones et smartphones, objets souvent présents dans nos poches, permet leur utilisation comme dispositifs d'expérimentation. Ils viennent prendre une partie du marché occupée jusqu'à maintenant par les microcontrôleurs et autres systèmes électroniques embarqués, d'une mise en œuvre moins accessible. L'aspect séduisant des smartphones tient dans le fait qu'ils apportent la possibilité d'utiliser leurs sorties audio, vidéo, ou haptique ainsi que des capteurs de plus en plus généralisés de type accéléromètre, gyroscope, etc.

Nous ne nous étendrons pas sur ce sujet car il est périphérique à notre angle d'approche à savoir la rééducation dans le cadre de la marche. **Cependant, nous pouvons remarquer l'intention annoncée qui est l'évaluation de différents rendus sonores afin d'obtenir une plus grande acceptation de la part des utilisateurs.** Cet aspect brille souvent par son absence et il est important de le faire remarquer quand il est pris en compte. C'est le cas aussi pour l'exemple de la partie suivante.

¹³ De notre point de vue, l'utilisation croissante des concepts d'IHM dans les dispositifs de biofeedback aura pour conséquence à terme de faire diminuer la prévalence de l'aspect médical (historique) et amènera à réviser ce que l'on considère comme étant du biofeedback.

2.2.5 Biofeedback et conception participative

(Chenu et al., 2007) présentent un dispositif de biofeedback par électrostimulation linguale pour la prévention des escarres¹⁴ chez le blessé médullaire paraplégique¹⁵ inspiré de (Bach-y-Rita, Kaczmarek, Tyler, & Garcia-Lara, 1998). La performance de ce dispositif a été évaluée chez 6 sujets sains (âge = 27.2 ± 3.7 ans ; poids = 78.2 ± 9.7 kg; taille = 181.7 ± 9.1 cm). Les sujets ont réalisé 2 sessions de 20 essais. Selon les résultats, les sujets mobilisent leur buste et soulagent la surpression selon l'information directionnelle indiquée par des vibrations sur la langue. Celle-ci se résume à quatre directions, avant, arrière, droite et gauche. Le pourcentage de réponses posturales adaptées à la stimulation linguale est de 95.5%. La partie capteurs du dispositif est constituée par une nappe souple équipée de capteurs de pression résistifs piézo-électriques (FSA Seat 32/63, Vista Medical Ltd.) permettant le recueil des distributions de pressions fessières.

La particularité de cette mise en œuvre tient dans le fait que la conception du dispositif a été réalisée avec la collaboration des personnes directement intéressées. Cela a été fait par une méthode de conception participative mettant les utilisateurs au centre de la conception. Ainsi, la mise en œuvre n'est pas seulement dictée par le praticien qui souhaite apporter une solution à un problème pathologique. La solution ne sera pas non plus seulement choisie par l'ingénieur qui pourrait mettre en pratique une technologie qu'il maîtrise mais qui ne s'avèrerait pas la plus adaptée aux utilisateurs.

(Descatoire & Moretto, 2008) abordent la situation d'un autre point de vue : l'aspect médical n'est pas absent étant donné que le dispositif mis en œuvre est présenté comme particulièrement indiqué aux personnes atteintes de diabète et ayant perdu toute sensation au niveau de la plante du pied. Cependant, les participants à l'expérimentation du dispositif sont artificiellement anesthésiés par une crème de type EMLA¹⁶. L'objectif est de vérifier si des individus n'ayant pas de sensibilité plantaire sont capables de décharger différentes zones clés du pied en utilisant un système de biofeedback incluant des semelles équipées de capteurs de pression. Les résultats indiquent que les sujets parviennent à décharger les zones demandées entre 5% et 20% plus d'une fois sur deux et sans diminuer leur vitesse marche. L'autre point d'intérêt est que l'analyse de la redistribution plantaire n'indique aucune répercussion significative ayant un effet négatif sur les autres zones des pieds déchargés.

Bien que parfois au second plan, l'aspect médical n'est jamais complètement absent. En effet, tant dans des systèmes comme celui qui vient d'être décrit que dans d'autres destinés

¹⁴ Une escarre est une plaie souvent profonde qui se forme aux zones d'appui des personnes immobilisées suite à la compression prolongée des tissus et à leur privation en sang

¹⁵ Personne souffrant d'une paralysie des membres inférieurs suite à une lésion de la moelle épinière

¹⁶ eutectic mixture of local anaesthetics, crème utilisée pour diminuer la sensibilité de l'épiderme, notamment lorsque des piqûres sont prévues.

à l'amélioration des performances sportives, le biofeedback existe pour peu qu'il rétablisse un circuit physiologique ayant été perturbé (aspect médical) ou qu'il permette de rétro-alimenter de l'information aidant à prendre conscience de données physiologiques non directement détectables (aspect sportif).

2.2.6 *Évaluation intergroupes*

(Petrofsky, 2001b) évaluent l'utilisation d'un dispositif dans un cadre clinique par un groupe contrôle et dans le même cadre, complété par une utilisation extérieure, par un groupe test : La combinaison des contextes d'utilisation produit une meilleure récupération dans le groupe test. Mais, dans ce nouveau cas, si la comparaison entre un groupe test et un groupe contrôle est faite, le temps d'utilisation n'est pas connu et les données extérieures n'ont pas été enregistrées.

Cela amène deux commentaires. Premièrement, il n'est pas possible de savoir si les individus du groupe test ont utilisé le dispositif avec des durées de temps égales. Deuxièmement, le stockage des informations aurait demandé plus d'énergie électrique ainsi qu'un système de stockage, cela ayant un impact sur le coût global et peut-être aussi sur les dimensions du dispositif.

Cependant, nous considérons cette approche très intéressante et d'autant plus si l'ensemble des données hors cadre clinique peut être enregistré. Mieux encore, la conception conjointe de deux dispositifs complémentaires serait un apport certain, tant du point de vue du praticien qui pourrait suivre l'évolution de ses patients hors cadre clinique, que du point de vue de l'utilisateur qui améliorerait ses critères de rééducation.

2.2.7 Synthèse

Cette revue de littérature se veut aborder les aspects médicaux et technologiques de quelques dispositifs de biofeedback parmi la multitude des dispositifs existants.

La présence de technologie est impérative pour qu'il y ait biofeedback. Elle peut être minimale, c'est-à-dire faire appel à un dispositif ayant une faible technicité, aisé à réaliser et à mettre en œuvre ou beaucoup plus complexe (voir section 2.2.1 et 2.2.3). Cela induit un coût non seulement caractérisé par le prix d'achat du matériel nécessaire mais aussi par l'investissement en conception, en temps de travail afin d'assembler les composants et enfin le temps nécessaire à effectuer les tests de mise au point opérationnelle.

Nous appelons cela l'effort technologique. Cet effort peut être minime comme dans le cas de (M Batavia, Gianutsos, Vaccaro, & Gold, 2001) ou beaucoup plus conséquent comme dans le cas de (Rodger et al., 2014) ou encore (Huang, Chen, et al., 2006).

L'importance de l'effort technologique ne garantit pas qu'un dispositif sera meilleur ou moins bon. Cependant, l'évaluation de cet effort est importante dans la conception d'un dispositif de biofeedback. En effet, son ampleur garantit la présence de fonctionnalités qui seront nécessaires à l'évaluation finale du dispositif de biofeedback. L'enregistrement des données mesurées ainsi que leur stockage, un faible encombrement permettant une utilisation embarquée, une réserve d'énergie permettant une utilisation prolongée, sont des paramètres importants pour l'évaluation finale, mais ils ont un impact certain sur l'effort technologique à fournir. Bien entendu, la qualité de l'information retournée aura elle aussi un impact sur cet effort.

Les éléments qui pourraient faire baisser l'effort technologique sont par exemple la capacité à réutiliser des parties de certains dispositifs pour en réaliser de nouveaux. Cependant, peu de systèmes sont conçus dans une optique de réutilisation et sont difficilement utilisables hors du contexte dans lequel ils ont été développés. Un cadre de définition commun serait un grand apport.

Les systèmes de biofeedback intègrent à un moment ou à un autre la composante médicale étant donné qu'elle est inhérente à la définition même du biofeedback. Cependant, la grande différence entre les protocoles expérimentaux, le nombre d'individus présents, le fait qu'ils aient une pathologie ou pas, la présence de groupes de contrôle et la différence rarement mesurée entre les bénéfices liés à l'apprentissage et ceux liés au biofeedback, tous ces facteurs rendent difficile voire impossible de comparer des dispositifs entre eux. A nouveau, l'existence d'un cadre de définition commun serait un moyen de capitaliser l'expérience accumulée.

Exemples d'application du biofeedback

Le besoin d'un tel cadre est apparu plusieurs fois tout au long de cet état de l'art (voir section 2.2.3), il permettrait d'organiser les éléments en modules fonctionnels clairement délimités. Il sera accompagné par l'application de bonnes pratiques qui vont de pair avec ce dernier.

Parmi les bonnes pratiques figure le recours à l'acquisition et l'enregistrement des données, cela permet l'historisation, la statistique, le suivi et l'évaluation des progrès dus au dispositif. Cela peut aussi favoriser la comparaison avec d'autres dispositifs ou apporter des informations pour la conception de nouveaux dispositifs (voir section 2.2.5).

La mesure de la différence entre les progrès dus à l'apprentissage et ceux dus au biofeedback est aussi une bonne pratique, peut-être la plus importante, c'est indispensable dans le cas où on voudrait comparer des dispositifs entre eux.

Enfin, la pratique la plus essentielle se situe en amont des phases de conception et traite de l'implication des utilisateurs afin de définir des dispositifs les mieux adaptés à leur pathologie, à leurs affinités et capacités sensorielles. Le recours à l'évaluation des différents types de rendus par les utilisateurs est un gage d'adhésion des utilisateurs et par là même une augmentation de leur investissement dans la rééducation (voir section 2.2.5). Plus ces aspects seront pris en compte en amont et plus il sera possible d'adapter le dispositif à ces critères sans pour autant avoir à recommencer une phase modification en profondeur du système.

Les points saillants qui sont apparus sont repris ci-dessous et doivent faire partie du cadre de conception mentionné.

Le contexte d'utilisation est influencé par le matériel utilisé et par sa technologie. La complexité de ce matériel influence aussi le contexte si, par exemple, le praticien doit être présent pour le manipuler. La technologie du matériel peut, comme cela a été présenté, ajouter des contraintes dans le protocole de rééducation et par conséquent rendre impossible une utilisation hors du cadre clinique. Pourtant, l'utilisation des dispositifs de biofeedback dans le contexte du quotidien permet d'améliorer significativement le taux de rééducation. Ce contexte est périphérique au dispositif, c'est pourquoi il doit être présent à l'esprit du concepteur dès les premières phases de conception afin que les différentes répercussions sur l'utilisation du système soient connues et non découvertes au début des phases de rééducation (voir section 2.2.2).

Comme cela a été montré, il existe différentes étapes possibles entre les capteurs qui sont le point d'entrée d'un dispositif de biofeedback et les sons qui correspondent à la présentation du retour d'informations à l'utilisateur. Il peut n'y avoir aucune étape, c'est-à-dire que la liaison est directe (voir section 2.2.1). Une étape de détection peut être nécessaire, où le dispositif doit intervenir si le patient est en deçà ou au-delà d'un certain

seuil (voir section 2.2.2). Une autre étape peut être nécessaire pour accompagner l'utilisateur tout au long de la réalisation d'un mouvement. Le système devra alors être capable de se situer dans ce mouvement afin de produire les feedbacks correspondants (voir section (voir section 2.2.3). Ainsi, l'entrée et la sortie sont reliées plus ou moins directement entre elles ou séparées par différentes couches d'intelligence du système. Il va sans dire que cette partie nécessite un travail d'étude plus approfondi.

Le paragraphe précédent présente un exemple de sortie du dispositif par la diffusion d'un retour sonore. Comme indiqué, cette partie doit être conçue avec la participation des utilisateurs et faire l'objet d'évaluations, ceci afin d'obtenir une plus grande acceptation de leur part.

Bien entendu, le type de retour, audio, visuel, haptique ou multimodal, tiendra compte des utilisateurs et sera dépendant de la technologie disponible ainsi que du contexte d'utilisation.

L'avantage de la disponibilité d'un cadre de conception est manifeste, c'est pourquoi nous consacrerons un chapitre à ce sujet (voir section 3).

Nous avons mis en évidence que différentes modalités de retour d'information étaient utilisées. Parfois certaines étaient proposées sans qu'elles aient été évaluées. Et, sauf dans de rares occasions, elles ont été choisies dans le cadre d'une conception centrée utilisateur (Chenu et al., 2007). Enfin, rares sont les auteurs expliquant leur choix d'une modalité ou d'une autre.

En conclusion, la prévalence des aspects médicaux ou technologiques masque l'importance de la modalité et de son choix alors qu'elle a une importance décisive dans son adéquation aux capacités sensorielles de l'utilisateur. D'autre part, elle a un rôle tout autant décisif dans la mobilisation des utilisateurs ainsi que dans leur motivation à faire des efforts dans le cadre d'une rééducation.

Comme nous l'avons annoncé en introduction, le sujet d'étude du projet REEL concerne la locomotion humaine et l'utilisation de la modalité sonore afin de traduire des informations de pression. Nous poursuivrons donc notre étude du biofeedback en nous focalisant sur l'étude de la modalité sonore. En effet l'utilisation de la modalité sonore en sortie se prête tout à fait à notre objectif de conception d'un système pouvant accompagner un utilisateur dans ses activités quotidiennes. De plus, cet accompagnement semble pouvoir offrir la capacité d'être discret tout en restant présent, comme le fait une musique de fond, et cela, avec une charge mentale réduite (KIGER, 1989). D'autre part, la modalité sonore semble pouvoir offrir une large palette de variations propres à décrire de nombreux paramètres tout en masquant leur complexité, pour n'en représenter qu'une abstraction qui, elle, est simple à interpréter (Hermann , Kerstin Bunte, 2007).

Exemples d'application du biofeedback

Enfin, après la conquête de la modalité visuelle, les modalités sonores en entrée et en sortie sont le prochain continent à découvrir : Elles prennent leur essor dans un moment où les machines sont de plus en plus présentes dans notre quotidien tout en étant de moins en moins tangibles, de moins en moins visibles. Il apparaît donc nécessaire de poser quelques petits cailloux blancs sur ce nouveau chemin qui s'offre à nous.

2.3 La modalité audio dans le biofeedback

2.3.1 Introduction

Dans un contexte de multiplication des smartphones, tablettes, smartwatches et dispositifs « wearables », la présentation de l'information revêt une importance majeure. En effet, Le volume de données échangées augmente quotidiennement. L'augmentation de la résolution des capteurs et l'augmentation de la production des données dépasse la capacité à les analyser. Les scientifiques et le grand public ont besoin de nouveaux moyens pour comprendre ces données (Goudarzi, 2015). Ce volume croissant devra contourner le goulot d'étranglement que devient la modalité visuelle, d'autant plus si la taille des dispositifs de type smartwatch devenait le standard. La modalité sonore est une alternative prometteuse, elle a l'avantage de ne pas mobiliser l'attention visuelle de l'utilisateur pendant ses activités quotidiennes. Pour la présentation de l'information, le son promet une alternative à la compression des informations sur de petits écrans. En effet, ceux-ci nous obligent à y prêter attention, nous faisant ainsi perdre la conscience de notre environnement immédiat (Degara, Hunt, & Hermann, 2015).

De façon générale, la place prise par la modalité sonore dans la recherche croît de façon quasi exponentielle depuis 1990 (Dubus & Bresin, 2013)¹⁷, elle se développe aussi dans l'interaction avec les dispositifs portables (Macdonald & Stockman, 2014). Ces dispositifs ont une nature pervasive croissante donnant au grand public la possibilité d'accéder à ces nouvelles formes de présentation de l'information. Enfin l'utilisation interactive de la modalité sonore permet d'appréhender de façon naturelle une gamme étendue de données multidimensionnelles et variant rapidement (Degara et al., 2015).

Ces arguments vont en faveur du choix de la modalité sonore pour véhiculer des informations de biofeedback, en particulier dans le fait que notre objectif est la conception d'un dispositif embarqué permettant d'informer un utilisateur de la qualité de ses appuis plantaires tout en évitant d'entraver ses actes de la vie quotidienne par la sollicitation de la modalité visuelle.

Cependant, une compréhension des tenants et aboutissants du domaine des auditory display (AD) ainsi que de la sonification est nécessaire. Cela nous permettra d'acquérir le vocabulaire propre à cette discipline, en commençant précisément par ces deux termes. De la même façon, il est nécessaire de connaître les différentes techniques permettant de convertir des informations physiques en informations sonores afin de choisir la plus appropriée à notre cas de figure. Cela se fait-il de façon directe, par des fonctions de transfert ou par l'utilisation de modèles ? Nous aurons besoin de connaître quelles sont les

¹⁷ Figure 3, p22

connexions avec l'IHM ainsi que les différentes formes d'interaction. Tout cela sera présenté dans la section 2.3.2.

Un autre point important est la connaissance des outils de production sonore. Quels sont les plus appropriés à notre objectif, que proposent-ils ? Existe-t-il des outils propres aux spécialistes de ce domaine et si oui sont-ils accessibles ? En effet, il est nécessaire de mettre dans la balance l'investissement nécessaire à la maîtrise d'un nouvel outil avec les bénéfices correspondants, par rapport à un outil moins performant mais néanmoins connu et maîtrisé. La section 2.3.3 abordera toutes ces questions et y apportera des réponses.

Une fois les outils de production sonores connus, il est nécessaire de mettre en pratique une méthodologie de conception qui nous guide dans nos choix. Ce choix peut-il être fait sur la base de critères que nous aurons définis ou la présence et les conseils d'un expert du domaine sont-ils obligatoires ? En effet le choix d'un matériau sonore ou d'un autre aura un impact sur sa mise en œuvre, son utilisation et surtout sur la réceptivité des utilisateurs. Toutes ces questions seront abordées dans la section 2.3.4.

Nous avons vu précédemment différentes utilisations du biofeedback dans le domaine audio, cependant, comme cela a été constaté, la conception des dispositifs était souvent pilotée par des impératifs médicaux ou technologiques et la modalité semblait plus une conséquence qu'un choix volontaire. Des dispositifs développés sur la base du choix de la modalité sonore et du type de sons générés seront une source d'information autrement plus intéressante. C'est ce qui sera abordé dans la section 2.3.5. Seront aussi présentées des mises en œuvre des différentes techniques vues à la section 2.3.2.

La section 2.3.6 enfin, traitera des effets du biofeedback sonifié. Les effets médicaux ont été démontrés auparavant dans différents exemples de la section 2.2, mais nous avons eu l'occasion de faire remarquer que la place du patient en tant qu'utilisateur était faible. De la même façon nous avons mis en avant l'importance de la place que cet utilisateur devrait avoir dans un cadre de conception de dispositifs de biofeedback.

Cette section aborde donc les différentes qualités que peuvent avoir les sons générés à travers les effets mesurés sur les utilisateurs. Ceci afin de gagner leur adhésion et ainsi d'augmenter leur implication dans le processus de réhabilitation et par là même augmenter les progrès tout en diminuant les temps de rééducation.

Ce panorama nous fournira la compréhension et le support nécessaires à la mise en place de notre démarche de recherche.

2.3.2 Définitions

Cette section aborde les définitions qui caractérisent la sphère de « l'utilisation du son » ainsi que ses différents composants. Cette démarche permet d'appréhender et de comprendre ce domaine dans son ensemble. Elle permet aussi de déterminer, de nommer le sous-ensemble dans lequel s'inscrit notre démarche. Forts de cette connaissance, nous pourrions nous pencher sur la littérature en faisant des relations avec ces définitions, ce qui nous permettra de nous situer.

Le terme « **auditory display** » décrit le vaste domaine qui a trait au son en général. Il traite des situations d'écoute, des matériels (haut-parleurs, systèmes audio), des techniques de sonification, de l'utilisation du son pour représenter l'information (T Hermann, Hunt, & Neuhoff, 2011). Ainsi que l'indique la Figure 13, il faut comprendre cette expression comme l'ensemble de tout ce qui traite du son, depuis sa production mécanique grâce à des équipements jusqu'à son écoute, sa perception. En amont de cette production se situent toutes les techniques qui vont permettre de passer d'une information au sens large à un signal sonore, techniques qui sont regroupées sous le terme « sonification » que nous allons définir de suite.

La **sonification** « est une technique de génération de signaux sonores¹⁸ à partir de données, si et seulement si elle est objective, systématique, reproductible et répétable ». Le son doit être le reflet **objectif** des données d'entrée. Cette transformation est **systématique** si les règles qui définissent le comportement des sons et leur variation sont précisément définies. Le qualificatif **reproductible** a trait au fait qu'une même source de données doit toujours produire le même comportement sonore. La **répétabilité** est une notion essentielle pour que cette technique puisse être qualifiée de scientifique (Thomas Hermann, 2008).

Il faut donc comprendre la sonification comme l'ensemble des techniques de production de signaux sonores et comme un sous-ensemble de l'auditory display.

La Figure 13 nous intéresse d'autant plus qu'elle permet de situer le domaine de l'interaction homme machine et l'auditory display. Ces deux domaines ont en commun les situations où les individus interagissent avec les systèmes qui transforment les données en sons (T Hermann et al., 2011).

¹⁸ La sonification n'englobe pas la synthèse vocale

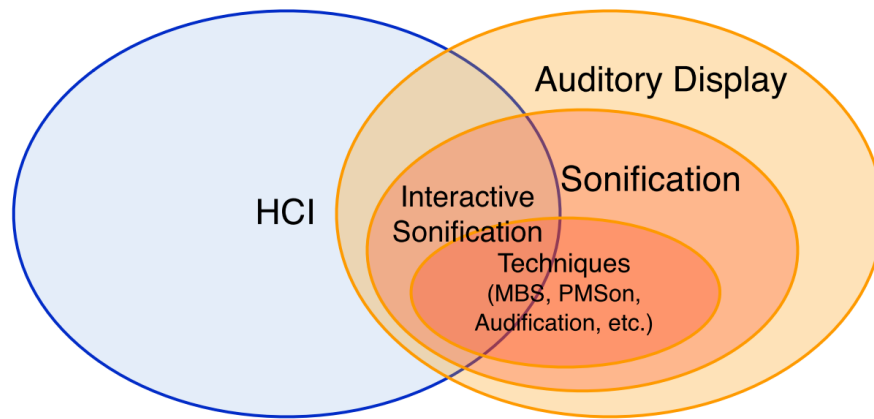


Figure 13 : Une représentation des domaines de l'IHM (HCI) et de l'AD, (T Hermann et al., 2011)

Nous compléterons la définition de la sonification au travers de ses deux sous-ensembles : la sonification interactive que nous verrons en section 2.3.2.2 et les techniques de sonification que nous abordons en suivant.

2.3.2.1 Techniques de sonification

Pour autant que la sonification soit un sous ensemble de l'auditory display, elle n'en est pas moins vaste et une description de ses composants est impérative afin de la comprendre.

Les différentes facettes de ce prisme sont l'audification, les icônes auditives, les earcons, la sonification basée sur des modèles et la sonification par association de paramètres (Dubus & Bresin, 2013; T Hermann et al., 2011). Chacune d'entre elles est présentée et commentée en suivant.

L'audification est la traduction directe d'un flux de données en ondes sonores. En voici deux exemples d'un point de vue scientifique. Les cris des chauves-souris ne sont pas audibles par l'oreille humaine de par leur fréquence élevée. Pour ce faire il suffit simplement de diminuer leur fréquence de trois octaves. Dans un autre contexte, la fréquence très basse des ondes sismiques ne permet pas de les percevoir mais l'augmentation de celle-ci solutionne cet état de fait (T Hermann et al., 2011). D'autres exemples existent dans la vie quotidienne : les sons parasites émis par un haut-parleur près duquel se trouve un téléphone portable en est un. Pour les moins jeunes, les sons produits par une cassette audio contenant des données numériques ou ceux produits sur un téléviseur ou une radio par une mobylette sans antiparasites en sont d'autres.

Nous pourrions utiliser cette méthode, afin de traduire des pressions plantaires en sons. Cependant, l'association directe entre les données et les sons offre peu de possibilité de composition.

Les icônes auditives sont l'association de sons naturels ou écologiques à une action donnée. La métaphore du bruit de papier froissé lorsqu'un fichier est mis dans la corbeille depuis le bureau d'un ordinateur en est un exemple.

Cette méthode ne se prête pas à notre approche étant donné qu'elle associe un bruit à un événement donné. En ce qui nous concerne, un événement est l'apparition d'une pression plantaire sur une zone du pied. Mais la dimension temporelle représentée par le moment de l'apparition de la pression ne suffit pas. A celle-ci doit se superposer au minimum la dimension de pression exercée. Cela implique qu'il faudrait une icône par niveau de pression. Ce type de méthode ne se prête donc pas à notre projet.

Les earcons, proposés par (M. M. Blattner, Sumikawa, & Greenberg, 1989), sont définis par (Stephen Anthony Brewster, 1994) de la façon suivante : des sons synthétiques, abstraits qui peuvent être utilisés dans des combinaisons structurées pour créer des messages auditifs dans le but de représenter les parties d'une interface. (T Hermann et al., 2011) indiquent que la nécessité des earcons se fait sentir lors de l'utilisation des icônes auditifs quand il n'y a pas de sens dans la relation entre le son et l'action. Ils n'ont pas de lien avec des sons de la vie quotidienne. De ce fait, un apprentissage est nécessaire pour les interpréter.

(Tardieu, Misdariis, Langlois, Gaillard, & Lemercier, 2015), utilisent les earcons pour aider les automobilistes pendant qu'ils conduisent. L'objectif est de leur permettre de manipuler les menus d'un autoradio multimédia¹⁹ en quittant la route des yeux le moins de temps possible. À cette fin, la navigation dans le menu est accompagnée d'icônes sonores. Elles indiquent : 1) à quel menu appartient une icône, 2) le niveau de profondeur d'un item dans une liste, 3) la position à l'intérieur d'une liste d'items. Ainsi, chaque menu (téléphone, radio ou musique) est associé à un son. En descendant dans l'arborescence du menu téléphone le même son réapparaîtra mais il sera modifié par exemple par des effets d'écho selon le niveau de profondeur atteint.

Ainsi, cette méthode est une évolution des icônes auditives. Malgré l'apport manifeste par rapport à celles-ci, elle ne se prête pas non plus à notre projet car les earcons, comme les icônes auditives sont basées sur l'association d'un son à un événement ponctuel dans une interaction. Notre projet aspire à produire et moduler des sons dont la durée va varier selon le comportement de l'utilisateur.

La sonification basée modèle consiste en la création d'un modèle dynamique de comportement sonore qui peut évoluer temporellement sur la base de règles abstraites à partir des données qu'il reçoit. (Dubus & Bresin, 2013) fait le parallèle entre un instrument

¹⁹ Permettant de consulter le répertoire téléphonique, d'accéder au GPS pour chercher une destination, à l'autoradio, de consulter ses mails, d'écouter de la musique, etc.

de musique (le modèle) et son comportement sonore. Celui-ci dépendra de l'interprétation du musicien qui en joue, et de sa façon de jouer (les données d'entrée). Mais utilisons un exemple plus parlant : prenez une boîte en fer, mettez 100 clous dedans et secouez la boîte. Considérons que le son produit correspond au niveau de charge maximum de la batterie de votre smartphone. Enlevez maintenant des clous jusqu'à n'en laisser que 30 et secouez : le son produit correspond à 30% de batterie restante. Les sons produits sont dépendants du nombre de clous dans la boîte, mais aussi de la force avec laquelle vous secouez la boîte. C'est une description simplifiée de l'application « Shoogle », (Williamson, Murray-Smith, & Hughes, 2007). Ainsi le résultat sonore est la combinaison des caractéristiques du modèle (le comportement des objets, leur nombre) et de celles des données d'entrée (la force exercée et la vitesse des mouvements).

Cette méthode pourrait être utilisée pour sa capacité à réagir différemment selon les données d'entrée mais (T Hermann et al., 2011) indiquent que si les données sont organisées temporellement, alors la sonification par association de paramètres est plus appropriée.

La sonification par association de paramètres relie des dimensions physiques à des dimensions sonores. C'est la méthode la plus utilisée et la plus simple pour lier des données multiples à des sons (Dubus & Bresin, 2013; T Hermann et al., 2011). Un domaine de données est relié à un domaine sonore par une fonction d'association (ou plusieurs). Cette fonction peut être linéaire (variation continue), logarithmique ou encore en escalier (variation par valeurs discrètes), etc. S'il y a polarité (terme employé en sonification), l'image de la fonction sera proportionnelle aux données d'entrées : c'est à dire qu'une augmentation de pression produira une augmentation de la hauteur du son. La polarité ou son inverse sont à prendre en compte car les utilisateurs n'ont pas tous la même interprétation d'un même phénomène.

Le Tableau 1 reprend les techniques de sonification présentées, leur description ainsi que leurs avantages et inconvénients. Au vu des lectures et des recommandations, c'est manifestement la sonification par association de paramètres qui se prête le mieux à nos objectifs.

Tableau 1 : synthèse des techniques de sonification présentées : la sonification par association de paramètres est la plus appropriée à notre objectif

intitulé	utilisation	avantages	inconvénients	description
audification	Transposition d'un signal inaudible en signal audible	Simple à mettre en œuvre	Offre peu de possibilité de composition	traduction directe d'un flux de données en ondes sonores
icônes auditives	Orienté événement	Pas d'apprentissage nécessaire	Pas de dimension temporelle	l'association de sons naturels ou écologiques à une action donnée
earcons	Représenter les parties d'une interface Orienté événement	Modulation contextuelle du son initial	Nécessite un apprentissage	Sons synthétiques, abstraits qui peuvent être utilisés dans des combinaisons structurées pour créer des messages auditifs dans le but de représenter les parties d'une interface
Sonification basée modèle	Création d'un objet virtuel réagissant au comportement de l'utilisateur	Sons modulés par le comportement de l'utilisateur	Déconseillé pour les données organisées temporellement	Basé sur un modèle dynamique de comportement sonore qui peut évoluer temporellement
Sonification par association de paramètres	Liaison de données multiples à des sons	méthode la plus simple pour lier des données multiples à des sons		Relie des dimensions physiques à des dimensions sonores

Cette section qui s'achève nous a permis d'appréhender un aspect particulier de la sonification que sont les techniques de production de sons. L'autre aspect de la sonification traite de l'interaction en sonification, c'est-à-dire des moyens d'interagir avec un système par le biais des sons. Cet aspect est traité dans la section suivante.

2.3.2.2 Sonification interactive

C'est aspect est complémentaire du précédent, en effet, si les techniques de sonification précisent le comment produire des sons, la sonification interactive précise comment ils vont interagir avec l'utilisateur et avec le système.

La sonification interactive présente une terminologie décrivant le niveau d'implication de l'utilisateur dans l'interaction.

L'interaction est une boucle fermée, elle comprend plusieurs niveaux, de l'interaction la plus faible à la plus forte : le monitoring, le triggering (ou déclenchement), le Parameter Adjustment (ou ajustement de paramètres), l'Excitatory Interaction (ou interaction par stimuli), la Navigation et enfin, l'auditory biofeedback (ou biofeedback sonore). Ces termes sont proposés par (Thomas Hermann, 2008) suite à de nombreuses discussions avec des spécialistes du domaine du son. Les descriptions qui suivent s'inspirent de ses commentaires.

Le monitoring correspond donc à la forme d'interaction la plus faible, l'utilisateur est à l'écoute de sons enregistrés ou issus d'un processus, il est seulement actif dans son attention envers les sons. Certains changements de sons peuvent le faire réagir comme une alarme indiquant un changement du processus.

Les niveaux d'interaction suivants apparaissent quand l'utilisateur produit une action qui va agir sur la source des données qui est à l'origine des sons.

Le déclenchement est la forme d'interaction la plus sommaire. Il correspond aux actions de commander la lecture et l'arrêt d'une sonification reliée à des données, comme lors de l'écoute un enregistrement sonore. C'est l'interaction la plus basique.

L'ajustement de paramètres correspond aux actions d'un utilisateur qui modifie des paramètres tels que les associations entre données et sons ou la gamme des sons qui correspondent à une plage de données. Le changement d'échelle des axes d'un graphique en est un exemple.

L'interaction par stimuli utilise la sonification basée modèle : il n'y a de production sonore que si une action est réalisée par l'utilisateur.

La navigation correspond à l'interaction permettant de parcourir un jeu de données. A l'identique de l'affichage qui change selon le contenu des colonnes d'un tableur, la sonification évolue selon les données qui sont dans le champ « d'audition »²⁰.

Le biofeedback sonore enfin, est une forme de sonification des données de capteurs. L'utilisateur ne contrôle pas la sonification de données qui sont indépendantes de lui (comme dans le cas précédent) mais c'est lui qui produit les données d'entrée du dispositif de sonification. Le son dépend donc de son comportement.

En conclusion, cette étape nous permet de nommer les pistes que nous devons suivre pour la mise en place de notre projet. La sonification sera de type association de paramètres et l'interaction sera de type biofeedback sonore. L'ensemble de ces définitions nous apporte d'autre part une compréhension du domaine de la sonification qui nous sera énormément utile tout en nous fournissant le vocabulaire du domaine qui nous permettra d'énoncer nos idées avec précision.

Avant d'aller plus loin, il faut remarquer que si nous avons une connaissance des termes nous permettant de dire comment produire les sons et comment interagir avec eux, ces notions restent théoriques. De façon pratique, nous ne savons pas pour autant avec quels outils produire ces sons et lesquels sont les plus adéquats à notre objectif. Une incursion dans ce domaine est nécessaire qui fera l'objet de la section suivante.

²⁰ Dans la métaphore du tableur, l'affichage évolue selon les données qui sont dans le champ de vision.

2.3.3 Outils de production sonore

Un grand fabricant d'instruments de musique peut proposer jusqu'à 20 gammes de pianos différentes qui commencent par le simple jouet, à quelques centaines d'euros, et se terminent par le piano à queue de concert coûtant plusieurs dizaines, voire centaines de milliers d'euros²¹. Bien entendu les premiers modèles seront achetés par des amateurs pour des utilisations de loisirs alors que les derniers le seront par des professionnels pour lesquels ce sont les instruments de travail quotidien. Les professionnels éviteront d'utiliser les pianos amateurs car ceux-ci n'auront pas les possibilités expressives adaptées à leur virtuosité. De leur côté, les amateurs feront de même, soit par timidité, soit parce que l'effort à investir pour maîtriser de tels outils est trop important par rapport à leurs objectifs.

Il se produit dans le domaine de la production sonore un phénomène semblable : les « professionnels » sont toutes les personnes qui travaillent quotidiennement sur le son, les « amateurs » sont les personnes qui vont utiliser certains outils de manipulation sonore de façon ponctuelle. Pour les premières, le son est l'objet de leurs recherches et elles vont contribuer à la création ou à la modification des outils de manipulation sonore. Ils seront rarement utilisés par les seconds, soit par méconnaissance de leur existence, soit parce qu'ils jugent ces outils trop complexes par rapport au temps d'apprentissage dont ils disposent.

En conséquence il est intéressant de connaître quels sont les outils utilisés pour produire du son mais aussi de savoir lesquels sont utilisés selon le domaine auquel appartiennent les utilisateurs.

Nous proposons de présenter ces outils à travers cette singularité.

2.3.3.1 Outils utilisés

La publication de (Dubus & Bresin, 2013) donne, entre autres, une excellente description des outils existants ainsi que différentes façons de les organiser.

Les outils de production sonore sont classés en trois niveaux, Figure 14 (1) : ce sont les outils de synthèse bas niveau, les outils de synthèse haut niveau et les sons enregistrés.

Les outils de synthèse bas niveau correspondent à la production directe d'un son à partir d'un signal. Par exemple, la connexion directe de la sortie digitale d'un microcontrôleur sur un haut-parleur produira un son. C'est le même phénomène que l'exemple de la cassette

²¹ <https://www.musique-galland.fr/boutique/pianos-a-queue/>, <https://www.musique-galland.fr/boutique/pianos-mumeriques/>

audionumérique précité. On trouve aussi dans cette famille la modulation de fréquence où une fréquence porteuse est modulée par le signal à transmettre.

Les outils de synthèse haut niveau correspondent à l'utilisation de modèles tels que des modèles pour la synthèse vocale ou pour des interactions physiques. Ils permettent de produire une grande variété de sons.

Le troisième cas correspond à des **sons préalablement enregistrés**, nommés échantillons, qui sont rejoués. Il y a peu de variations possibles dans ce groupe, les échantillons peuvent être modifiés en faisant varier leur volume et/ou leur vitesse de lecture. L'utilisation combinée de différents échantillons est une autre possibilité de variation.

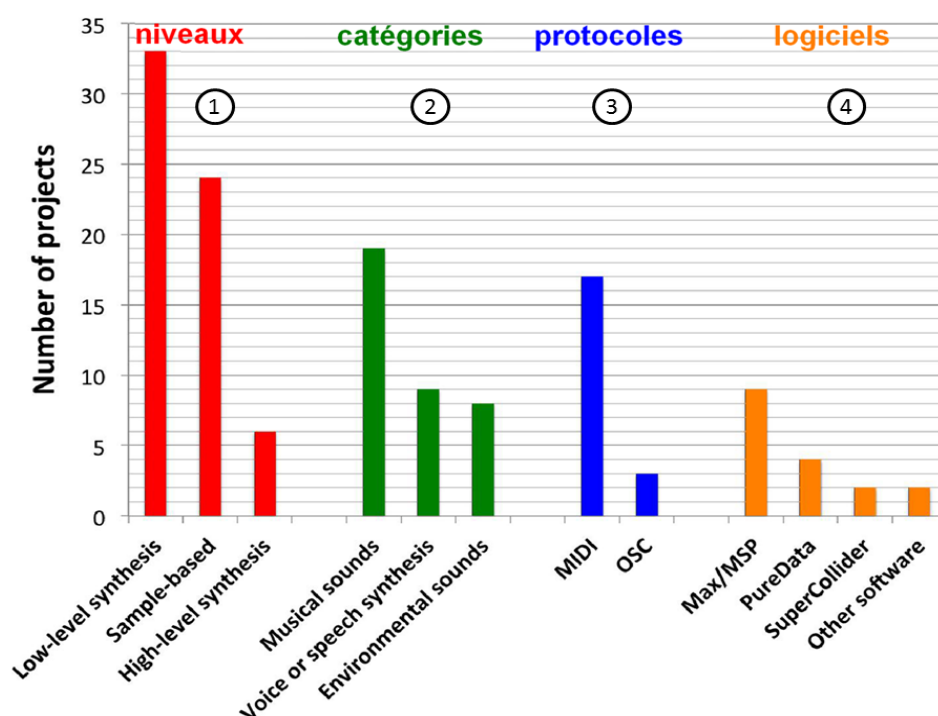


Figure 14 : classement de projets mettant en œuvre la production de sons à partir de données. Les auteurs proposent une classification par niveau, catégorie, protocole et logiciel.

From (Dubus & Bresin, 2013) figure 5 p22, doi:10.1371/journal.pone.0082491.g005

Les sons produits se classent en trois catégories, Figure 14 (2): les sons musicaux, les sons environnementaux et la voix, enregistrée ou synthétisée.

Les principaux logiciels de production sonore sont au nombre de trois, Figure 14 (4) : Max/MSP²² (MX), PureData²³ (Pd) ou SuperCollider²⁴ (SC), ils sont considérés comme des

²² <http://cycling74.com/products/max/>

²³ <http://puredata.info/>

²⁴ <http://www.audiosynth.com/>

outils de synthèse haut niveau. A ceux-ci s'ajoutent un ensemble d'autres logiciels bien moins utilisés.

Les protocoles de communication entre dispositifs, Figure 14 (3), se classent en deux catégories qui sont MIDI (MD) et Open Sound Control²⁵ (OSC). Nous tenons à faire une remarque sur la classification de (Dubus & Bresin, 2013). Si OSC et MIDI sont des protocoles de communication entre dispositifs, MIDI est aussi un logiciel de production sonore. En effet, son protocole permet de piloter des synthétiseurs musicaux physiques mais aussi les synthétiseurs logiciels qui sont embarqués dans la plupart des cartes son équipant les ordinateurs du commerce, ainsi que la majorité des smartphones et des tablettes. En conséquence, il représente une solution logicielle très répandue chez les non spécialistes de la production sonore qui connaissent ou maîtrisent rarement d'autres solutions. D'autre part, MIDI permet de produire des sons bien au-delà des capacités que propose la synthèse de bas niveau : à la production de notes associées à plus de cent instruments de musique différents s'ajoute celle de modifier leur durée, leur tempo, de jouer jusqu'à 16 voies simultanées en stéréo, etc. A ce titre, nous considérons MIDI comme faisant partie des outils de synthèse haut niveau, d'autant plus qu'il n'a aucune des caractéristiques qui définissent les outils de synthèse de bas niveau.

Cette première approche nous propose une organisation des outils en niveaux, en catégories, en protocoles et en logiciels, mais rien ne fait apparaître la notion d'appartenance ou pas au groupe des professionnels ou spécialistes du son.

Comme cela vient d'être évoqué, Il existe un comportement différent dans le choix des outils selon l'appartenance au domaine de la sonification ou pas (Bearman, Nick and Brown, 2012). Leurs résultats sont résumés dans la Figure 15²⁶. Dans cette étude comparative sur 51 articles traitant de la sonification, les auteurs montrent la répartition des outils utilisés selon qu'ils aient été publiés dans le domaine (ICAD)²⁷ ou hors de ce domaine (non-ICAD).

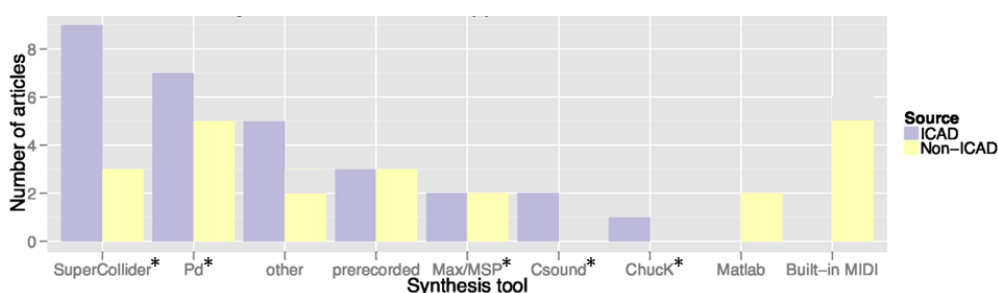


Figure 15 : utilisation des outils de synthèse sonore selon l'appartenance au domaine ICAD ou pas. L'astérisque * représente les outils de synthèse de haut niveau selon la classification de (Dubus & Bresin, 2013).

²⁵ <http://opensoundcontrol.org/>

²⁶ Nous nous permettons, avec l'accord de l'auteur, de reproduire la figure 1 de l'article en question en y ayant corrigé les coquilles que nous avons trouvées

²⁷ C'est-à-dire ayant publié dans International Conference on Auditory Display, <http://icad.org> depuis 2009. Le critère de sélection était « sonification de données »

Selon la définition de (Dubus & Bresin, 2013), les outils de synthèse de sons de haut-niveau sont plus importants en proportion chez les spécialistes de la sonification. En effet, les spécialistes les utilisent à 73% (Figure 16) alors qu'ils sont seulement 45% des non spécialistes à les utiliser (Figure 17). Cependant, ce dernier chiffre atteint 68% si notre remarque concernant MIDI est prise en compte : malgré cette correction l'avantage reste en faveur du domaine des spécialistes du son.

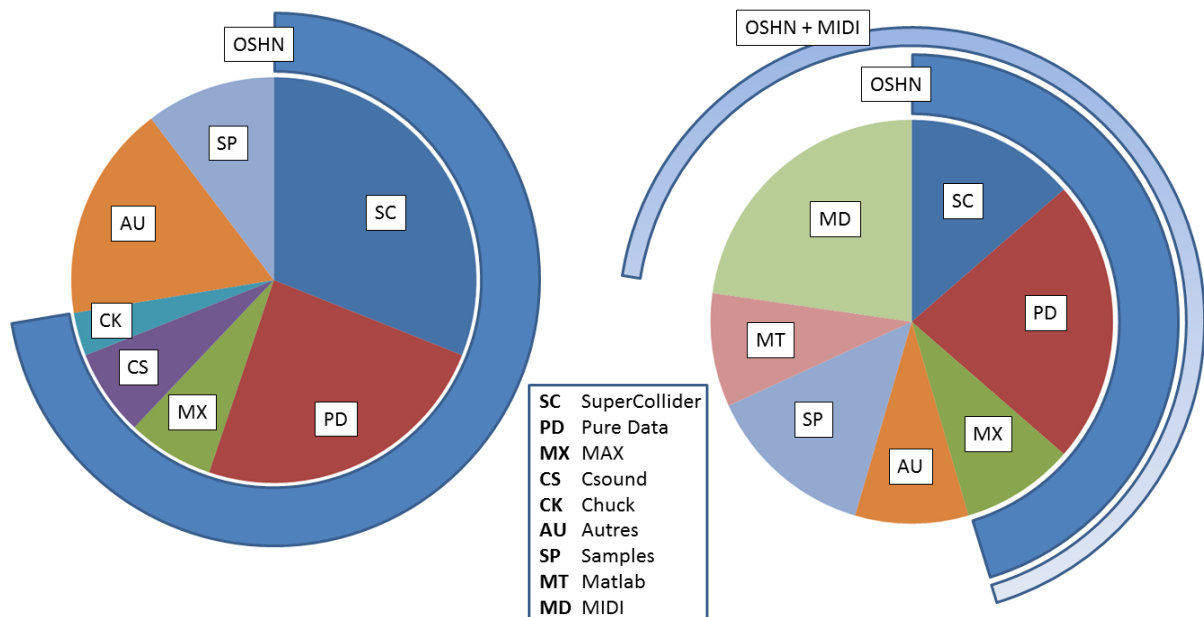


Figure 16 : les outils de synthèse sonore de haut niveau (OSHN) dans le domaine ICAD représentent 73% des outils utilisés

Figure 17 : les outils de synthèse sonore de haut niveau (OSHN) dans le domaine non ICAD représentent 45% des outils utilisés et 68% si MIDI est pris en compte

La Figure 15 est intéressante à plusieurs points de vue.

Premièrement, les outils les plus utilisés du domaine ICAD sont SuperCollider (31%) et PureData (Pd) (24%) alors que les outils les plus utilisés du domaine non-ICAD sont MIDI (23%) et Pd (23%) : le déséquilibre cité précédemment à propos de MIDI apparait ici. Dans chaque catégorie, il y a donc deux outils principaux qui sont utilisés par la moitié ou presque des utilisateurs, voir Figure 18.

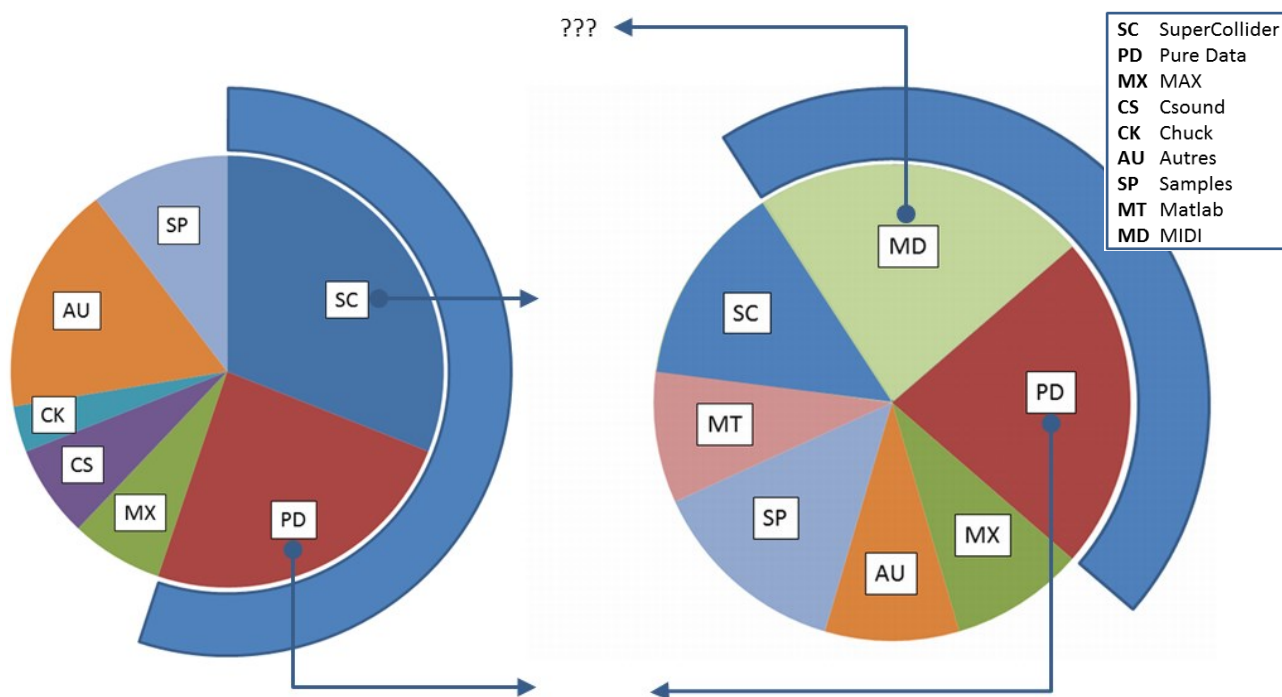


Figure 18 : dans chaque domaine, les 2 outils les plus utilisés représentent quasiment la moitié de ceux utilisés

Deuxièmement, dans le domaine non-ICAD l'outil le plus utilisé à égalité (MD) est inexistant dans l'autre domaine. De la même façon, dans le domaine ICAD l'outil le plus utilisé (SC) est faiblement utilisé dans l'autre domaine (14%). En conclusion, si des passerelles existent comme PD, l'outil qui est adopté par les deux domaines, force est de constater qu'il y a encore des cloisonnements.

Troisièmement, MX est utilisé pour moins de 10% quel que soit le domaine. Bien qu'offrant des caractéristiques identiques voire supérieures à PD²⁸, le fait que MAX/MSP soit propriétaire joue en sa défaveur auprès des utilisateurs. Le même phénomène se produit certainement avec Matlab, lui aussi propriétaire.

Enfin, il faut remarquer que les proportions d'utilisation de MX, Pd et SC sont différentes dans l'analyse de (Dubus & Bresin, 2013). En effet, c'est écart est dû au fait que les auteurs se basent sur une échelle de temps allant de 1945 à 2012 alors qu'elle est beaucoup plus réduite et plus récente (2009 à 2012) pour (Bearman, Nick and Brown, 2012). Il y a malgré cela deux logiciels libres dans le trio de tête. Cela tend à prouver que ces logiciels ont atteint une maturité telle qu'ils séduisent de plus en plus de personnes travaillant sur le son.

En conclusion, l'utilisation des outils comme SuperCollider ou Pure Data est vivement recommandée pour qui aura cependant la possibilité de se former à leur utilisation. En effet, malgré une interface de manipulation graphique permettant de connecter des modules de base entre eux, Pure Data reste difficile à appréhender. Quant à SuperCollider, si son

²⁸ Ces deux logiciels ont été initialement conçus par la même personne, Miller Puckette, sur la base de l'éditeur Patcher

utilisation à travers un langage de programmation lui apporte des possibilités gigantesques, il risque de décourager encore longtemps les moins aguerris pour la même raison.

Cette section a permis de faire la synthèse des outils les plus répandus au travers de deux articles scientifiques, la section suivante quant à elle, reprend l'un de ces deux articles qui livre des recommandations très instructives sur la mise en œuvre des sons, en particulier dans la sonification par association de paramètres.

2.3.3.2 Rôle et apport des outils

Si la publication de (Bearman, Nick and Brown, 2012) nous renseigne sur les outils qui ont été utilisés dans une actualité proche, force est de constater que la publication de (Dubus & Bresin, 2013) nous donne de précieuses indications sur la finalité de cette utilisation, et ce, dans le domaine qui nous intéresse à savoir la sonification de données physiques.

Les auteurs ont mené une revue systématique dont l'objectif est de recenser les associations faites entre les dimensions physiques étudiées et les dimensions sonores, d'en tirer des conclusions et de faire des propositions pour la conception de sonifications. D'autre part, ils cherchent à vérifier les trois hypothèses suivantes : 1) Les sonifications respectent la logique de la perception écologique, c'est-à-dire que les sons se comportent à l'équivalent du phénomène naturel, 2) La dimension sonore la plus utilisée est la hauteur, 3) Les dimensions sonores spatiales sont utilisées pour décrire des dimensions physiques cinématiques.

33 dimensions physiques ont été recensées. Elles sont réparties en 5 catégories : cinétique, cinématique, matière, temps, unités de mesure. 30 dimensions sonores ont été mises en œuvre. Elles sont réparties en 5 catégories : hauteur, timbre, correction physiologique, spatial, temporel.

Voici leurs résultats et recommandations principaux :

Les trois hypothèses énoncées sont confirmées à savoir que les sonifications respectent la logique de la perception écologique, la dimension sonore, de loin la plus utilisée, est la hauteur, et ce pour plus de la moitié des cas, et enfin les dimensions sonores spatiales sont presque exclusivement utilisées pour décrire des dimensions physiques cinématiques.

Enfin, si les associations les plus souvent utilisées mettent œuvre la perception écologique, cela ne signifie pas que ce soient les meilleures mais cela indique que ce sont les premières qui doivent être envisagées dans une conception. La même remarque vaut pour les sons musicaux qui sont majoritairement utilisés. Cependant, vu le nombre important de

conception de sonifications mises en œuvre sans évaluation préalable, il faudra prendre soin de les évaluer par des tests psycho-expérimentaux.

En conclusion, les outils de synthèse haut-niveau restent majoritairement l'apanage des spécialistes du son. Chez les non spécialistes, d'autres outils sont utilisés comme MIDI. Si les sons productibles avec le protocole MIDI ont une qualité tout à fait correcte, il est vrai que les possibilités de les faire varier sont plus limitées et se résument à modifier la hauteur, le tempo, ou le type d'instrument. Mais si l'objectif est de rester dans le registre musical, c'est un outil très performant étant donné qu'il permet de reproduire des morceaux symphoniques. Ainsi on peut comprendre que du point de vue des néophytes ce soit un bon compromis qualité/prix (le prix étant le faible temps à investir pour le maîtriser). Certains outils de synthèse haut niveau comme PureData sont aussi utilisés par les non spécialistes (dans la même proportion que MIDI d'ailleurs) mais ils gardent malgré tout la réputation d'être compliqués et difficiles à maîtriser, à tort ou à raison. En résumé, MIDI se prête tout à fait une sonification basée sur des notes de musique alors que Pure Data sera choisi si l'objectif est l'utilisation de sons hors du cadre musical.

Par ailleurs, l'utilisation de la hauteur comme dimension sonore est fortement recommandée. La variation de cette hauteur devra respecter la perception écologique, c'est-à-dire qu'elle devra évoluer de la même façon que la dimension physique mesurée.

Enfin, il est impératif d'évaluer les sonifications préalablement à toute mise en œuvre car il a été constaté de très nombreuses fois que les choix sont faits de manière arbitraire. Ces évaluations impliquent que les sonifications ont été envisagées dès les premières phases de conception, conception plus que nécessaire dont nous livrons ci-après les quelques mentions qui en sont faites dans la littérature.

2.3.4 Méthodes de conception

L'absence de méthodologie à tous les niveaux du processus de mise en œuvre de la sonification se fait sentir (Macdonald & Stockman, 2014). Son utilisation permettrait l'évaluation et la comparaison des techniques de sonification. En conséquence, des choix subjectifs sont faits parmi les techniques de génération de son disponibles. Ces choix sont difficiles à justifier pendant le processus de conception (Degara et al., 2015), pire encore, les choix des sons sont faits sans justification (Macdonald & Stockman, 2014). Pourtant, le choix du matériau sonore est critique pour la conception de la sonification car il a un impact sur les associations entre les données et les sons et sur l'ensemble de la sonification. Cependant, (Dubus & Bresin, 2013) constatent un désintérêt pour l'évaluation dans la conception de sonifications. Devant cette situation, certains encouragent le développement de méthodes

s'inspirant des techniques et critères définis et employés en IHM (Macdonald & Stockman, 2014; Schaffert & Mattes, 2015) .

Des apports ont été faits dans les années 90 ou 2000 : ce sont des propositions pour unifier les méthodes, mais elles sont inutilisables sans l'aide d'un spécialiste du domaine (Macdonald & Stockman, 2014). Devant cette situation, certains encouragent le développement de méthodes s'inspirant des techniques et critères définis et employés en IHM (Macdonald & Stockman, 2014; Schaffert & Mattes, 2015) .

D'autres tablent sur la collaboration à différents niveaux des spécialistes de la sonification et des non spécialistes. (Bellettiere et al., 2014) décrivent par exemple une démarche de choix et de sélection d'avertissements sonores en 4 étapes. Les deux premières étapes sont menées par les spécialistes. Il s'agit de la recherche et de la définition de critères d'alarmes sonores par des spécialistes et ergonomes. Cette étape est suivie par la collecte et la sélection de sons correspondants aux critères. Ensuite une enquête est menée auprès des utilisateurs et c'est à partir de ces résultats que sera fait le choix des sons. On peut là aussi reconnaître des méthodes qui s'inspirent de la conception participative ou de la conception centrée utilisateur en IHM (Beaudouin-Lafon & Mackay, 2002; ISO, 2010; Mackay, 2003).

Enfin, (Goudarzi, 2015) va au-delà de cette démarche. En effet, elle commence par vérifier dans son domaine d'application si les associations faites par des spécialistes du climat sont les mêmes que celles définies par les spécialistes du son, chaque spécialiste ayant réalisé ces associations avec les paramètres de son domaine propre. Mais elle ne se limite pas à développer une application qui mette en pratique leurs constatations. Elle développe un environnement permettant de faire de la conception de sonification et de réaliser des associations entre les sons et les données de façon collaborative. Cela est mis en œuvre en donnant la possibilité à chaque spécialiste (du climat, de la sonification et designer sonore) d'intervenir selon son domaine d'origine à différents niveaux de l'application.

Au regard de ce qui a été énoncé, la prise en compte des utilisateurs apparaît comme cruciale. Il est aussi recommandé de s'entourer de spécialistes de la sonification si cela est possible. Enfin, il faut évaluer les sonifications afin de vérifier les hypothèses qui auront été faites. Tous ces éléments font apparaître la nécessité d'un cadre de conception qui puisse regrouper l'ensemble de ces bonnes pratiques tout en prenant en compte les objectifs des spécialistes ainsi que les besoins et attentes des utilisateurs.

La section suivante se penchera sur des approches d'évaluations de sonifications dans un contexte particulier, pas toujours appliqué au biofeedback mais néanmoins très enrichissant.

2.3.5 Exemples d'utilisation de biofeedback sonore

Au regard de ce qui a été présenté d'un point de vue théorique, il est intéressant de faire une revue de littérature du point de vue non pas médical et technologique mais du point de vue de l'utilisation des sons. À travers cette approche, nous montrerons les différentes utilisations du son qui ont été faites en faisant en sorte d'illustrer les définitions qui ont été présentées à la section 2.3.2.

Le dispositif présenté par (Dozza, Chiari, Peterka, Wall, & Horak, 2011a) compare 4 méthodes de sonification renseignant sur le déplacement du centre de pression médio-latéral (ML-COP)²⁹ de 4 façons différentes, voir Figure 19. L'expérimentation met en situation 13 individus sains âgés de 33+/-7 ans, de taille 175 +/-10 cm et de poids 78 +/- 18 kg, de sexe non précisé, sans trouble d'audition ni traumatisme. Les utilisateurs sont en station debout sur une plateforme de force en rotation pour les déstabiliser sur le plan médio-latéral avec la consigne de garder l'équilibre pendant la rotation et de répondre aux indications de biofeedback quand ils les entendent.

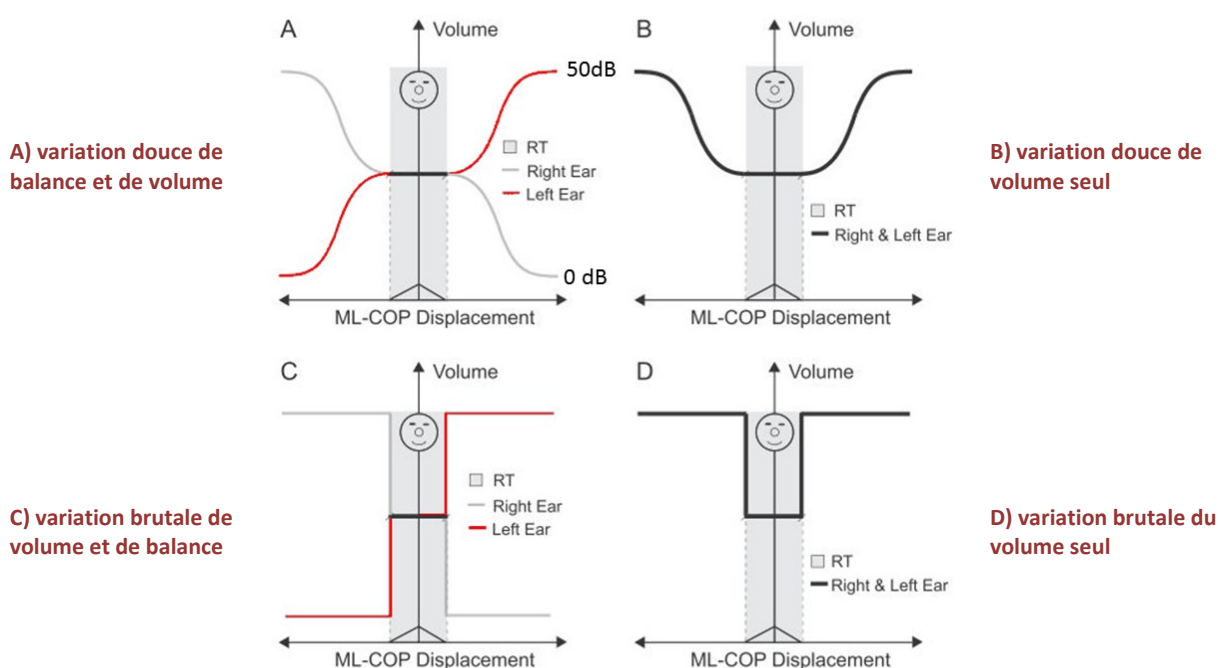


Figure 19: Les 4 types de sonifications comparées par (Dozza et al., 2011a). Les signaux sonores sont émis en cas de déplacement de l'utilisateur en dehors de la zone RT, c'est-à-dire « Reference Thresold » ou seuil de référence.

Les sons produits sont une combinaison de variations de volume associées à des variations spatiales (balance droite/gauche). Ces variations sont tantôt douces comme le montrent les

²⁹ Le centre de pression est un point théorique qui résume en un seul point la répartition des pressions des pieds sur le sol. Le déplacement médio-latéral correspond aux mouvements droite gauche du corps.

conditions expérimentales A et B, tantôt brutales ou en escalier comme le montrent les conditions C et D. Les deux premières conditions correspondent à de l'**audification** ou à de la **sonification par association de paramètres**. Les deux dernières peuvent être considérées comme des **icônes auditives** étant donné que le son varie par paliers quand l'utilisateur dépasse un seuil d'inclinaison dans un sens ou dans l'autre, c'est-à-dire lorsqu'un événement se produit. Cependant, le son produit peut durer autant de temps que le seuil est dépassé, ce qui n'est pas le cas des icônes auditives. Cela nous amène à considérer ces conditions expérimentales comme correspondant à des earcons. En effet, celles-ci seraient plus à même de gérer une notion de durée dans le temps.

Les utilisateurs réalisent trois cycles de tests. Dans toutes les conditions expérimentales, l'utilisation de biofeedback diminue le balancement comparé à la condition de contrôle (pas de feedback), les meilleurs résultats étant produits dans l'ordre décroissant par A, puis B, C et D. Deux facteurs sont à l'origine de la diminution du balancement : L'utilisation du biofeedback et La répétition de la tâche (apprentissage moteur). Le biofeedback avec plus d'information (direction et amplitude) a fortement l'avantage sur les autres dans le 1er cycle de tests. Puis son avantage diminue lors du 2e cycle et encore lors du 3^e cycle, quand l'apprentissage moteur est à son maximum. Néanmoins, il reste toujours meilleur que les autres. Toutefois, l'expérimentation ne permet pas de connaître précisément quelle est la part due au biofeedback et celle due à l'adaptation spontanée.

Enfin, cette comparaison tend à prouver d'une part que les résultats obtenus sont inversement proportionnels à la quantité d'informations rendue par le biais du biofeedback, cela montrant l'importance de toujours pouvoir faire la différence entre les apports dus au biofeedback et ceux dus à l'apprentissage. D'autre part, l'audification ou mieux, l'association de paramètres produiraient de meilleurs résultats que les icônes auditives ou les earcons.

D'un point de vue technique, peu d'informations sont données sur les sons produits. Le retour sonore consiste en un signal sinusoïdal de 400 Hz dont le volume varie selon la position du centre de pression.

Autre exemple, dans le cadre de la réhabilitation de la marche appliquée au signe de Trendelenburg³⁰ (Petrofsky, 2001a) emploie un biofeedback sonore³¹. Il consiste en un signal carré dont la fréquence varie de 200Hz (pour indiquer un besoin faible de contraction du muscle) à 3000Hz (besoin de contraction important). A cela s'ajoute une série de bips d'une fréquence de 1000Hz à la fin d'un pas pour signaler que le pas réalisé est trop court.

³⁰ Insuffisance des muscles fessiers

³¹ Cet exemple est proposé uniquement pour aborder l'aspect sonore. Il est à noter que l'utilisation d'un capteur électromyographique placé au niveau de la hanche n'est pas une démarche correcte étant donné qu'elle incite le patient à se focaliser sur un point particulier de sa structure musculaire et l'amenant à corriger sa position autour de ce point. Il est bien mieux de faire un retour sur la résultante du mouvement afin de pousser le patient à effectuer une correction globale.

Le premier type de sons correspond à de l'audification alors que le second correspond à un earcon.

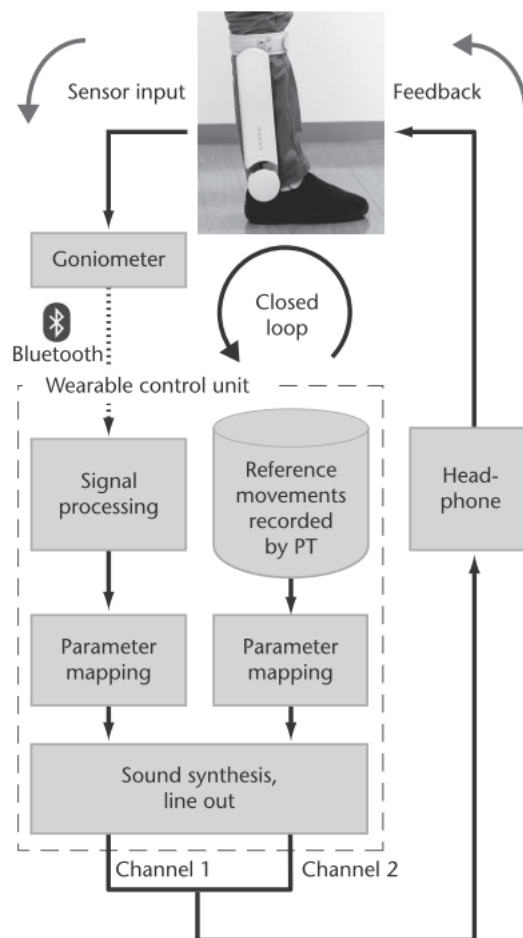


Figure 20 : schéma de principe du dispositif de rééducation de la marche (Matsubara et al., 2015)

(Matsubara et al., 2015) décrivent un dispositif portable destiné à la rééducation de la marche utilisant un goniomètre mesurant l'angle formé par la jambe et la cheville pendant la marche (voir Figure 20). Ce dispositif vise à remplacer les séances de rééducation au cours desquelles les patients doivent répéter de nombreuses fois le même mouvement. Suite au caractère ennuyeux de la tâche, les patients tendent à abandonner la rééducation. Rendre l'activité attrayante permettrait d'encourager la réalisation des exercices. Une expérimentation alliant la modalité audio (ABF) est menée avec six participants aveugles, 4 hommes et deux femmes, âgés de 20 à 25 ans. Une autre est menée avec six participants voyants, cinq hommes et une femme, âgés de 22 à 31 ans. Ces derniers réalisent la même expérimentation mais une fois avec la modalité audio, et une autre fois avec la modalité visuelle (VBF). **Le retour sonore consiste en un son variant linéairement de 250 à 500Hz correspondant aux deux angles extrêmes formés par le pied et la jambe.** Quand le mouvement atteint l'une ou l'autre des positions attendues, un claquement de doigt se fait entendre. Les patients sont équipés d'un casque audio qui diffuse sur une voie le son

correspondant au mouvement référence et sur l'autre le retour du mouvement réalisé par le patient. Les résultats montrent que l'audio donne des résultats moins bons mais tout à fait acceptables face à la vidéo, l'erreur moyenne d'angle étant supérieure seulement de 2%. L'erreur moyenne de temps est elle aussi en défaveur de la modalité audio mais seulement de 10%. Il n'y a pas de différence significative au niveau de l'audio entre les patients voyants et ceux non-voyants. L'ensemble des utilisateurs préfèrent l'audio. Les voyants reprochent à la vidéo de procurer une fatigue mentale et oculaire.

Le premier type de son correspond à une **association de paramètres** alors que le second est lui, une **icône auditive**.

(Y. Park, Kim, & Lee, 2015) présentent une comparaison des effets de quatre feedbacks sonores assistant un utilisateur qui se déplace et fait des sélections dans un pie-menu³², voir Figure 21. 15 utilisateurs participent à l'expérimentation, quatre femmes et 11 hommes avec un âge moyen de 24,6 ans. Ils réalisent tous les quatre conditions expérimentales plus la condition contrôle qui est uniquement visuelle. L'utilisation du feedback sonore apporte à l'utilisateur des informations sur sa position dans le menu (mouvement de rotation) mais l'informe aussi de la position de sa main au moment de valider une case (mouvement de translation vers l'avant).



Figure 21 : vue d'un utilisateur en interaction avec le pie-menu. Le feedback sonore permet à l'utilisateur de se situer plus précisément dans le menu, que ce soit pour se déplacer ou pour effectuer une sélection

Les retours sonores utilisent le son d'un gamelan qui est un instrument à percussion situé entre le xylophone et le métallophone. Il produit des sons tout à la fois percussifs et harmoniques. La production de son a lieu lorsque l'utilisateur passe d'une zone à l'autre

³² Le menu circulaire présente un gain de performances de 15% par rapport à un menu classique (Callahan, Hopkins, Weiser, & Shneiderman, 1988).

avec des variations ou modulations selon la condition expérimentale réalisée. Les 4 conditions expérimentales sont décrites Figure 22.

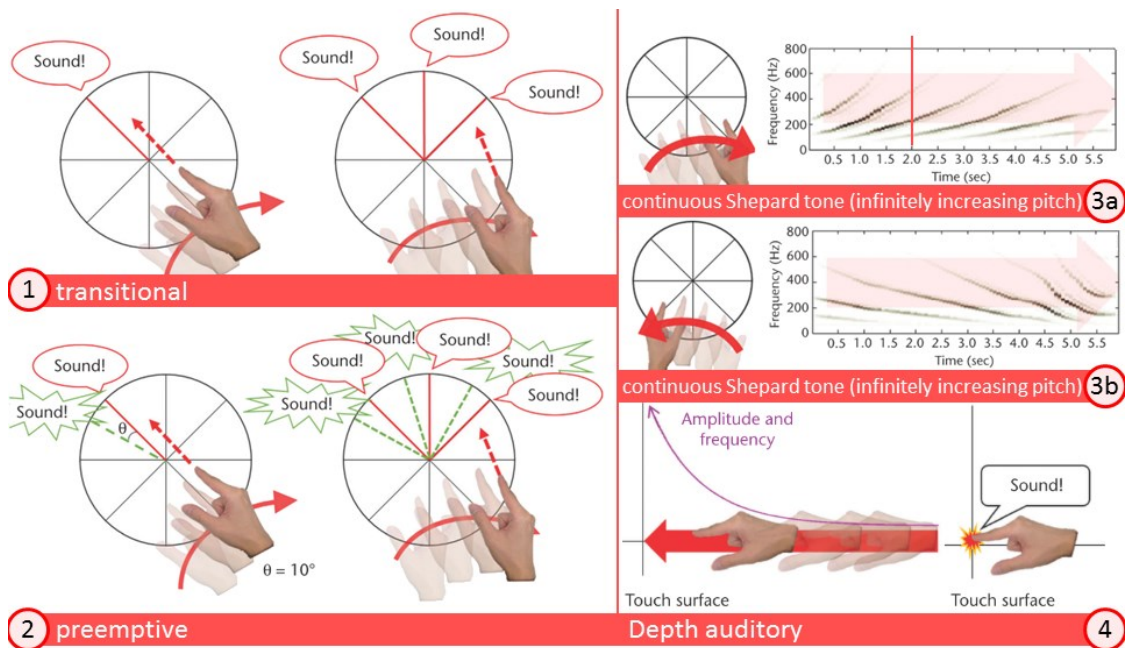


Figure 22 Illustration des quatre types de sonification différents employés par (Y. Park, Kim, & Lee, 2015) pour accompagner la sélection dans un pie-menu

Les quatre conditions expérimentales sont décrites ci-dessous :

- (1) Transitionnel : son émis du passage strict d'une zone à l'autre. le son correspond à une icône auditive.
- (2) Préemptif : le son produit lors du changement de zone est précédé par un son commençant 15 demi-tons plus bas. L'objectif est de prévenir l'utilisateur du changement imminent de zone. Le son correspondant correspond à deux icones auditives se succédant.
- (3) continu : utilisation d'une gamme de Shepard³³ produisant un son continu semblant varier de façon infinie. La hauteur des sons semble varier de façon croissante lors des déplacements vers la droite (3a) et de façon décroissante dans l'autre sens (3b). La ligne verticale présente sur la figure 3b montre comment 3 sons se superposent à $t=2s$. La variation plus ou moins importante de chaque son au cours du temps forme une rampe. Plus son angle est abrupt et plus l'impression de vitesse sera présente, et inversement. L'utilisateur perçoit donc deux informations, l'une lui indiquant la vitesse à laquelle il se déplace et l'autre lui indiquant le sens de rotation sur le pie-menu. Dans cette condition expérimentale, le son correspond à une association de

³³ Une gamme de Shepard est une illusion sonore semblable à l'illusion visuelle produite par les enseignes de barbier des pays anglo-saxons. Il s'agit un cylindre peint de spirales de couleur, tournant autour de son axe.

paramètres, le son est produit en permanence et varie dynamiquement selon les actions de l'utilisateur.

- (4) profondeur : variation en amplitude et fréquence à mesure que la main s'approche de l'écran dans un mouvement de translation vers l'avant. Ce premier son est suivi d'un clic pour indiquer la prise en compte de la validation. Ici, le premier son est de type association de paramètres alors que le second est une icône auditive.

La condition expérimentale « continu » permet d'obtenir un temps moyen de sélection plus faible que les conditions « transitionnel » et « préemptif ». Par contre, la meilleure précision est obtenue par la condition « préemptif » devant la condition « continu ». Selon les auteurs, la condition « préemptif » donne des informations de position par rapport aux limites d'une zone alors que la condition « continu » ne le fait pas.

Bien que rares, comme indiqué précédemment, quelques cas d'utilisation de la **sonification basée modèle** existent : (Maes, Leman, & Lesaffre, 2010) décrivent un dispositif d'objet sonore virtuel utilisant un modèle de la partie supérieure du corps dans une kinésphère³⁴. La métaphore de la boîte de clou citée précédemment est remplacée ici par un modèle de sphère dans laquelle se trouvent des objets. Chaque objet correspond à une des articulations des membres supérieurs du corps humain : le poignet, le coude, l'épaule, constituant les deux bras et reliés par un nœud central au niveau du torse. La position des articulations dans l'espace est obtenue à partir de capteurs inertiels. Chaque articulation est associée à un générateur de fréquence sinusoïdale mais peut être associée à des paramètres de synthèse sonore, de contrôle du son, ou des paramètres d'échantillonnage sonore (sampling). Ainsi, selon le nombre d'articulations mises en mouvement, le son résultant est plus ou moins complexe. La sonification est basée sur la synthèse sonore additive qui permet la création de sons et de timbres complexes à partir de l'addition de signaux sinusoïdaux élémentaires. Les auteurs indiquent que ce procédé constitue une alternative sonore à la visualisation qualitative de données. D'autre part, ce modèle offre la possibilité à l'utilisateur de créer des sonifications basées sur son exploration dynamique de l'espace. Il lui permet de prendre conscience des relations entre les composantes corporelles, spatiales, auditives et expressives.

La sonification basée modèle est encore peu développée - (T Hermann et al., 2011) disent qu'elle est encore dans son enfance - mais ses capacités exploratoires semblent offrir la possibilité d'entendre des données et des phénomènes qui sinon resteraient invisibles à l'œil humain.

³⁴ Une kinésphère est le volume sphérique immédiatement accessible à un individu effectuant des mouvements de ses membres. Elle s'étend jusqu'à l'extrémité de ses membres, pieds et doigts dans toutes les directions. Ce concept a été inventé par Rudolf Laban (1879, 1958)

Il est surprenant de constater qu'en poursuivant un même objectif expérimental, des techniques de sonification différentes sont mises en œuvre, telle que l'audification ou l'association de paramètres. Cependant la prise de conscience de cet état de fait apporte la possibilité de prendre en compte les particularités de chaque technique et ainsi de les exploiter au mieux.

Comme il apparaît à travers cette section, l'étude du biofeedback à travers le prisme de la sonification permet de prendre du recul face aux composants impliqués dans cette interaction. L'étude sous cet angle offre une compréhension différente et permet d'envisager différemment une sonification. Enfin, elle permet de le faire en ayant conscience des possibilités et des limites de chaque outil tout en permettant de choisir le plus approprié.

La section suivante s'appliquera justement à démontrer que les effets des sons produits sont clairement différents selon les choix réalisés.

2.3.6 Effets du biofeedback sonifié

Les effets du biofeedback sonifié ont été démontrés (M Batavia et al., 2001; Montoya et al., 1994; Petrofsky, 2001b). Cependant, le biofeedback est de façon générale souvent pauvre en termes de contenu sonore. Pourtant, des sons plus élaborés améliorent les performances de façon objective et l'accueil des utilisateurs est meilleur. Cela doit mener à des choix de conception différents.

La sonification donne des résultats manifestes en sport, cependant, l'utilisation des possibilités que peut apporter le son est à peine exploitée (T Hermann et al., 2011). Lors d'évaluations en situation de marche, des participants reçoivent la consigne de marcher à leur propre rythme sans feedback et avec feedback : ils ont un rythme plus soutenu avec feedback que sans feedback (Maculewicz, Jylha, Serafin, & Erkut, 2015). Le feedback audio a donc un effet sur le comportement des individus, même avec la sonification la moins élaborée.

Toutefois, beaucoup de sonifications manquent de qualités esthétiques (Macdonald & Stockman, 2014). Dans (Matsubara et al., 2015), le physiothérapeute de l'équipe commente la lassitude des patients lors des rééducations classiques. Cela les mène parfois à stopper la rééducation alors que des dispositifs plus musicaux pourraient les aider, les motiver. Le type de son a donc aussi un effet sur la performance. Les sons naturels de synthèse renforcent la boucle de rétroaction (Maculewicz et al., 2015). Dans la conception de dispositifs avertisseurs, peu de gens décrivent les caractéristiques des sons utilisés. Parmi ces gens, ils sont encore moins nombreux à concevoir ces sons par rapport à leur utilisation. Cela montre

Conclusion

le peu d'importance qu'ils attribuent aux caractéristiques du son. En conséquence, la réaction des gens aux alarmes provoque des réactions souvent opposés à l'objectif visé : au lieu de cesser leur comportement ayant déclenché l'alarme, les gens arrêtent le dispositif (Bellettiere et al., 2014).

Pourtant, (Matsubara et al., 2015) citent (Tobias Nef, 2012) selon qui la musique a des effets émotionnels positifs sur la thérapie. D'autre part, elle encourage les activités motrices précises. L'audio biofeedback permet plus de libertés dans les postures et dans les gestes (Matsubara et al., 2015). Le fait de choisir des sons écologiques mais surtout de les évaluer d'un point de vue esthétique fait partie d'une démarche de conception globale. Dans celle-ci doivent être impliqués des spécialistes du son mais aussi les utilisateurs finaux (Goudarzi, 2015).

De cette section nous retenons donc que le type de sons utilisés a un impact manifeste sur le comportement des utilisateurs et peut aller jusqu'au rejet. Il apparait manifestement qu'il faut prêter une attention particulière à la conception de ces sons.

2.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté différents exemples d'application du biofeedback, allant de la mise en œuvre de solutions technologiques basiques, mais malgré tout efficaces, à d'autres beaucoup plus complexes.

Nous avons synthétisé les principales utilisations du biofeedback au travers de l'illustration dans le contexte de la rééducation, de la maladie et des performances sportives.

Nous avons présenté la conception participative de dispositifs de biofeedback et l'évaluation intergroupes.

Nous avons ensuite approfondi la modalité sonore dans le biofeedback en présentant les définitions puis en développant les notions de techniques de sonification et de sonification interactive.

Nous avons décrit les outils de production sonore utilisés, leur rôle ainsi que leur apport.

Nous avons présenté les méthodes de conception de ces outils, des exemples d'utilisation de biofeedback sonore illustrant les définitions précédentes et enfin nous avons présenté les effets du biofeedback.

La sonification est la mise en relation de données avec des signaux sonores non verbaux. Dans notre cas, les données représentent des dimensions physiques. La sonification qui se prête à notre démarche est de type « association de paramètres ». Elle consiste en

l'association d'informations du domaine des données avec des signaux du domaine sonore. Des fonctions d'association permettent de définir la liaison entre les deux domaines. De façon générale, le respect de la polarité entre les deux domaines est un gage de meilleure compréhension pour l'utilisateur. Néanmoins, il n'est pas anodin de tenir compte de sa façon d'interpréter la variation des données afin de mettre en place une polarité directe ou inverse.

Les sons purs, bien qu'étant les plus répandus dans les dispositifs de sonification, sont loin d'être ceux qui sont le mieux compris par les utilisateurs. L'aspect esthétique des sons est une caractéristique manifeste de l'acceptabilité de la part des utilisateurs. Dans la même veine, ils ont une capacité mobilisatrice face à la lassitude, voire un effet émotionnel positif dans le cas des thérapies. Ils ont aussi un effet sur la performance sportive ou sur la rééducation.

La dimension sonore la plus utilisée est la hauteur, les sons majoritairement utilisés étant les sons musicaux. Dans une phase de conception, leur mise en œuvre est la première chose à envisager. Il est recommandé de respecter la perception écologique pour la variation des sons. Dans tous les cas de figure, il est impératif d'évaluer une sonification quelle qu'elle soit auprès des utilisateurs.

Il est fortement recommandé de faire appel à un spécialiste pour la conception des sons, si cela est possible. L'utilisation d'outils de haut niveau est recommandée étant donné qu'elle permet de créer des sons beaucoup plus riches et donc susceptibles d'avoir un aspect esthétique plus ample. Les outils non propriétaires de création et de modification du matériau sonore préconisés sont SuperCollider, PureData ou MIDI. Les deux premiers, s'ils offrent une richesse de variations importante, sont complexes à mettre en œuvre et nécessitent un temps d'apprentissage certain. MIDI, plus accessible, plus facile à mettre en œuvre et produisant des sons d'instruments de très bonne qualité, se prête parfaitement à notre objectif.

Cette revue de littérature nous a aidés à nous situer dans le domaine de la sonification. Elle était aussi destinée à confirmer que l'exploration du type de sonification que nous avions envisagée de faire était appropriée. Ce projet est l'utilisation d'une mélodie sonore dans le contexte du biofeedback appliqué à la marche. A notre connaissance, cet aspect n'a pas été exploré. L'utilisation de sons musicaux variant de façon écologique est confirmée par notre revue de littérature.

Ce chapitre a commencé par le constat que les dispositifs de biofeedback étaient généralement conçus de façon ad hoc et qu'ils mettaient en avant les aspects médicaux et technologiques.

Conclusion

Tout au long de ces pages est apparu le fait que peu de systèmes sont conçus dans une optique de réutilisation et sont difficilement utilisables hors du contexte dans lequel ils ont été développés.

Différents points ont fait apparaître l'absence de méthodologie à tous les niveaux du processus de mise en œuvre de la sonification (Macdonald & Stockman, 2014), cela ayant pour conséquence des choix subjectifs parmi les techniques de génération de son disponibles, choix qui sont difficiles à justifier par la suite (Degara et al., 2015), ou même des choix faits sans justification (Macdonald & Stockman, 2014) .

Nous avons montré que le choix du matériau sonore est critique pour la conception de la sonification car il a un impact sur les associations entre les données et les sons et sur l'ensemble de la sonification.

En conséquence, nous proposons par la suite d'exploiter les remarques qui ont été recueillies, les carences qui sont apparues ainsi que les bonnes pratiques dans un cadre de définition commun qui soit centré sur l'utilisateur, tout en incluant les praticiens. Il vise à offrir une vision globale qui permette d'être applicable à tous les types de pathologies en considérant toutes étapes nécessaires à prendre en compte dans la conception de systèmes de biofeedback.

3 Contribution 1 : cadre de conception de systèmes de biofeedback centré utilisateur

3.1 Introduction

Sur certains points, le biofeedback est défini de façon précise par la communauté scientifique et par des associations³⁵. Ces dernières ont produit des documents ou manuels donnant des directives ou des recommandations³⁶ qui traitent de la relation avec le patient autour de l'ethnie, la culture, l'éthique, l'intimité. Des informations existent qui indiquent les composants électroniques à utiliser dans les dispositifs de biofeedback (Schwartz, Mark S., Andrasik, 1995).

Mais, à notre connaissance, aucun document ne fait la synthèse sur les critères à prendre en compte lors de la conception de systèmes de biofeedback, comment ils doivent être structurés, organisés. (Osman, Eid, & El Saddik, 2014) font la même constatation, il n'y a pas de modèle de référence qui ait été défini. Selon (Schwartz, Mark S., Andrasik, 1995), aucune vue conceptuelle, empirique ou pratique définitive n'existe.

Parfois, des composants présents dans certains systèmes sont absents dans d'autres. En effet, certains systèmes mettent en œuvre une connexion directe entre les capteurs et le retour fait à l'utilisateur (Mitchell Batavia et al., 2001). D'autres fournissent des fonctionnalités supplémentaires comme l'enregistrement de l'ensemble des données collectées. Ils peuvent aussi rejouer une séquence enregistrée en mettant l'accent sur des moments particuliers d'une séquence (Fitzgerald et al., 2007).

D'autres fois, la terminologie n'est pas la même pour désigner des choses identiques (Liu, Hu, & Rauterberg, 2009; Renaud, Albert, Chartier, Bonin, & Decour, 2006; Vuillerme et al., 2007).

Dans une étude récente (Ma, Wong, Lam, Wan, & Lee, 2016) examinent l'effet du biofeedback sur la performance de l'équilibre statique et dynamique de 2001 à 2015 à travers dix-sept essais cliniques. Leurs conclusions sont que la plupart de ces dispositifs sont efficaces mais qu'il est impossible d'en extraire une synthèse quantitative et une méta-analyse en raison de mesures de résultats hétérogènes. Cela est dû au fait que les études intègrent une variété de protocoles expérimentaux et des résultats différents pour évaluer l'efficacité des dispositifs. Il s'en suit une difficulté à définir une conception de dispositif optimale ainsi qu'à fournir des recommandations spécifiques.

Si la place du patient est au cœur des préoccupations des spécialistes, leur place en tant qu'utilisateur est peu considérée. Il n'est donc pas possible d'évaluer un système sur des critères d'IHM, par exemple de mesurer la performance par rapport au but, la satisfaction

³⁵ (« AAPB, the Association for Applied Psychophysiology and Biofeedback », 2014)

³⁶ Voir annexe **Erreur ! Source du renvoi introuvable.** page 232

par rapport au but ou l'ergonomie de l'IHM. Pourtant, tout système de biofeedback fournit intrinsèquement une information à percevoir. Accorder une place plus grande à l'utilisateur dans la conception des systèmes de biofeedback est donc inévitable pour faciliter leur utilisation et intégration dans la population.

Même si chaque solution développée produit des effets bénéfiques pour une pathologie précise (Vuillerme & Boigontier, 2009)(Kaye & Palmer, 2008), cette solution n'est pas réutilisable dans un autre cas de figure. D'autre part, Il est difficile de comparer les systèmes entre eux, pas seulement à cause de leur prix mais aussi car ils n'ont pas de métriques communs.

Le biofeedback est beaucoup plus qu'une connexion directe entre des capteurs en entrée et des effecteurs en sortie. Un cadre de conception de systèmes de biofeedback est nécessaire, il sera présenté dans la section 3.2 de façon générale et à partir des concepts que nous avons recensés jusqu'à maintenant. Par la suite, ses deux composants principaux seront décrits dans les sections suivantes.

3.2 Vue globale du cadre de conception

Notre cadre de conception doit permettre d'unifier l'ensemble des propositions déjà faites dans le domaine par la communauté scientifique. Il est important d'identifier tous les éléments intervenant dans la boucle de biofeedback, de les caractériser, de faire apparaître les manques dont ils souffrent et d'y apporter des réponses. L'ensemble des thèmes qui jalonnent la conception de ces systèmes est présenté ici, ils seront par la suite développés à travers les composants de notre cadre de conception.

La différence entre les signaux émis par les capteurs et les données qui seront traitées est importante à comprendre. Ainsi, un capteur tel qu'un accéléromètre fournit nativement des données d'accélération. Cependant, ces données peuvent être intégrées afin de connaître la vitesse et celle-ci peut aussi être intégrée pour obtenir une distance. Les données correspondent à des dimensions physiques. Un capteur peut donc être considéré comme une constante alors que les données qu'il produit sont un paramètre relatif à la dimension physique sur la base de laquelle la conception de notre système sera réalisée.

Le contexte d'utilisation a une incidence sur la conception d'un dispositif. Selon ce contexte, le spécialiste de la pathologie sera présent ou pas. Dans un contexte médical ou de laboratoire, il aura une interaction avec l'utilisateur. Dans un contexte de formation, le spécialiste aura une interaction avec un élève. Le patient pourra être présent à des fins uniquement d'illustration. Le patient peut même être présent seulement par le biais d'enregistrements de ses performances. Dans un contexte domestique, le patient utilisera

un dispositif portable et n'aura aucune interaction directe avec le praticien. Ces interactions et ces considérations périphériques influencent la constitution de la boucle de biofeedback et donc la conception du système.

Tout système de biofeedback repose sur une logique minimale ou sur un modèle plus conséquent pour définir son comportement. Des traitements de données seront nécessaires, ils pourront être de bas niveau comme du filtrage de données par exemple. Ils pourront être de plus haut niveau comme des systèmes de prise de décision produisant une information ponctuelle si un seuil est atteint ou produisant une information répétitive chaque fois qu'une certaine distance est parcourue.

Selon le nombre de capteurs il est possible qu'une fusion soit nécessaire. La fusion de capteurs permet la prise de décision relative à des données de dimensions différentes. Par exemple, afin de détecter la paroi interne de l'œsophage, (Solaiman, Debon, Pipelier, Cauvin, & Roux, 1999) fusionnent des données issues d'un système d'imagerie à ultrasons avec des données issues d'une base de connaissances. Ces connaissances a priori vont permettre de détecter la présence de tissus cancéreux à travers l'application de probabilités. Ces tissus en effet perturbent les ondes ultrasonores. La fusion de ces deux types de données hétérogènes permet de localiser précisément la paroi de l'œsophage.

La notion de rendu est à considérer : il s'agit du type de retour qui est effectué par le dispositif. Il ne s'agit pas seulement du retour d'information vers l'utilisateur mais aussi les informations destinées au praticien. Ainsi, ce rendu dépend du contexte d'utilisation mais aussi du destinataire du message.

La prise en compte de l'utilisateur est aussi importante. La généralisation du patient au concept d'utilisateur éclaire différemment sa participation. De sujet passif, il peut devenir un des acteurs de la conception d'un système étant donné qu'il a aussi des attentes et des objectifs ainsi que des capacités qu'il importe de prendre en compte.

L'évaluation des systèmes sera traitée enfin. Les systèmes peuvent être évalués en termes de précision ou de temps de réaction, cependant l'évaluation de la réceptivité du rendu sur les utilisateurs comme la progression de leur rééducation sont des concepts à ne pas négliger non plus.

Nous proposons donc dans ce chapitre un cadre de conception de systèmes de biofeedback en intégrant un point de vue centré utilisateur. Son but est de réconcilier les aspects technologiques, médicaux et utilisateurs dans un cadre support à la description systématique et structurée d'un système de biofeedback. Une telle description aura à terme un intérêt pour faciliter la compréhension d'un système, faciliter la comparaison entre plusieurs systèmes et ainsi favoriser la capitalisation des développements dans le domaine du biofeedback. Implicitement, ce cadre révélera différents leviers pertinents sur lesquels

Vue globale du cadre de conception

peser en phase de conception. Le concepteur d'un système de biofeedback aura tout intérêt à comprendre ces aspects et leur incidence afin de pouvoir les mettre en œuvre dès les premières phases d'analyse.

Le cadre de conception proposé est basé sur une synthèse de l'état de l'art et constitue notre première contribution. D'un point de vue général, les éléments essentiels sont la présence des acteurs³⁷, le patient et le praticien dans un même schéma ainsi que leur boucle d'interaction avec le système. L'ensemble des blocs alignés horizontalement sur la ligne centrale représente tous les composants du système. Cette ligne se décompose elle-même en deux groupes. Le premier groupe **-la chaîne d'influence-** aborde les éléments qui influencent le système de biofeedback mais dont l'importance est cependant primordiale. Le

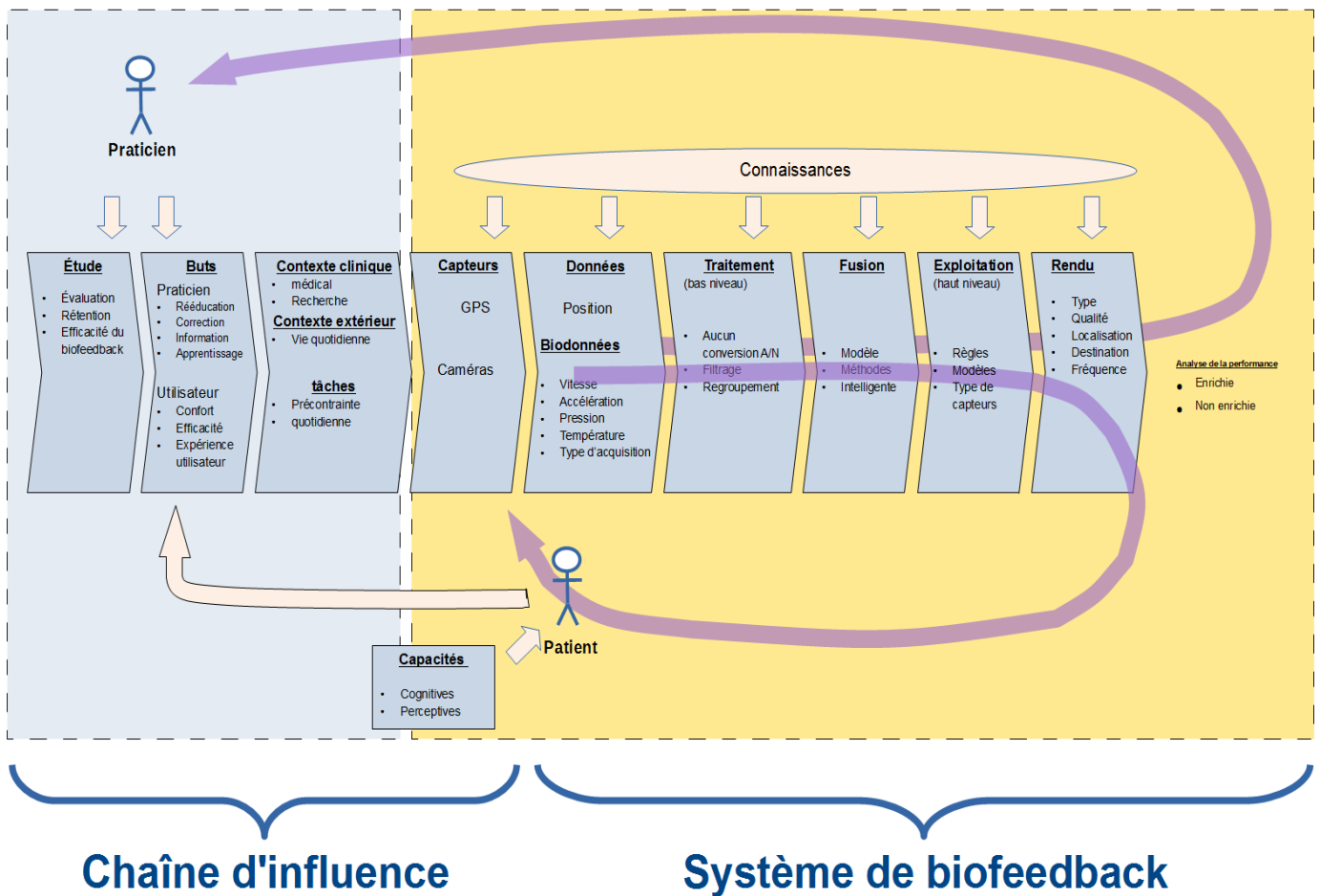


Figure 23 : Le cadre de conception de dispositifs de biofeedback avec la chaîne d'influence et la boucle de biofeedback

³⁷ Les deux rôles principaux sont le patient et le praticien. Cependant, l'un et l'autre sont aussi des utilisateurs de leur système correspondant. A ce titre ils seront, si nécessaires, mentionnés en tant qu'utilisateur.

En partant du plus général, c'est-à-dire les acteurs impliqués, nous parcourons la **chaîne d'influence** puis la **boucle de biofeedback** elle-même.

La section 3.2 détaille le contenu de la partie constituant la **chaîne d'influence** : dans cette section, chaque élément est abstrait et prend corps dans l'influence qu'il exerce sur tous les éléments du système de biofeedback lui-même.

La section 3.3 décrit les composants de la **boucle de biofeedback** elle-même en commençant par les informations physiologiques captées sur l'utilisateur jusqu'au rendu final à destination de ce même utilisateur.

Chacune de ces deux parties sera présentée dans sa globalité en début des sections respectives, ensuite chacune des étapes les constituant sera présentée au préalable de la description de ses constituants particuliers, voir Figure 24.

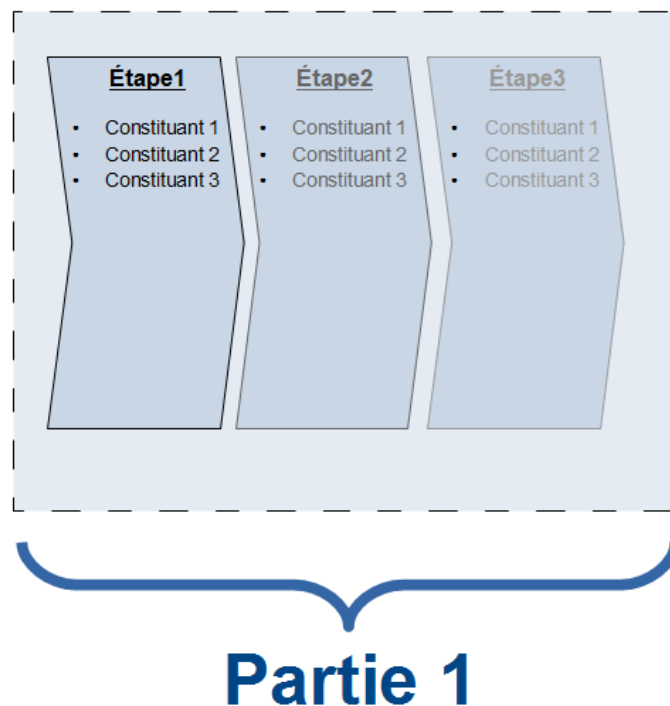


Figure 24 : processus de présentation des composants : la partie 1 est présentée dans sa globalité puis l'étape 1 de façon générale suivie par la description de chacun de ses constituants

3.3 La chaine d'influence

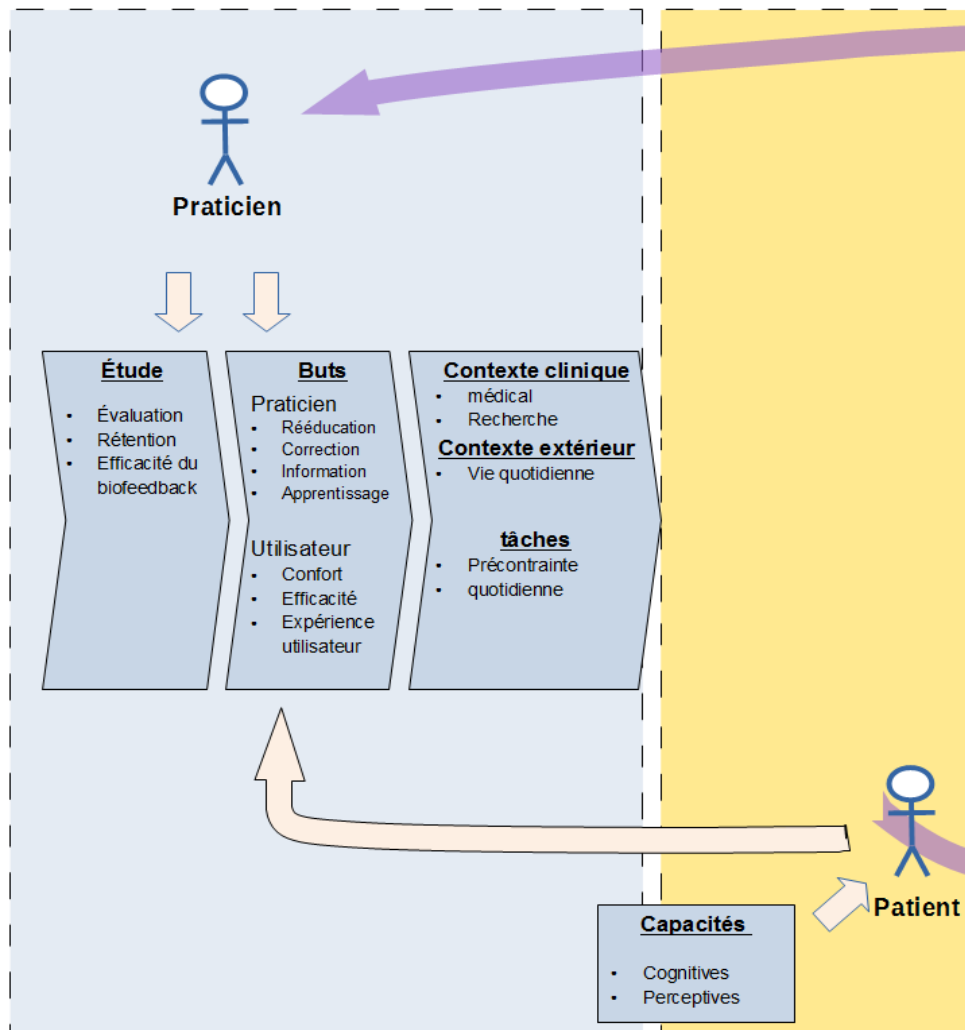


Figure 25 : la chaine d'influence

Le biofeedback est traditionnellement limité aux composants principaux (cf. section 3.4) Nous l'étendons au-delà de l'utilisation seule par le patient pour mettre en avant le rôle du praticien qui est bien plus essentiel qu'il n'y paraît. Cette inclusion permet de formaliser de nouveaux concepts qui émergent suite à cette prise en compte. Ces concepts font apparaître d'autre part que l'utilisateur a lui aussi un rôle dans cette chaîne d'influence.

La conception d'un système au sens général est la formalisation d'idées qui reposent sur un corpus d'informations propres à une discipline : sur des normes, des cadres, une méthodologie et des bonnes pratiques.

De notre point de vue, le praticien est impliqué dans la conception du dispositif, il connaît les dimensions physiques à mesurer, il a aussi une connaissance étendue de la pathologie. A ce titre, il sait interpréter les données. Il est le garant de la rééducation. Il peut évaluer la nécessité d'apporter des corrections au dispositif pour une meilleure compréhension de l'utilisateur ou le conseiller dans son utilisation du dispositif.

Le parti pris de le considérer comme faisant partie de la boucle de biofeedback exprime le fait qu'il influence la conception des dispositifs dès les premières phases. En effet, des données supplémentaires peuvent être prises en compte que lui seul saura interpréter même si elles ne seront pas utilisées par le patient.

D'autre part, nous considérons que le fait de concevoir en parallèle le dispositif pour l'utilisateur et des outils pour le praticien pourra permettre aux nouveaux praticiens de se former à ces nouvelles techniques, d'apprendre à les maîtriser et comprendre leur utilité.

Enfin, des études mettent en avant les avantages apportés par le fait de permettre au patient d'utiliser un dispositif malgré l'absence du praticien tout en donnant à ce dernier la possibilité d'accéder aux données de façon quotidienne (Jovanov, Milenkovic, Otto, & de Groen, 2005)(Huang, Wolf, & He, 2006) (Rodrigues, Pereira, & Neves, 2011). Il est donc manifeste que le praticien doit participer à la conception du dispositif de biofeedback en collaboration avec les spécialistes d'autres domaines.

(Huang, Wolf, et al., 2006) considèrent qu'il est nécessaire de réaliser une conception qui prenne en compte les faiblesses et les potentiels de l'utilisateur auquel le système est destiné. Ces variables doivent être prises en compte lors de la conception de feedback pour faciliter le contrôle des membres.

Une conception par composants spécialisés permet d'éviter qu'une modification n'impacte pas l'ensemble de la chaîne : un type de capteur peut changer, un nouvel algorithme peut être nécessaire.

La conception fait augmenter la connaissance sur les solutions adaptées à certains cas de figure. Enfin, elle participe à l'apparition de bonnes pratiques éprouvées dans la mise en œuvre de systèmes de biofeedback.

Cette chaîne d'influence est un ensemble de leviers qui interviennent dans la conception : étude, buts, contexte et tâches. Nous les détaillons dans les sections suivantes.

3.3.1 Étude

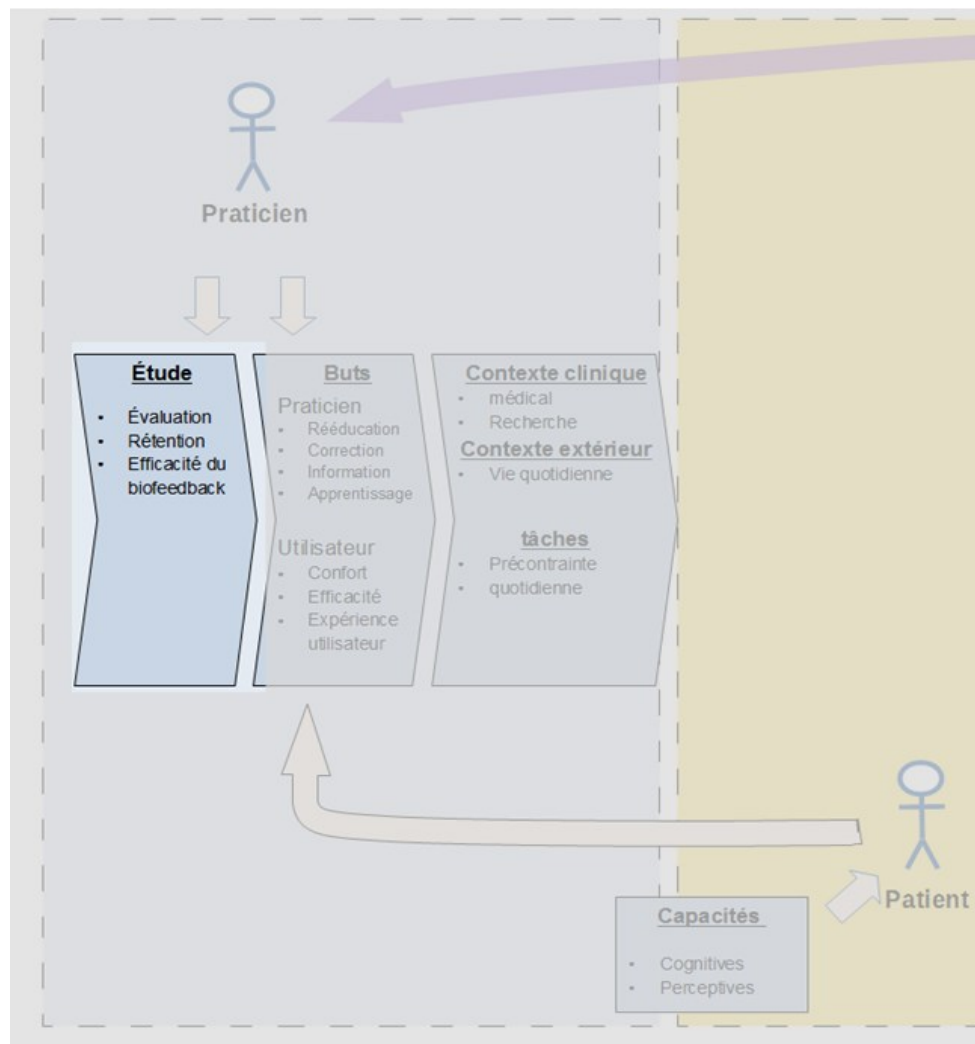


Figure 26 : l'étape "étude" dans la chaine d'influence

Cette première étape de la chaîne d'influence traite des aspects du biofeedback au niveau conceptuel, c'est-à-dire, de la définition de métriques qui permettront d'évaluer l'efficacité de ces systèmes individuellement, dans leurs résultats immédiats mais aussi dans l'aspect rétention. Cette étape sera idéalement suivie par la possibilité de comparer les systèmes entre eux. Il s'agit de la démarche qui se consacre à l'étude du biofeedback, à sa compréhension et son amélioration.

Évaluation

(Huang, Wolf, et al., 2006) considèrent qu'au vu de nombreuses références, les bénéfices apportés par le biofeedback sont mitigés, parfois suite à des critères d'évaluation contradictoires et parfois parce que les résultats ne démontrent pas que la thérapie conduit à la récupération significative de la fonction motrice. Ils mettent l'accent sur la nécessité de

définir de meilleurs protocoles d'expérimentation pour évaluer l'efficacité des thérapies de biofeedback. Il n'est pas possible de réaliser des tests uniformisés, cependant, le recours systématique à des groupes contrôle est une bonne pratique. Différencier les bénéfices apportés par l'apprentissage moteur d'une part et le biofeedback de l'autre en est une autre.

Efficacité

C'est le critère principal qui est l'objet de l'évaluation mentionnée au paragraphe précédent. Il tombe bien entendu sous le sens d'évaluer les bénéfices produits par un dispositif de biofeedback, cependant cette efficacité a une portée différente selon qu'elle se limite à ces bénéfices seuls ou qu'elle vienne enrichir une base de connaissance répondant à des critères normalisés. Parmi ces critères se trouvent les bénéfices moteurs directs mais aussi des bénéfices indirects d'ordre psychologique. Ces derniers concernent l'amélioration de la confiance en eux des utilisateurs ou encore le rapport entre les efforts accomplis et leur pénibilité face aux bénéfices obtenus par les patients. Le critère décrit dans le paragraphe suivant est aussi un critère d'efficacité, quant à lui, il se situe à cheval sur des bénéfices qui peuvent être considérés comme faisant partie des bénéfices physiques ou psychologiques.

Rétention

L'utilisation des dispositifs de biofeedback peut amener de la dépendance envers le système. Un système sera d'autant meilleur qu'il permet une meilleure rétention, c'est-à-dire pas ou peu de dépendance accompagnant la rééducation. Les améliorations sont liées au biofeedback mais aussi à l'effet placebo et enfin à l'apprentissage moteur induit par la répétition. Il est très important que ces facteurs puissent être pris en compte et évalués (Dozza, Chiari, Peterka, Wall, & Horak, 2011b) (Moore, S and Woollacott, 1993) (Wolf, 1983).

Le développement d'un cadre commun autour de ces premières constatations faites par les spécialistes du domaine constitue un point de départ dans la création d'un modèle unifié.

L'étape suivante traite de la prise en compte des buts qui doivent intervenir dans la chaîne d'influence.

3.3.2 Buts

Cette deuxième étape de la chaine d'influence identifie les buts du praticien et les buts du patient. S'ils sont complémentaires et tournés vers le même objectif final, ils n'ont cependant pas toujours la même portée et il n'est pas inutile qu'ils soient formalisés par une partie comme par l'autre.

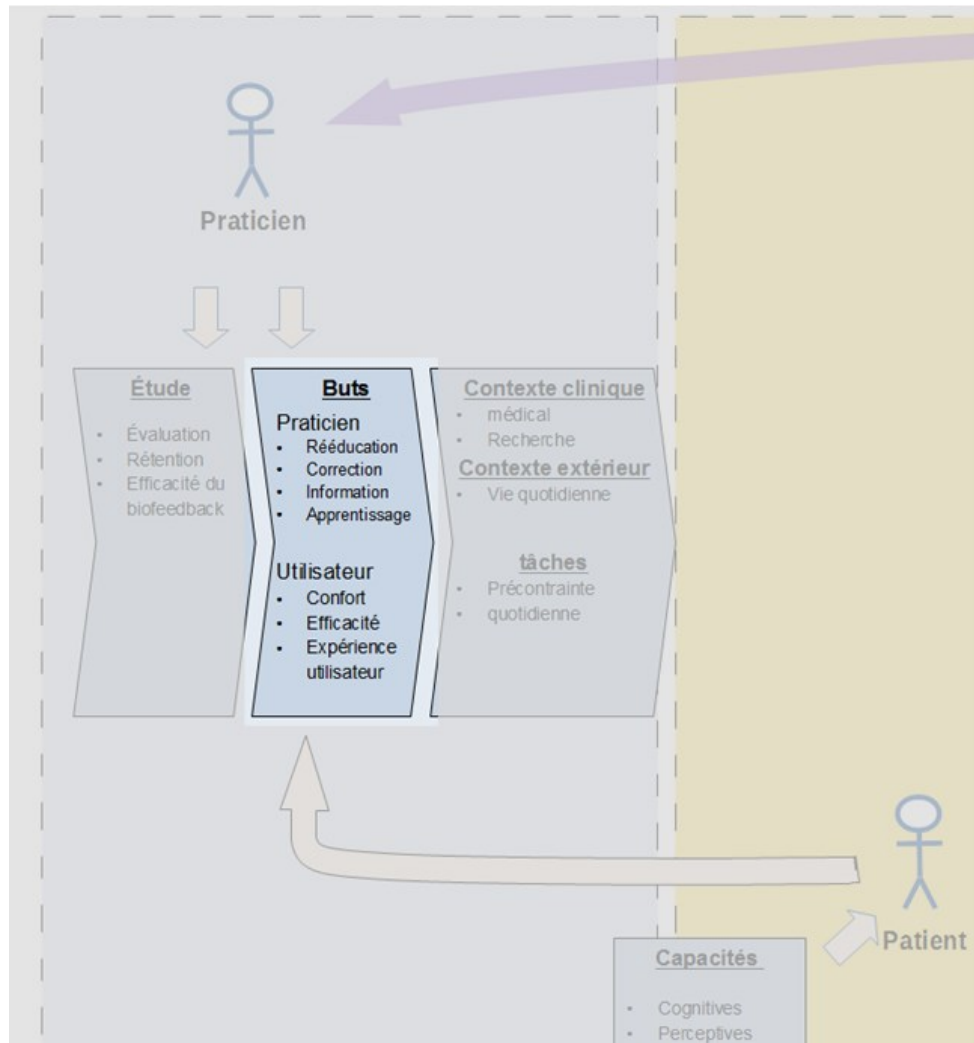


Figure 27 : l'étape "buts" dans la chaîne d'influence

3.3.2.1 Buts du praticien

Les buts du praticien sont essentiellement cliniques mais, s'ils sont tous tournés vers l'amélioration de l'état de santé du patient, c'est de façon plus ou moins directe. Ils sont décrits dans cet ordre ci-dessous.

La rééducation est le but le plus important pour le praticien, elle est le résultat de l'ensemble du travail réalisé par le patient.

La correction est l'ensemble des commentaires que fait le praticien pour améliorer l'acquisition de nouveaux gestes chez le patient. Le praticien peut se baser uniquement sur son expertise et son observation pour faire cela, cependant nous pensons que les systèmes actuels et à venir sont en mesure d'indiquer des informations que le praticien ne peut détecter car elles sont trop fines.

L'information : le praticien a besoin de consulter ses consoles pour contrôler l'état du patient, connaître sa marge de progression, consulter l'ensemble des courbes qui peuvent correspondre à l'activité à peine terminée ou à des statistiques sur les mois précédents. Ces informations ne sont rien d'autre qu'une vue différente des retours qui ont été adressés au patient.

L'apprentissage : il se base sur l'information citée précédemment, la différence étant qu'elle sert ici à la formation de nouveaux praticiens afin qu'ils apprennent à se former à l'interprétation des courbes et la manipulation des données.

3.3.2.2 Buts du patient

Les buts du patient sont plus liés à l'usage du système :

Le confort : il cherche à être soulagé voire guéri de sa pathologie dans le meilleur des cas et gagner au moins en confort dans sa vie quotidienne.

L'efficacité : le deuxième objectif est regagner de l'efficacité dans ses mouvements, que ce soit la marche ou le fait d'attraper un objet. Cela signifie un gain en vitesse mais aussi en énergie car ses mouvements seront produits avec moins d'efforts (Huang, Wolf, et al., 2006).

L'expérience utilisateur : les utilisateurs de dispositifs numériques modernes se voient proposer une *expérience utilisateur* « ultime »³⁸. Cependant, en tant que patients ils se voient imposer tout type de systèmes qu'ils ne sauraient refuser s'ils tiennent vraiment à guérir.

Nous pensons donc que le troisième but du patient est de bénéficier du meilleur type de feedback possible, c'est-à-dire d'un outil qui soit non seulement efficace mais aussi efficient. En conséquence les systèmes de biofeedback ont à gagner d'une forte capacité à être configurables aux goûts et capacités de l'utilisateur.

³⁸ Concernant l'expérience utilisateur, une recherche rapide sur trois sites commerciaux donne les qualificatifs positifs suivants : Samsung : premium, avancée, vraiment unique, plus conviviale, haut de gamme. Apple : exceptionnelle, qui vous convient, optimale, cohérente, tactile. Microsoft : rapide, fluide, personnalisée, unique, simple

Ce n'est pas la finalité d'un système de biofeedback mais c'est un moyen. Plus le dispositif utilisé sera efficient, plus il sera capable de mobiliser, d'encourager les efforts du patient et plus celui-ci s'investira dans les tâches à accomplir.

D'autre part, si certains se sont intéressés à mesurer la douleur des souffrants dans un contexte hospitalier, ne devrait-on pas s'intéresser à la satisfaction des utilisateurs de systèmes de biofeedback ? Des commentaires informels apparaissent (M Batavia et al., 2001; Matsubara et al., 2015) sur les retours positifs des utilisateurs mais des questionnaires SUS³⁹ ou sondages pourraient systématiquement être réalisés incluant par exemple :

- La facilité d'utilisation
- L'effort à fournir
- La comparaison entre les efforts et les résultats obtenus
- Les résultats obtenus par rapport à ceux escomptés
- La prise en main du dispositif, sa facilité de maîtrise

Il s'agit donc de mener des études centrées utilisateur complémentaires aux études menées dans la première phase et qui sont centrées sur les pathologies médicales.

En conclusion, le praticien et le patient poursuivent un objectif commun et principal qui est l'amélioration de l'état de santé du patient. L'atteinte de cet objectif peut être améliorée par la prise en compte du patient en tant qu'utilisateur. L'implication des utilisateurs de ces deux types dans le processus de conception ne peut donc être que profitable.

Le praticien de son côté a tout à gagner à différents niveaux si le dispositif n'est pas seulement conçu autour de l'objectif principal qui est l'amélioration de l'état de santé du patient. En tant qu'utilisateur, il peut profiter d'informations supplémentaires sur le patient, que ce soit ponctuellement ou sur du moyen terme. L'aspect de la formation est aussi un plus.

Ces considérations trouvent leur terrain d'application dans le type de contexte défini et prennent leur sens dans le type de tâches à accomplir, thèmes que nous abordons en suivant.

³⁹ System usability scale, le système de mesure d'utilisabilité est un test simple permettant d'avoir une vision globale sur des évaluations subjectives (Brooke, 1986)

3.3.3 Contexte et tâches

Cette troisième étape de la chaîne d'influence traite principalement du lieu géographique où sera réalisé le biofeedback et le type de tâches qui seront exécutées.

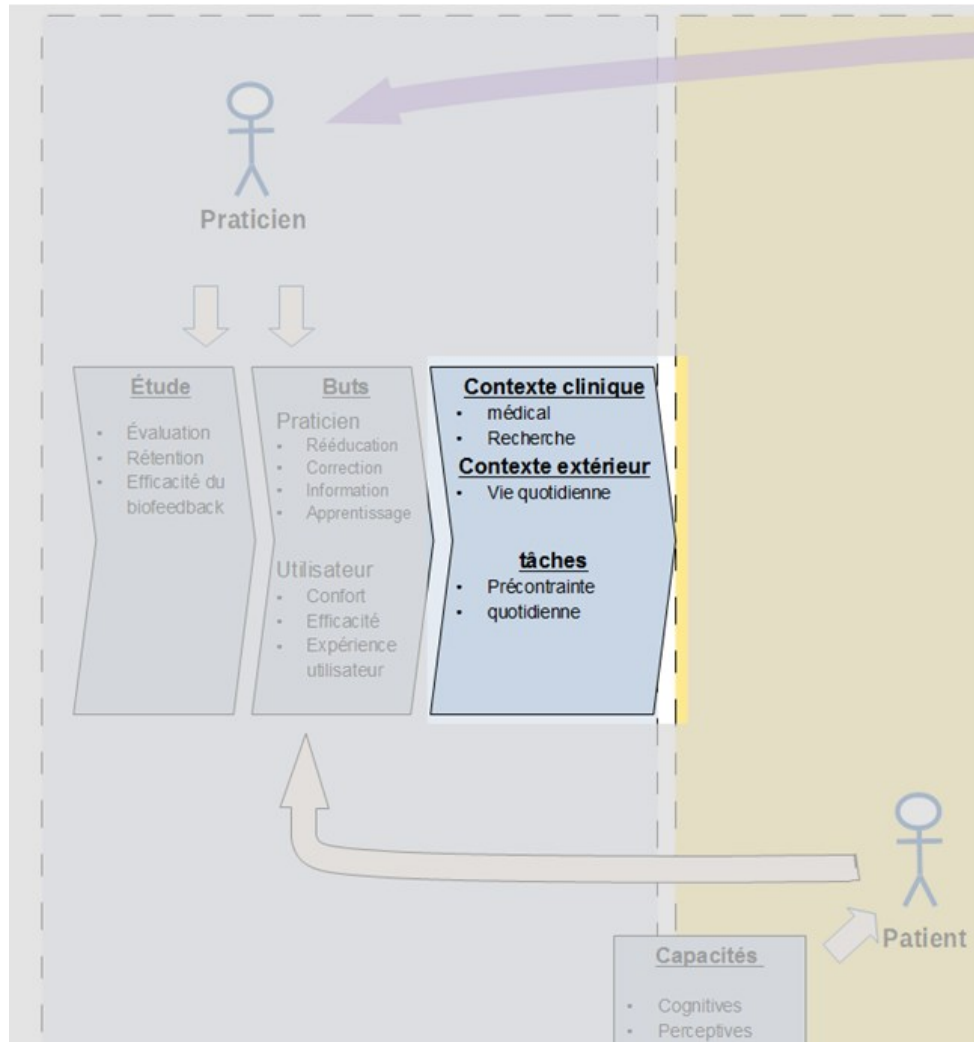


Figure 28 l'étape "contexte et tâches" dans la chaîne d'influence

Contexte

Dans un laboratoire ou en séance chez un praticien, un retour visuel peut être projeté sur un mur sans que cela ne pose de problème (Descatoire & Moretto, 2008). De la même façon un retour audio peut être diffusé dans une pièce sans utiliser de casque, parce que l'environnement n'est pas bruité. Ces deux situations ne sont pas viables si l'utilisateur se trouve dans des lieux publics, que ce soit en intérieur ou en extérieur. Le contexte d'utilisation a une incidence importante sur le type de matériel utilisé.

Dans un laboratoire, le matériel à disposition est extrêmement précis et rapide et le praticien est présent pour aider le patient à utiliser ce matériel. Par contre, ce même praticien est disponible peu de temps, le temps d'un rendez-vous. Le matériel à son tour

peut ne pas être disponible. Ces contraintes ont un impact sur l'horaire des rendez-vous et la durée de ceux-ci.

Hors laboratoire, l'utilisation d'un dispositif a l'avantage de compléter l'utilisation du BF avec le praticien, cela augmente donc l'efficacité du BF et permet une rééducation plus rapide (Petrofsky, 2001a). Par contre, le praticien n'est pas accessible. Il peut y avoir des problèmes de configuration du matériel si celui-ci est sensible. Enfin, Le matériel est moins précis, moins rapide, il fournit des capacités de traitement moins élevées et son autonomie a une incidence directe sur le temps d'utilisation.

Nous définissons deux contextes. Le premier est le contexte clinique qui correspond à des séances de rééducation en présence d'un praticien. Il est composé de deux sous-contextes : l'un se référant au cadre médical, cabinet ou hôpital et l'autre au cadre de recherche expérimentale. Le deuxième contexte est le contexte quotidien, il englobe tout ce qui est hors du contexte médical.

Tâches

Les tâches sont définies comme les activités que doit réaliser le patient sur les recommandations du praticien. Elles se caractérisent par leur durée et par leur nombre et par des critères spécifiques qui sont eux relatifs aux pathologies.

Dans un contexte clinique de recherche, la majorité des tâches sont précontraintes. Elles sont fortement cadrées afin d'éviter le maximum de biais possibles dans les variables à mesurer. Elles ont une durée limitée. Si le patient est totalement focalisé sur la tâche à accomplir, le praticien lui, est aussi focalisé sur le comportement du dispositif qu'il est en train d'évaluer.

Dans un contexte clinique médical, Le praticien et le patient sont focalisés sur la tâche à accomplir. C'est une enceinte privilégiée où tout est dirigé vers l'objectif commun.

Dans le contexte quotidien, le praticien est absent. Les tâches sont intégrées aux activités quotidiennes et l'attention du patient est tournée principalement vers celles-ci. Le dispositif doit être efficace sans être invasif.

En conclusion, il ressort que :

- Les capacités d'attention du patient sont différentes selon le contexte
- La durée des tâches est différente selon le contexte
- Le type de tâche, selon le contexte, va de fortement contraint (durée déterminée et respect d'un protocole précis) à faiblement contraint (durée indéterminée, sans protocole)

- Le matériel de mesure peut être beaucoup plus précis et rapide en contexte médical ou de recherche qu'en contexte quotidien
- L'utilisation multi contexte donne de meilleurs résultats que l'utilisation seulement en présence du praticien
- Il existe une littérature prouvant l'assertion précédente⁴⁰, mais aucune fournissant de données détaillées sur l'utilisation en contexte quotidien

Sur la base de ces constatations il est possible de faire l'affirmation suivante : une rééducation qui serait basée sur l'utilisation des deux contextes produirait les meilleurs résultats. Elle se baserait sur deux types de dispositifs différents : l'un très précis et demandant une attention importante pendant une courte période, l'autre demandant une attention moindre mais pendant une période dont la durée pourrait être beaucoup plus longue. Le dispositif éviterait cependant d'entraver les activités quotidiennes.

Pour une compréhension de ce phénomène, il serait nécessaire de mesurer le nombre d'utilisations dans le contexte quotidien, leur durée ainsi que le comportement de l'utilisateur face aux feedback du dispositif. Ces mesures fourniraient des métriques indiquant s'il y a une durée d'utilisation optimale, un nombre d'utilisations optimal ou des moments de la journée meilleurs que d'autres.

⁴⁰ Celle-ci est faible cependant

3.3.4 Capacités de l'utilisateur

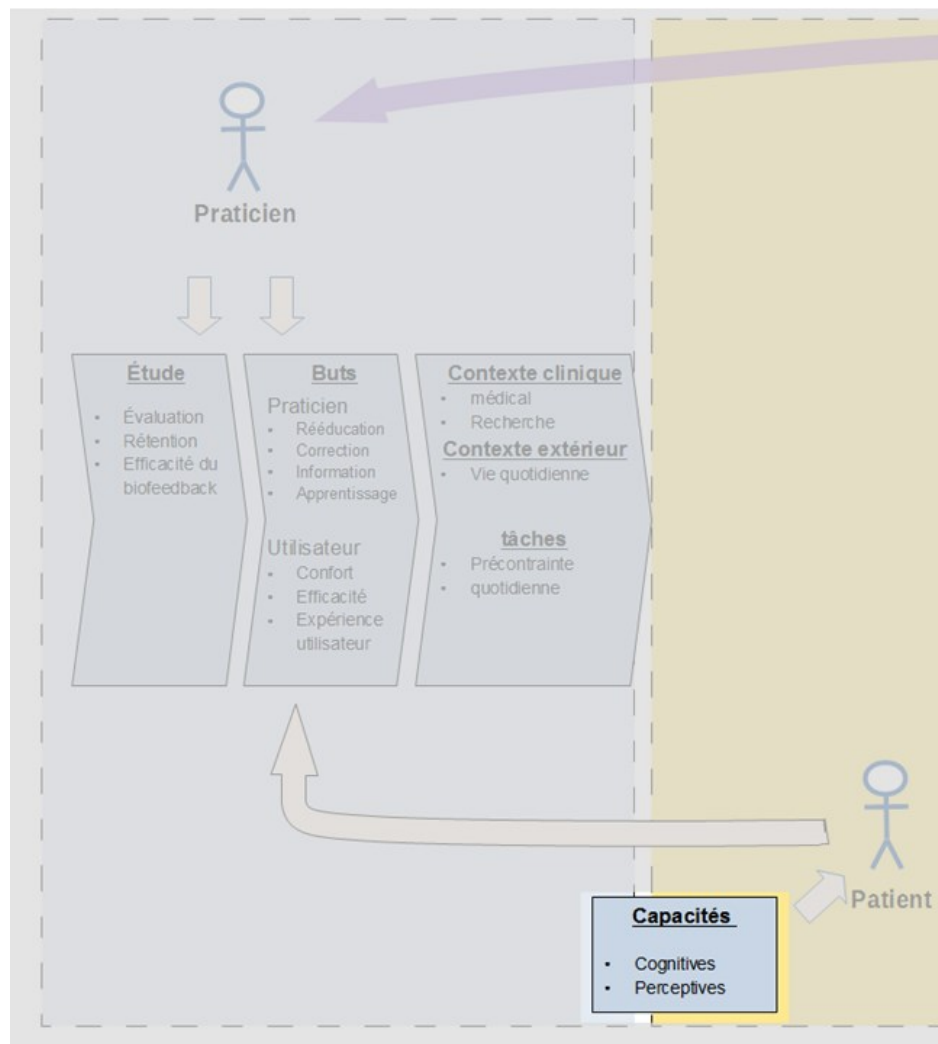


Figure 29 l'étape "capacités de l'utilisateur" dans la chaine d'influence

La dernière étape de cette chaîne d'influence décrit les capacités de l'utilisateur. S'il paraît évident que la modalité utilisée doit correspondre à un sens qui soit fonctionnel chez l'utilisateur, il y a des cas moins triviaux. Par exemple, l'utilisation de multiples indices superposés au retour principal doit tenir compte des capacités de l'utilisateur, notamment dans la réhabilitation neuro-motrice où la cognition et la perception peuvent être affaiblies. Dans ce cas-là comment éviter la surcharge d'informations qui est produite par une charge cognitive trop élevée ? En effet, ce phénomène produit des cas de cécité d'inattention (Most, 2010), ce qui va à l'opposé de l'objectif fixé. Dans cette situation entre autres, le recours à la fusion de données est une des réponses. Elle permet au système de se comporter en tenant compte de multiples entrées tout en ne diffusant qu'une synthèse de celles-ci (Huang, Wolf, et al., 2006) .

La prise en compte des capacités de l'utilisateur est un levier primordial ; il faudra veiller à considérer ce thème d'autant plus que le nombre de modalités est important. Le recours à des évaluations auprès d'utilisateurs semble plus que nécessaire.

La partie traitant de la chaîne d'influence se termine ici. Elle formalise ce qui jusqu'à présent n'était pas mentionné de façon explicite mais agissait positivement ou négativement de façon implicite sur les utilisateurs et les résultats de la rééducation par le biais du biofeedback.

En explicitant les étapes servant à l'étude des systèmes, aux buts des praticiens et des utilisateurs, au(x) contexte(s) d'utilisation, au type de tâches et enfin aux capacités des utilisateurs, nous faisons une contribution significative dans ce qui a trait non pas au dispositif de biofeedback en tant que tel mais à sa conception et par voie de conséquence aux résultats finals.

Si cette chaîne d'influence est sous-estimée, il est manifeste que la boucle de biofeedback qui va être présentée en suivant perd énormément de sa substance.

3.4 Composants principaux de la boucle de biofeedback

Remarque préliminaire : Notre démarche fait abstraction de la couche reliant les capteurs au système qui les traite. Cette liaison a longtemps été filaire et tend aujourd'hui à être remplacée par des liaisons sans fil grâce à la démocratisation de Bluetooth et Wi-Fi principalement. Dans un cas comme dans l'autre ce sont des considérations d'ordre technologique et non conceptuel qui est le thème qui nous importe.

Si la non prise en compte de la chaîne d'influence qui vient d'être présentée dans la section précédente entraîne des manques au niveau de la conception, l'oubli ou la méconnaissance de certaines parties de la chaîne de biofeedback entraîne des difficultés d'un autre ordre. Ces difficultés se situent dans la complexité de l'implémentation, dans les possibilités d'évolution, dans l'impossibilité de modifier une partie sans avoir à repenser tout l'ensemble bref, dans des complications liées à la méconnaissance de la place et du rôle de chaque composant.

Cette section détaille et illustre les composants principaux qui ont émergé des différents brainstormings que nous avons réalisés auxquels nous avons intégré les notions trouvées dans la littérature.

Nous avons fait en sorte de formaliser cette étape au fur et à mesure que notre solution se mettait en place, en synthétisant la littérature et en essayant d'améliorer ou de redéfinir ce qui, de notre point de vue, semblait ne pas convenir ou ne s'adaptait pas à une généralisation. Elle détaille les points qui nous ont marqués et ceux qui réapparaissent régulièrement. Elle traite aussi de ceux qui, parfois, étaient présentés comme devant figurer dans un futur guide de mise en place de système de biofeedback. C'est une première synthèse des étapes à prendre en compte dans la conception d'un système. C'est aussi un ensemble de définitions tentant de concilier les différentes dénominations rencontrées.

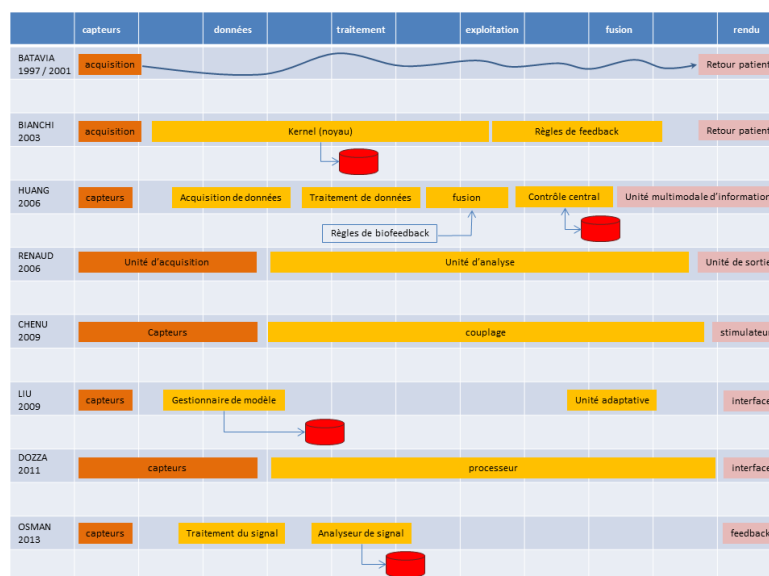


Figure 30 : répartition des composants d'architecture recensés

Contribution 1 : cadre de conception de systèmes de biofeedback centré utilisateur

La Figure 30 est organisée de la façon suivante : sur les lignes se trouvent les configurations proposées par leurs auteurs respectifs, les composants mentionnés et la terminologie qu'ils ont employée. Les colonnes correspondent aux concepts principaux qui se sont dégagés et que nous avons renommés pour qu'ils répondent au plus près à la fonction qu'ils occupent.

Notre contribution repose sur différentes actions menées premièrement de façon intra-modèle puis de façon extra-modèle.

Pour l'étude intra-modèle, il s'est agi de raisonner sur un modèle dans son ensemble et de nous approprier chaque composant, afin de le comprendre dans le sens défini par ses auteurs. Il a été nécessaire aussi de les situer quant à leurs tenants et leurs aboutissants.

Pour l'étude extra-modèle, il s'est agi de comparer les modèles entre eux, en faisant en sorte de les positionner les uns par rapport aux autres. Il a été aussi nécessaire de les scinder en prenant soin de ne pas les priver de certaines fonctionnalités pendant cette opération.

Les concepts que nous avons homogénéisés et organisés sont commentés dans les sections suivantes en incluant les remarques bibliographiques particulières qui ont étayé notre réflexion. Cela a mené à la Figure 31 qui présente les composants principaux de la boucle de biofeedback.

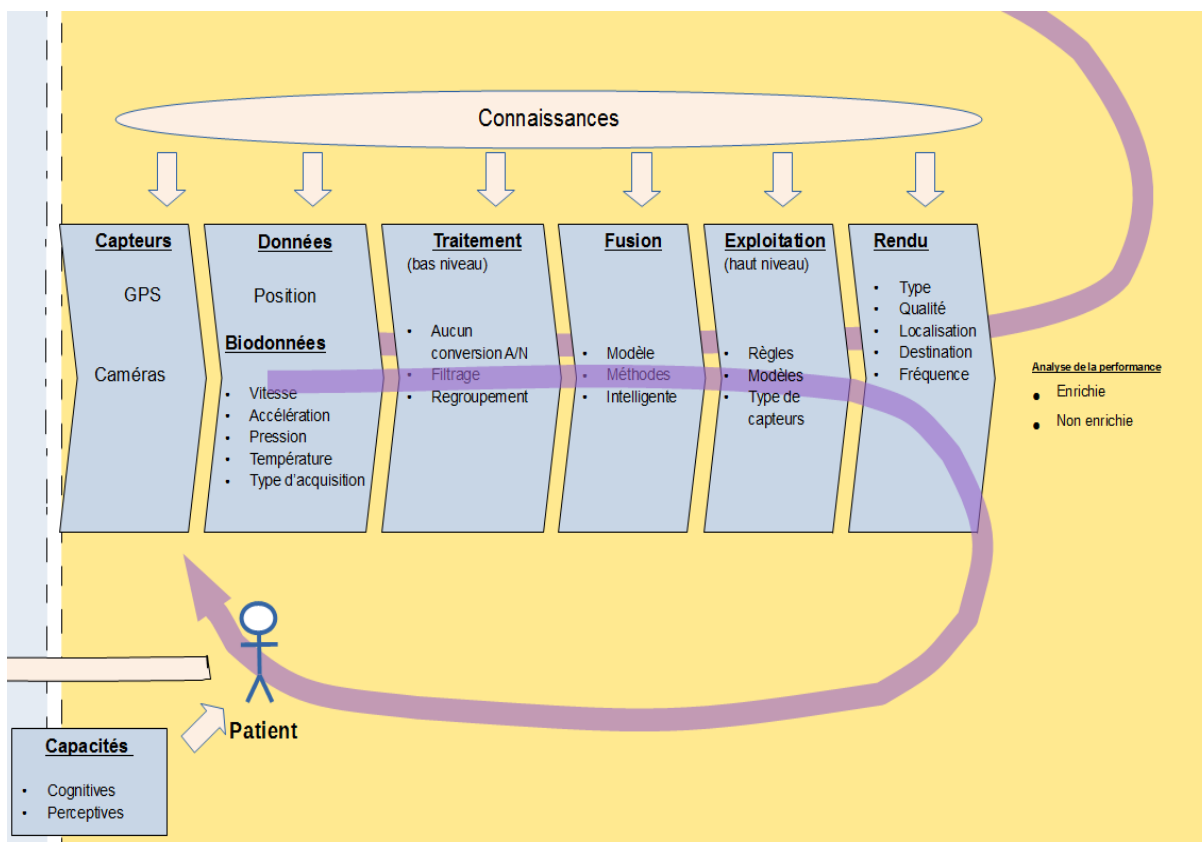


Figure 31 vue générale de la boucle de biofeedback

3.4.1 Capteurs

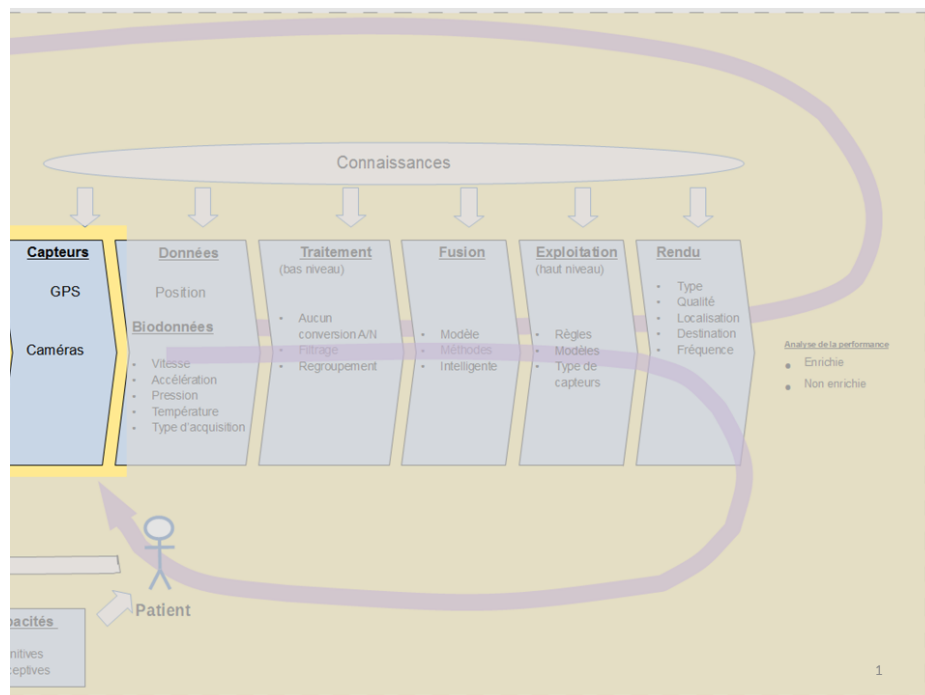


Figure 32 l'étape "capteurs" dans la boucle de biofeedback

Selon (Chenu, 2009) et (Dozza, Chiari, Peterka, Wall, & Horak, 2011c), un dispositif de biofeedback doit se composer de trois parties : 1) les capteurs qui font l'acquisition des données biologiques en entrée pour les restituer, 2) les stimulateurs ou l'interface en sortie, 3) le système de couplage ou processeur, qui fait la liaison entre les deux éléments précédents, en convertissant les entrées en information compréhensible par l'utilisateur.

Si cette affirmation n'est pas fausse, nous considérons qu'elle est incomplète par son manque de précision. En effet, la boucle de biofeedback commence au niveau des capteurs. Nous estimons qu'il est nécessaire de différencier les capteurs des données qu'ils produisent. Les capteurs transforment des informations physiologiques ou liées au mouvement en signaux électroniques (Huang, Wolf, et al., 2006), mais ces signaux ne sont pas les données elles-mêmes.

Les données sont produites par les capteurs et ont leur existence propre au-delà, dès qu'elles sont enregistrées sur un support de stockage. Par exemple, dans une situation de rejeu⁴¹ il n'y a plus de capteurs mais le dispositif de biofeedback peut réagir par rapport aux données enregistrées.

⁴¹ Pour un groupe musical qui serait enregistré pendant sa prestation, le rejeu correspondrait à réécouter la musique enregistrée, il pourrait inclure de plus la vidéo d'ensemble du public plus celle de spectateurs particuliers.

Un capteur tel qu'un accéléromètre produit un signal correspondant à une accélération. Mais rien ne nous interdit d'intégrer cette information afin de raisonner en termes de vitesse : ici encore nous nous situons bien au niveau des données.

Enfin, le fait de soumettre un capteur à une stimulation constante produit un signal donné. Le fait de soumettre des capteurs supplémentaires à une stimulation de même amplitude ne produit pas un changement au niveau du capteur initial. En effet, le signal qu'il produit n'a pas changé. Par contre les données issues du nouveau groupe constitué sont différentes.

Il est manifeste que l'étape suivante est intimement liée à celle-ci, cependant l'importance de différencier les capteurs des données est manifeste du point de vue de la conception.

3.4.2 Données

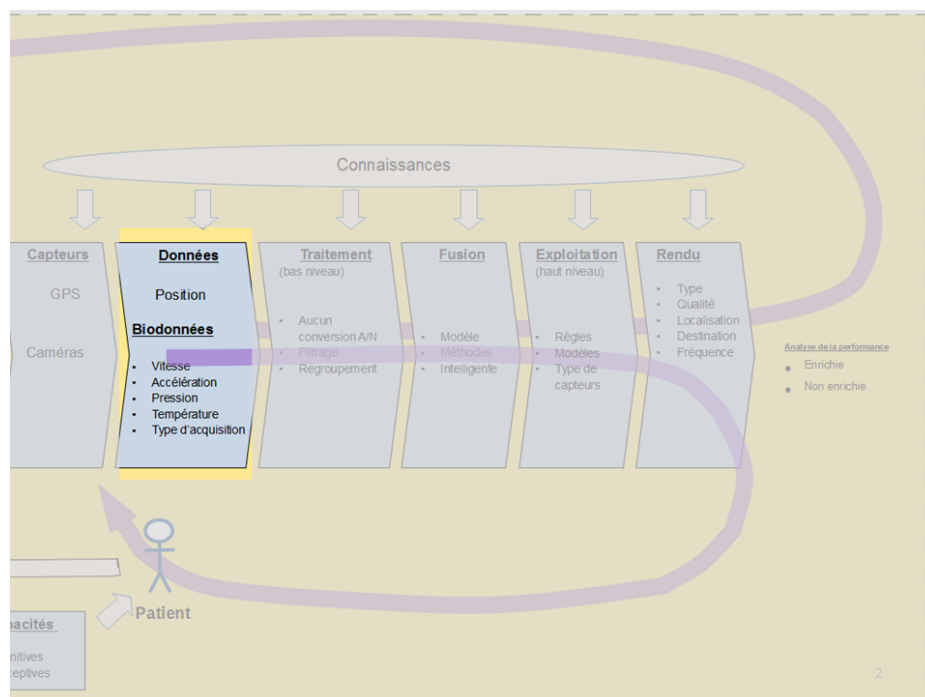


Figure 33 l'étape "données" dans la boucle de biofeedback

L'étape données correspond à la conversion des données brutes en dimensions physiques : vitesse, accélération, pressions, température, etc. Certaines données brutes seront converties comme avec l'exemple de la conversion de l'accélération en vitesse. Si l'accélération est utilisée telle quelle, il s'agit alors de la simple définition de la dimension qui sera employée. Cette définition a son importance car d'expérience, tous les raisonnements suivants de la conception seront faits dans cette dimension physique.

De la même façon, c'est la dimension traitée et non pas la donnée brute qui sera mentionnée dans la description future du système. Selon le cas, le dispositif final sera décrit

Composants principaux de la boucle de biofeedback

ainsi : « ce dispositif de biofeedback informe l'utilisateur sur la vitesse de ses bras pendant... » ou bien « ...informe l'utilisateur sur les accélérations produites par ses bras pendant... ». C'est aussi sur cette dimension que se feront toutes les réflexions pendant la conception du système.

Deux types de données doivent être différenciés d'autre part. Les biodonnées sont des données physiologiques de l'utilisateur et sont fortement liées à lui. Il est intéressant de les distinguer des données au sens large. (Dubus, 2012) emploie deux types de capteurs, un GPS et deux accéléromètres qui sont positionnés sur une barque d'aviron. Ces capteurs sont inclus dans une boucle de feedback donnant au rameur des informations sur sa performance. L'accélération et la position sont indirectement liées à l'utilisateur. Elles sont dépendantes des actions réalisées par le rameur mais ne sont pas des informations physiologiques à proprement parler.

Différencier ces deux types d'informations est nécessaire : c'est à ce niveau qu'intervient le type de biofeedback, interne ou externe.

3.4.3 Traitement bas niveau

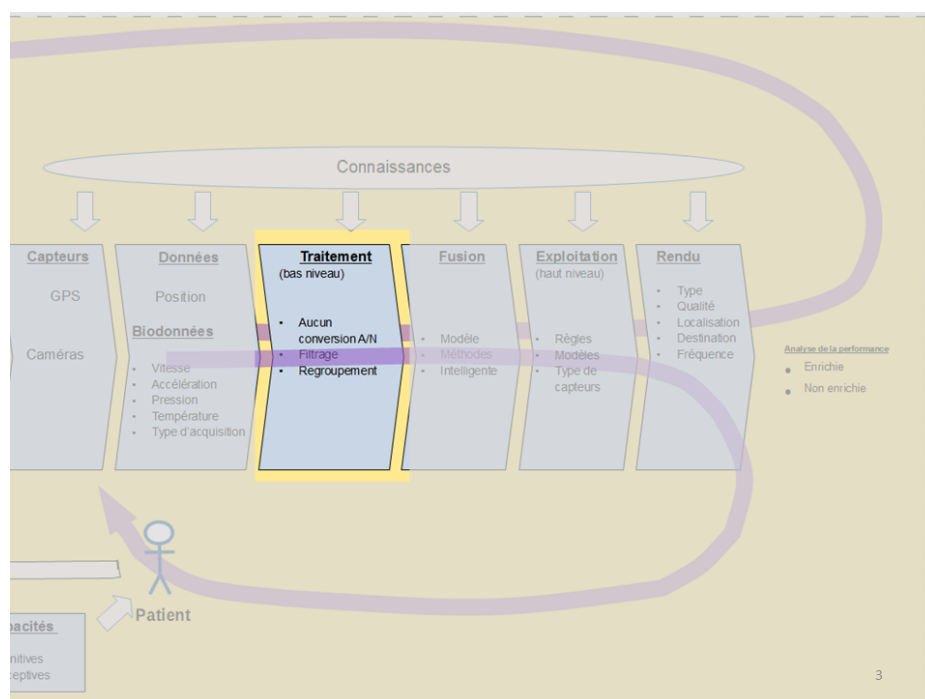


Figure 34 l'étape "traitement de bas niveau" dans la boucle de biofeedback

Cette étape vise à rendre les données utilisables par les étages de traitement suivants. Des opérations seront nécessaires selon les cas, conversion des signaux, filtrage et/ou regroupement.

Le recours à une conversion analogique vers numérique peut être nécessaire si aucun dispositif électronique ne l'a fait précédemment.

Dans les systèmes très simples il se peut qu'aucun filtrage ne soit réalisé (M Batavia et al., 2001). Dans ce cas, le nombre de capteurs est réduit et des contacts de position donnant une information tout ou rien sont généralement utilisés.

Dans la mesure où les capteurs sont plus élaborés, un filtrage est nécessaire. Le filtrage permet principalement de diminuer le rapport signal / bruit. Ce bruit est en général fonction de l'importance de la fréquence d'acquisition. L'association de plusieurs capteurs peut se faire par le biais d'un filtre. De façon générale, l'interfaçage avec un dispositif électronique impliquera l'utilisation de filtres. Le filtrage des données non désirées, peut aussi être fait avec des techniques de data-mining⁴² dans le cas d'une quantité importante de données (Osman et al., 2014).

Le regroupement de capteurs est aussi réalisé dans cette étape. Ces associations seront réalisées parce que différents capteurs appartiennent à une même zone et leur regroupement produit une seule et même information, c'est un regroupement spatial. Le regroupement pourrait aussi être réalisé pour des questions de logique, par exemple afin de connaître le temps de contact simultané au sol des pieds droit et gauche pendant la phase de double appui lors de la marche.

⁴² Fouille de données

3.4.4 Fusion des données

Un monument observé à partir de différents points de vue donne une meilleure vision de celui-ci qu'un seul point de vue ne le fait (les dispositifs de prise de vue pouvant être de type caméra ou appareil photo, numériques ou non). De la même façon, un seul capteur donne une information partielle alors que l'information hétérogène fournie par plusieurs capteurs donne un résultat global bien plus précis (Xiong & Svensson, 2002).

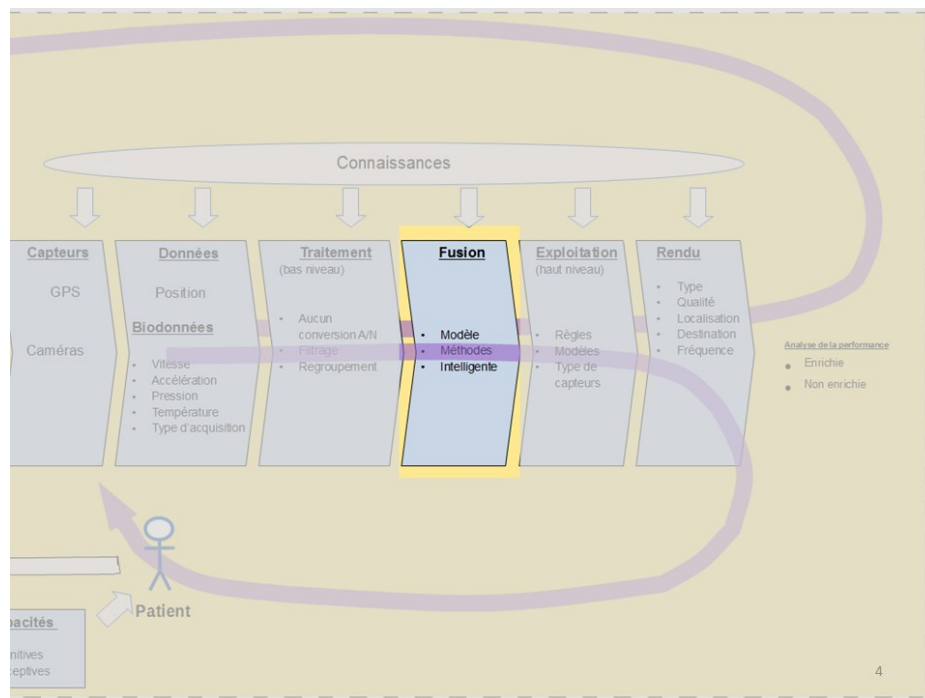


Figure 35 l'étape "fusion" dans la boucle de biofeedback

Cette étape peut sembler assez proche de la précédente. En effet, un regroupement de capteurs n'est-il pas équivalent à une fusion ? La réponse est non, car nous considérons dans ce cadre que la fusion doit être vue comme la convergence d'informations hétérogènes uniquement. C'est-à-dire que des dimensions différentes sont mises en commun afin d'obtenir une seule information. Par exemple, soient les informations suivantes : la vitesse de déplacement d'un piéton et sa position approximative, son orientation par rapport au nord et sa distance par rapport à certains repères géographiques dont la position est connue. A partir de ces dimensions de vitesse, de position, d'orientation et de distance, il est possible d'obtenir une seule dimension qui est la position du piéton. Cette information est fusionnée à partir de triangulations et aussi sur des critères de probabilités, les valeurs de chaque dimension ayant une probabilité de précision qui peut être différente (Brilhault, Kammoun, Gutierrez, Truillet, & Jouffrais, 2011).

La fusion de données⁴³ est un processus multiforme et multiniveaux, traitant de la détection automatique, d'association, de corrélation, d'estimation, et de combinaison d'informations provenant de sources uniques ou multiples (Solaiman et al., 1999) (Klein, 1993). Elle permet l'extraction d'informations issues de différentes sources pour les intégrer en un seul signal ou information (Sasiadek, 2002).

La fusion, en créant une convergence de données, est un moyen de diminuer la surcharge d'informations du système. Elle est l'équivalent de l'assistance fournie par les thérapeutes qui assistent des patients lors de l'accomplissement d'une tâche. Elle est conçue pour donner automatiquement des informations pertinentes pour des résultats thérapeutiques (Huang, Wolf, et al., 2006). (Xiong & Svensson, 2002) font une revue complète de la gestion de capteurs multiples dans l'objectif de la fusion de capteurs.

Différentes méthodes de fusion existent et se répartissent en trois groupes principaux (Sasiadek, 2002) (Solaiman et al., 1999). (Jovanov et al., 2005) :

- la fusion basée sur des modèles probabilistes. Ce sont l'inférence bayésienne, la théorie de l'évidence, l'estimation robuste, les opérateurs récursifs
- la fusion basée sur les méthodes des moindres carrés. Ce sont le filtrage de Kalman, la théorie optimale, les ellipsoïdes d'incertitude et de régularisation
- la fusion intelligente. Elle utilise des méthodes comme la logique floue, les réseaux de neurones et les algorithmes génétiques

Si elle peut faire appel à des algorithmes importants ainsi que des ressources conséquentes, la fusion se contente d'agir au niveau des données alors que l'étape suivante elle, intervient au niveau du comportement du système dans son ensemble.

⁴³ Dans cette section, nous nous intéressons uniquement à la fusion de données parmi les différents types de fusion existants que sont la fusion de données, la fusion de modèles et la fusion de méthodes (Solaiman et al., 1999).

3.4.5 Exploitation

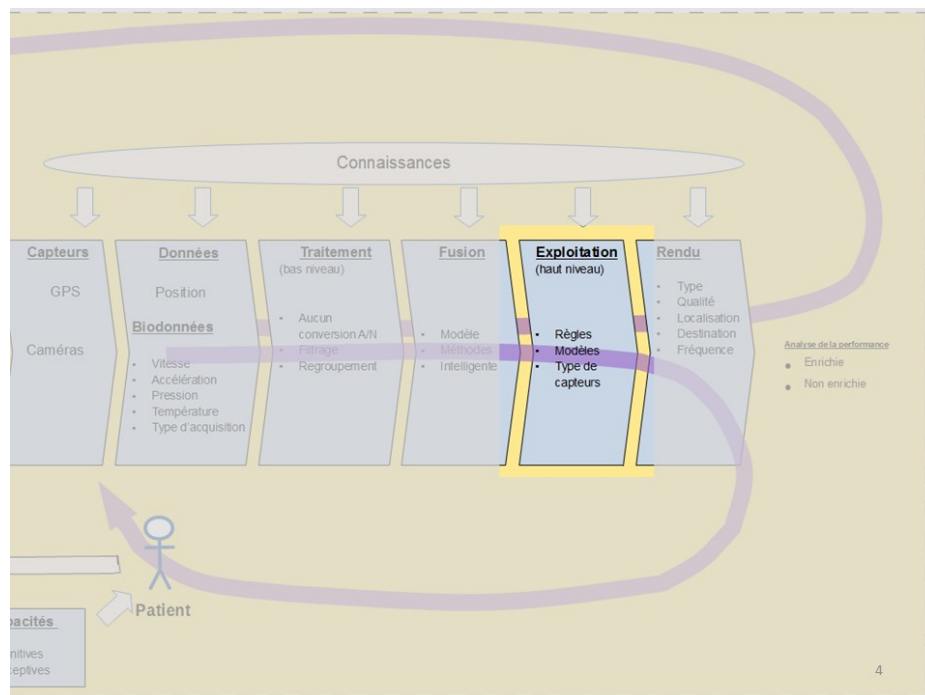


Figure 36 l'étape "exploitation" dans la boucle de biofeedback

Les décisions sont prises dans cette étape. La prise de décision repose sur un modèle de comportement ou des règles. (Bianchi et al., 2003) et (Huang, Wolf, et al., 2006) les appellent les règles de biofeedback. Le comportement du système en sortie repose sur l'application de celles-ci. C'est dans cet étage du système que se trouve tout ce qui devra déclencher un événement destiné à avertir l'utilisateur qu'un seuil a été atteint ou qu'une vitesse a été dépassée. Bref, c'est l'intelligence qui est à la charnière entre les données d'entrée et les données de sortie, c'est d'ici que seront déclenchés la correction, l'ajustement, l'avertissement.

Les règles de feedback définissent comment doivent être traitées les données, comment sont prises les décisions et quelle(s) modalité(s) doit(vent) être utilisée(s) pour les diffuser. Elles sont souvent mises en œuvre comme une association directe entre les données issues des capteurs et la modalité de sortie. Elles peuvent aussi être basées sur des modèles complexes qui traitent l'information avant de faire le feedback. Dans ce cas, l'utilisation de bases de données peut être nécessaire afin d'accéder à des données d'historique d'un patient telles que ses performances précédentes (Huang, Wolf, et al., 2006).

Le système doit pouvoir se situer dans l'exécution du mouvement. Si celui-ci est cyclique, comme dans le cas de la marche, il sera nécessaire de repérer différents moments comme la pose du talon ou son décollage. Mais les phases sont différentes selon la technologie de capteurs utilisée. En effet, les événements du talon peuvent correspondre à l'ouverture ou la fermeture d'un contact tout ou rien. L'absence ou apparition de pression

sur un capteur de force donnera cette indication de la même manière. Par contre, les valeurs fournies par un gyroscope ou accéléromètre détecteront plus difficilement le même évènement. Dans ce cas-là, il sera plus aisé de détecter que le pied n'est plus en mouvement et par conséquent qu'il est posé à plat sur le sol. Cette technique est appelée Zero Velocity Detection⁴⁴ (S. K. Park & Suh, 2010). C'est souvent cette dernière qui est utilisée pour réinitialiser les accéléromètres afin de diminuer leur dérive et donc augmenter la précision des données d'intégration pour le calcul de la vitesse ou de la distance (Stirling, 2004).

En résumé, le type de capteur influence les règles qui sont utilisées pour la détection des phases du mouvement étudié. Si le mouvement n'est pas cyclique, comme le déplacement du bras pour attraper un objet (Huang, Wolf, et al., 2006) d'autres facteurs interviennent alors. Dans ce cas-là il faudra détecter la situation de départ et celle d'arrivée en plus de la position du membre en mouvement afin que l'utilisateur puisse corriger celui-ci.

Ces éléments doivent donc être pris en compte dans la conception d'un dispositif.

⁴⁴ Détection de vitesse nulle

3.4.6 Rendu

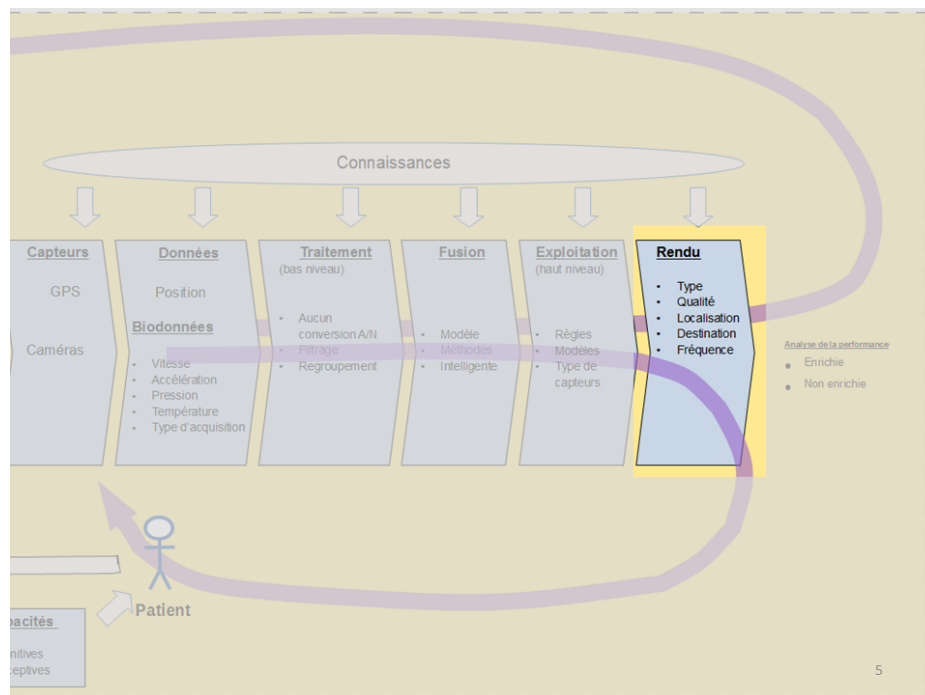


Figure 37 l'étape "rendu" dans la boucle de biofeedback

Nous avons choisi le terme *rendu* pour cette dernière étape car il s'adapte à la présentation des informations quelle que soit la modalité utilisée : il suffit de lui ajouter le qualificatif correspondant. Pour les anglophones, le mot *display* sous-entend par défaut l'affichage. Une grande partie des francophones utilise ce mot de façon identique, en conscience, ou sans le savoir étant donné que le terme *afficheur LCD*⁴⁵ est associé aux afficheurs à cristaux liquides. Cependant, pour les anglophones l'ajout à *display* d'un qualificatif correspondant à la modalité est suffisant pour en modifier le sens comme l'atteste *auditory display*⁴⁶. Nous emploierons donc le terme *rendu* pour indiquer la présentation d'une information et le compléterons le cas échéant avec la ou les modalités utilisées.

Nous présentons par la suite les concepts que nous avons définis pour caractériser le rendu. Il se caractérise par son type, sa qualité, sa localisation, sa destination et sa fréquence.

Le type peut être de type monomodal ou multimodal. Les premières utilisations ont utilisé une seule modalité (M Batavia et al., 2001) et elle est toujours largement utilisée. L'utilisation de deux modalités augmente les résultats obtenus par les utilisateurs selon (Effenberg, 2005; Scheef et al., 2009). Cependant, (Dozza et al., 2011c) mettent l'accent sur

⁴⁵ Liquid crystal display

⁴⁶ Display est d'ailleurs issu du français *desployer* (13^e siècle), ancienne forme de *déployer*, du latin *displicare* : *dis* (dé) *plicare* (plier). <http://www.etymonline.com>

le fait qu'aucune étude à ce jour n'a tenté d'estimer la quantité d'information réellement nécessaire au feedback et qui peut être utilisée par un utilisateur.

La qualité indique la ou les modalités mises en œuvre. Le dispositif de (M Batavia et al., 2001; Mitchell Batavia, Gianutsos, & Kambouris, 1997b) utilise la modalité audio mais il peut facilement utiliser la modalité visuelle ou sonore.

Les systèmes de rééducation assistés par des robots sont de plus en plus nombreux comme par exemple l'orthèse robotique bilatérale guidant les jambes d'un patient dans sa marche (Lunenburger, Colombo, & Riener, 2007) ou encore l'utilisation de stimulation électrique fonctionnelle (Skelly & Chizeck, 2001) . Nous avons fait le choix de ne pas développer cet aspect. Cependant il est manifeste qu'il trouve sa place en sortie de l'étape rendu. En effet, le signal de feedback à destination de l'utilisateur est destiné à l'amener à modifier son comportement. Dans le cas de l'utilisation d'un robot faisant office de membre artificiel, c'est le robot lui-même qui reçoit l'information lui indiquant comment se mouvoir. Il intercepte donc en quelque sorte l'information de biofeedback pour réaliser le geste adéquat qui va accompagner l'utilisateur. Le robot est d'ailleurs considéré parfois comme faisant office de modalité haptique (Sigrist, Rauter, Riener, & Wolf, 2013). D'autres considérations doivent certainement être prises en compte au moment de mettre en œuvre ces dispositifs mais cela va au-delà du cadre de ce travail.

La localisation : Elle peut être vue de différents points de vue. Par exemple, pour informer l'utilisateur de diminuer ses appuis sur le côté gauche plusieurs possibilités existent : la modalité haptique peut indiquer cela par une vibration sur le côté droit de la langue (Chenu et al., 2007) ou elle peut le faire en faisant vibrer la partie droite d'une ceinture placée à la taille. Une indication correspondant au genou peut être indiquée en faisant vibrer un effecteur directement au niveau du genou ou par le biais d'un son sur l'oreille située du même côté. Ces informations peuvent aussi être véhiculées de façon parallèle ou à la suite. Par exemple, (Hlavackova et al., 2011) décrivent un système qui émet un première alarme par le biais d'un vibreur tactile au poignet suivi d'une information visuelle affichée sur une montre ou sur un écran déporté.

La destination indique à qui est adressé le biofeedback. Le destinataire principal est l'utilisateur mais le praticien peut être aussi le destinataire. Celui-ci peut accéder en temps réel aux mêmes données que l'utilisateur mais peut être sous forme de courbes. Il peut aussi y assister en temps différé et accéder à plus de données que celles qui auront été données à l'utilisateur pour le biofeedback. Enfin, le praticien pourrait accéder aux informations de guidage données par le dispositif et les comparer aux réactions qu'a eues le patient. Cela donnerait des informations précieuses sur la compréhension du dispositif ou des indications sur le pourquoi un patient progresse et pas un autre.

Composants principaux de la boucle de biofeedback

La fréquence indique si le rendu sera ponctuel, c'est-à-dire déclenché lorsqu'un seuil est atteint. Un rendu peut être fait de façon répétitive, c'est-à-dire se produire toutes les n secondes. Il peut aussi être diffusé de façon constante et être modulé par rapport aux données issues des capteurs d'entrée.

Ces notions sont un support à la réflexion lors de la conception du rendu, elles permettent d'aborder celui-ci sous tous les angles. Les choix de cette étape sont à faire en tenant compte des capacités de l'utilisateur. L'aide de spécialistes dans la modalité choisie est bien entendu décisive comme décrit précédemment. Ils devront établir le dialogue avec les spécialistes de la pathologie.

3.5 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons présenté un cadre de conception de systèmes de biofeedback. Sa réalisation est basée sur la littérature et notre contribution est une synthèse de celle-ci, complétée par nos remarques ainsi que par les éléments qui ont émergé de nos réflexions. L'originalité de cette contribution est surtout la prise en compte d'un point de vue centré utilisateur tout au long de la conception, depuis les buts du praticien et de l'utilisateur, le rendu, les évaluations, etc.

L'intérêt de ce cadre structurant se décline en quatre volets :

- Beaucoup de systèmes de biofeedback sont réalisés de façon ad hoc. Un cadre de conception est donc nécessaire qui synthétise les bonnes pratiques qui ont déjà pu apparaître ou celles à venir
- Une terminologie commune et cohérente est aussi proposée. Elle permet d'unifier en un même modèle des concepts identiques. Cela permet un gain d'énergie et de temps en capitalisant les expériences précédentes. À cette fin, nous avons proposé des termes qui font la synthèse de ceux trouvés dans la littérature. Nous avons aussi proposé de nouveaux termes dont l'objectif est d'éclairer certaines zones non définies en permettant de poser des questions que nous estimons nécessaires lors de la phase de conception
- Nous avons mis en évidence, les composants principaux qui interviennent dans la boucle de biofeedback. D'autre part, nous avons fait apparaître des composantes périphériques et avons justifié leur importance. Nous avons proposé une structuration de la boucle de biofeedback en composants principaux et cohérents entre eux. Elle permettra une comparaison plus aisée des systèmes entre eux grâce à cette organisation et aussi à la terminologie commune. Nous avons suggéré un sous ensemble de la boucle de biofeedback que nous appelons chaîne d'influence. Cette chaîne englobe de multiples questions, préoccupations et objectifs qui sont présents lors de la conception d'un système. Cela permet de faire apparaître tout ce qui peut agir de façon inconsciente : en le formalisant, il devient possible de le prendre en considération et d'agir dessus
- Nous avons montré l'importance du praticien dans l'ensemble de la boucle mais aussi un point de vue différent sur l'utilisateur, faisant émerger de nouvelles questions auxquelles il est important d'apporter une réponse. Ce dernier en tant que patient est le destinataire de la rééducation. En tant qu'utilisateur, il peut devenir un acteur privilégié dans la conception de nouveaux systèmes. La prise en compte non seulement de ses capacités sensorielles mais aussi de son ressenti sont des garanties d'une meilleure adhésion au dispositif et en conséquence d'une rééducation plus rapide.

Conclusion

En synthèse, il ressort de cette contribution l'importance de prendre en compte toutes ces considérations dès les premières phases de conception. Enfin un autre levier de ce processus de conception est que, dans cette étape aussi, l'évaluation reste primordiale.

Revenons sur ce qui a été développé jusqu'à maintenant afin de mieux expliquer la suite de nos travaux :

Le chapitre 1 nous a permis d'aborder tous les concepts qui entourent le biofeedback de façon générale mais aussi dans le cadre d'application qui est le nôtre, à savoir l'étude et la mise en place d'un dispositif embarqué de biofeedback sonore dans le cadre de la marche pathologique.

Le chapitre 2 nous a donné l'occasion de synthétiser et de formaliser nos compréhensions à travers un cadre de conception de dispositif de biofeedback. Celui-ci met en avant la prise en compte de l'utilisateur et notamment l'évaluation des types de rendu dès les premières étapes de conception.

L'étape suivante consiste donc à mettre en place l'association de paramètres entre les dimensions physiques et les dimensions sonores, c'est-à-dire répondre à la question : **« comment présenter à l'utilisateur des informations de pressions⁴⁷ plantaires par le biais de la modalité sonore ? »**.

Ces informations devront l'informer de la qualité de ses appuis à savoir : est-ce que la pression exercée correspond à la norme d'une marche normale ou est-ce que cette pression indique une marche pathologique ? C'est ce que nous nous proposons d'évaluer à travers la mise en place d'une expérimentation.

Cependant, une autre question se pose qui est de savoir :

« Combien avons-nous de niveaux d'information sonore pour indiquer le caractère pathologique d'une marche ? »

En d'autres termes, l'information sonore minimum nécessaire comprend trois niveaux de pression : un premier pour indiquer qu'une pression se situe dans la norme, un autre pour indiquer qu'elle est au-dessus de la norme et un troisième pour indiquer qu'elle est en dessous. Idéalement, avoir plus de niveaux d'information de pression rendrait notre dispositif d'autant plus précis. C'est manifestement la première chose à évaluer, le combien. C'est ce que nous ferons dans la première partie du chapitre suivant.

Une fois la réponse à cette question obtenue, nous pourrions nous interroger sur « comment restituer ces niveaux d'information » dans la deuxième partie du chapitre.

⁴⁷ L'utilisation de la pression plantaire est un choix dicté par la volonté de prolonger les travaux de (Descatoire & Moretto, 2008) à travers le projet REEL cité en introduction

4 Contribution 2 : Expérimentations

Cette section aborde la partie du cadre de conception qui traite du rendu de l'information de biofeedback. La modalité sonore convenant à nos objectifs, il est nécessaire de déterminer de quelle façon nous allons réaliser l'association entre les dimensions physiques -liées au patient- et les dimensions sonores -liées au biofeedback. L'autre point est de déterminer les caractéristiques des premières ainsi que le comportement que vont adopter les dernières. Enfin il faudra évaluer la solution que nous aurons retenue. Notre objectif final est la mise en œuvre d'un dispositif mobile associé à des semelles de pression permettant à un utilisateur d'être informé sur les niveaux de pressions qu'il atteint pendant sa marche afin qu'il soit capable de les corriger.

Le point de départ de notre conception s'appuie sur le recours à un expert du domaine musical⁴⁸ dans le but de savoir s'il est mieux d'utiliser des sons variant en hauteur ou variant en volume. Est-il mieux d'utiliser des sons purs tels des sinusoïdes ou des timbres d'instruments ? Ses réponses déconseillent les sons purs qui manquent de sens et privilégient l'utilisation de timbres d'instruments qui ont une réalité dans la vie de tous les jours. Dans la même veine, il est mieux de travailler autour des notes composant des accords de musique que sur des notes isolées, en effet, si la tierce ou la quinte d'un accord varient, l'utilisateur sentira un changement mais ce changement continuera à faire partie d'un tout, qu'il sache ou pas la signification des mots tierce ou quinte.

Partant de ces recommandations nous avons mené une revue de littérature étayant ses dires et nous apportant des connaissances sur les méthodes utilisées ainsi que les résultats obtenus.

⁴⁸ Renaud Gruss, administrateur de l'Orchestre de Chambre de Toulouse, contrebassiste et auteur du Guide Musical et Technique de Contrebasse volume 1, <http://www.flexeditions.com/>

4.1 Niveaux de retour d'information sonore

4.1.1 Introduction

Une première série de tests faisant varier la hauteur d'un seul son par rapport à la pression de l'ensemble du pied a donné de mauvais résultats. Le son variant de façon continue augmente, passe par un premier pic de fréquence, décroît jusqu'à atteindre un minimum local, augmente à nouveau puis diminue jusqu'à s'arrêter, voir Figure 38. Ces deux pics se produisent lors de l'attaque du talon dans la phase d'appui et lors de l'impulsion de l'avant du pied. Cette information nous a semblé avoir peu de sens et nous ne l'avons donc pas retenue. Ce comportement sonore était de type audification, c'est-à-dire la traduction directe d'un flux de données en ondes sonores.

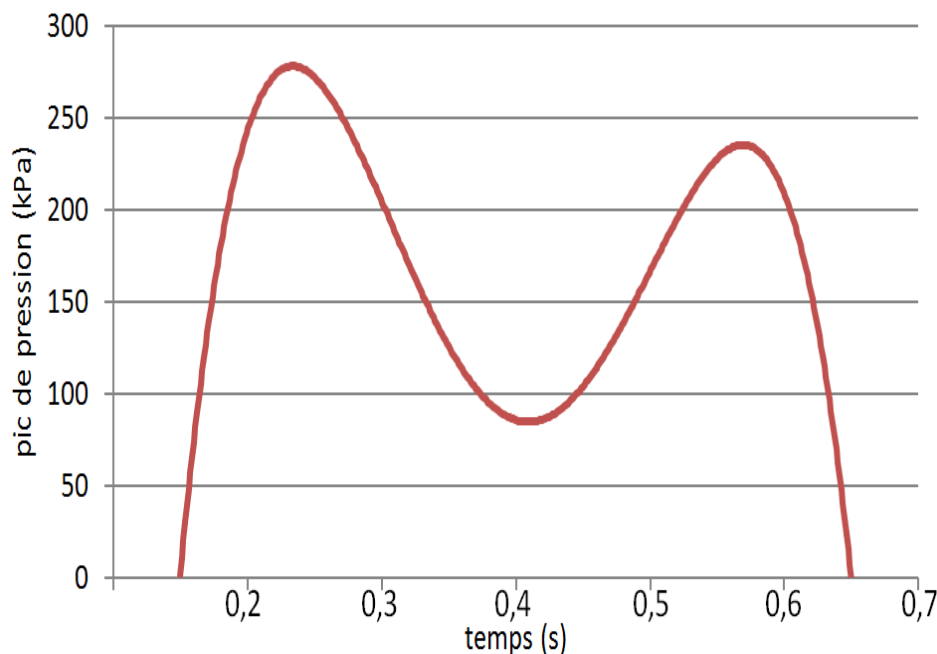


Figure 38 : variation de la pression sur l'ensemble du pied. Il se produit deux pics, le premier lors de l'attaque du talon, le second lors du décollage de l'avant pied.

L'utilisation de notes de musique jouées en suivant une gamme musicale a été explorée dans le champ de la navigation pour déficients visuels (Kammoun, Macé, Oriola, & Jouffrais, 2012), dans le domaine du biofeedback appliqué à la réhabilitation des blessés médullaires (Huang, Wolf, et al., 2006) et appliqué à la marche des parkinsoniens, plus récemment (Rodger et al., 2014). Ces approches donnent une information correspondant à une distance parcourue en fonction du temps, c'est-à-dire que le début de la gamme correspond à l'amorce du geste et que la fin de la gamme correspond à la fin de celui-ci.

Nous voudrions donc utiliser des notes de musique mais elles devraient avoir un lien plus fort ou plus parlant que leur simple succession sur l'échelle chromatique⁴⁹. Ce pourrait être par exemple l'appartenance à une mélodie ou l'appartenance à un même accord de musique. Ces notes doivent pouvoir donner une information sur la variation de la pression et non pas sur la distance parcourue.

⁴⁹ Les douze notes de notre système musical forment ce que l'on appelle la gamme chromatique (Levitin, 2010)

4.1.2 Hypothèses

La hauteur est la sensation auditive de la fréquence fondamentale d'une note musicale ou d'un son. Alors que la fréquence d'une note est l'inverse de la période de vibration et peut être mesurée par fréquencesmètre, sa hauteur est la sensation ressentie par le système de perception auditive humain, c'est-à-dire la combinaison de l'oreille et du cerveau (Vaseghi, 2007). De façon générale, la hauteur varie proportionnellement à la fréquence jusqu'à 1000Hz et varie moins vite au-dessus, à mesure que la fréquence augmente (Gelfand Stanley A., 2004) .

La capacité à discriminer des hauteurs de sons apparaît dès les premiers mois de la vie⁵⁰ chez les enfants (Trehub, Cohen, Thorpe, & Morrongiello, 1987). La façon de chacun de percevoir la hauteur est liée à la capacité à percevoir la différence entre deux notes de musique, par exemple. La différence minimale perceptible est appelée seuil de discrimination. Ce seuil est en dessous de 1Hz à la fréquence de 100Hz alors qu'il est de 2 à 3Hz à 1000Hz (T Hermann et al., 2011). Certains sujets expérimentés peuvent percevoir des intervalles de moins de 1% (soit un écart de 10Hz à 1000Hz) là où des sujets naïfs et pas du tout entraînés percevront un intervalle de 10 à 30% soit un écart de 100 à 300Hz. Cependant, cet écart peut énormément diminuer en cas d'entraînement (Ahissar, Lubin, Putter-Katz, & Banai, 2006).

Face à cela, il est donc intéressant d'utiliser des écarts plus importantes qui sont fournis par les gammes musicales, d'autant plus qu'elles possèdent une structure cognitive préexistante apportée par l'éducation musicale. Ces écarts entre les notes auront plus de sens étant donné qu'ils ont une réalité dans la culture musicale (T Hermann et al., 2011) (Gelfand Stanley A., 2004).

La hauteur d'un son est indépendante de la position de la source sonore, elle est indépendante du niveau du son mais aussi des niveaux relatifs des harmoniques qui le composent. Ainsi, différentes instruments de musique peuvent évoquer la même hauteur, la perception de la hauteur est donc indépendante du timbre (Schnupp, Nelken, & King, 2010). Par contre la discrimination de deux sons purs est beaucoup plus difficile à faire que celle de deux sons d'instruments, les harmoniques de ces derniers étant des indices constituant autant d'aspérités auxquelles l'oreille peut se raccrocher (Roederer, 2009).

⁵⁰ Entre 7 et 10 mois

Nous voulons à travers cette expérimentation vérifier plusieurs hypothèses.

Hypothèse 1 : l'utilisateur est-il capable de déterminer si un accord donné a une hauteur supérieure ou inférieure à un accord de référence ?

(Hoeschele, Cook, Guillette, Brooks, & Sturdy, 2012) obtiennent des résultats qui s'approchent de cela, cependant leur démarche consiste à demander aux utilisateurs si les accords qui leur sont présentés sont oui ou non un accord majeur (voir Figure 39). Notre objectif est de vérifier si les utilisateurs sont en plus capables de les positionner au-dessus ou au-dessous quand ils sont différents de l'accord majeur.

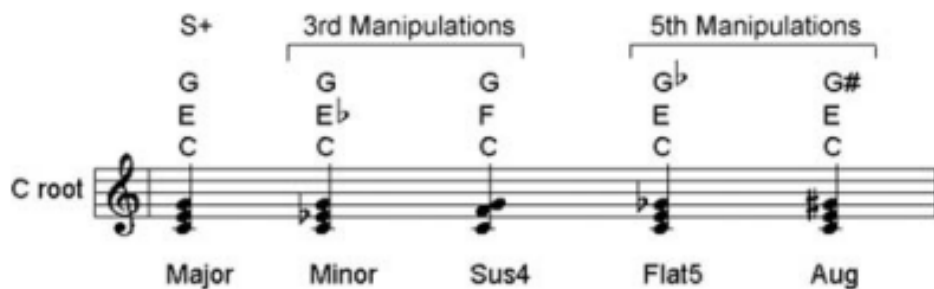


Figure 39 : l'accord majeur noté S+ est comparé à toutes les autres variations de l'accord obtenues à partir des modifications de la tierce et de la quinte (Hoeschele et al., 2012)

Hypothèse 2 : l'utilisateur est-il capable d'ordonner des accords de musique sur une échelle en fonction de leur hauteur ?

Dans la droite ligne de la première hypothèse, nous voulons vérifier la capacité à ordonner des accords selon leur hauteur par rapport à un accord de référence mais aussi entre eux. Nous voulons vérifier cela pour trois hauteurs au-dessus de la référence et trois hauteurs au-dessous. Ces différentes hauteurs correspondraient à autant de niveaux de pression différents qu'il sera possible d'indiquer en situation de marche.

A la différence de (Hoeschele et al., 2012; Lahdelma & Eerola, 2014), nous ne mettons pas en place d'étape d'apprentissage à l'issue de laquelle les utilisateurs connaissent les accords de musique qu'ils vont devoir évaluer. En effet, nous souhaitons vérifier notre hypothèse selon laquelle cet apprentissage n'est pas nécessaire.

4.1.3 Matériel et Méthodes

4.1.3.1 Matériel

Nous nous inspirons du principe des accords proposés par (Hoeschele et al., 2012) en l'étendant. La logique de l'organisation des sons est décrite en suivant et résumée dans le Tableau 2.

Remis dans le contexte du biofeedback, l'accord de référence correspond à une pression intermédiaire, c'est un accord de DO majeur composé de trois notes : la fondamentale est le do, la tierce est le mi, la quinte est le sol. Les trois niveaux de pression au-dessus correspondent à trois accords de hauteur supérieure et les trois niveaux de pression au-dessous correspondent à trois accords de hauteur inférieure. La dénomination des accords correspond à celle de (Barbancho, Barbancho, Tardón, & Molina, 2013; Spits, 2010).

Tableau 2 : correspondance des pressions, couleurs, notes et accords

Niveau de pression	Code accord	Couleur	Notes (1,3,5) ⁵¹	dénomination de l'accord
haute 3	7	rouge	do,mi [#] ,sol [#] (1,3 [#] ,5 [#])	Do quinte ... ou Fa mineur
haute 2	6	orange	do,mi,sol [#] (1,3,5 [#])	Do quinte augmentée
haute 1	5	jaune	do,mi [#] ,sol (1,3 [#] ,5)	Dosus4 ou do de quarte suspendue
intermédiaire	4	vert	do,mi,sol (1,3,5)	DO ou do majeur
basse 1	3	cyan	do,mi _b ,sol (1,3 _b ,5)	Do mineur
basse 2	2	bleu	do,mi,sol _b (1,3,5 _b)	Do quinte bémol
basse 3	1	violet	do,mi _b ,sol _b (1,3 _b ,5 _b)	Do quinte diminuée

Les pressions supérieures à la pression intermédiaire sont au nombre de trois. Un premier niveau de pression est indiqué par le passage en dièse (un demi-ton au-dessus) de la tierce. Un deuxième niveau de pression est indiqué par le passage en dièse de la quinte alors que la tierce n'est pas modifiée. Enfin, le troisième niveau de pression est indiqué par un passage en dièse de la tierce et de la quinte en même temps.

L'expérimentation a été menée sur un ordinateur portable Hewlett-Packard EliteBook 8560p équipé d'un processeur Intel Core i7 et de 2 Go de mémoire Vive. Les sons ont été créés avec le logiciel Aria-Maestosa puis exportés au format MIDI. Ils ont ensuite été convertis au format wave avec le logiciel MIDI-to-WAV-Converter⁵² version 6.1.

L'application a été développée en JAVA 1.6. Les réponses des utilisateurs sont enregistrées dans des fichiers de log en langage XML avec l'API dom4j. Ces fichiers contiennent les informations suivantes : numéro d'utilisateur, numéro de la série de 7 accords (14 séries en

⁵¹ Entre parenthèses sont indiqués si la tonique (1,_,_), la tierce (_,3,_) et la quinte (_,_,5) sont jouées telles quelles, en dièse ou en bémol

⁵² ManiacTools <http://www.ManiacTools.com>

tout), code de l'accord demandé, code de la réponse donnée, temps mis pour répondre, validité de la réponse (juste ou fausse).

Le même principe est utilisé pour les pressions inférieures à la pression intermédiaire. Un premier niveau de pression est indiqué par le passage en bémol (un demi-ton au-dessous) de la tierce. Un deuxième niveau de pression est indiqué par le passage en bémol de la quinte alors que la tierce n'est pas modifiée. Enfin, le troisième niveau de pression est indiqué par un passage en bémol de la tierce et de la quinte en même temps.

L'interface de l'application est présentée Figure 40. Elle se compose d'une échelle de 7 niveaux. Le niveau intermédiaire (en vert) correspond à l'accord intermédiaire. L'interface permet de répondre à 7 questions. Une fois que l'utilisateur a répondu à celles-ci, le bouton *suivant* s'active pour passer à l'écran suivant.

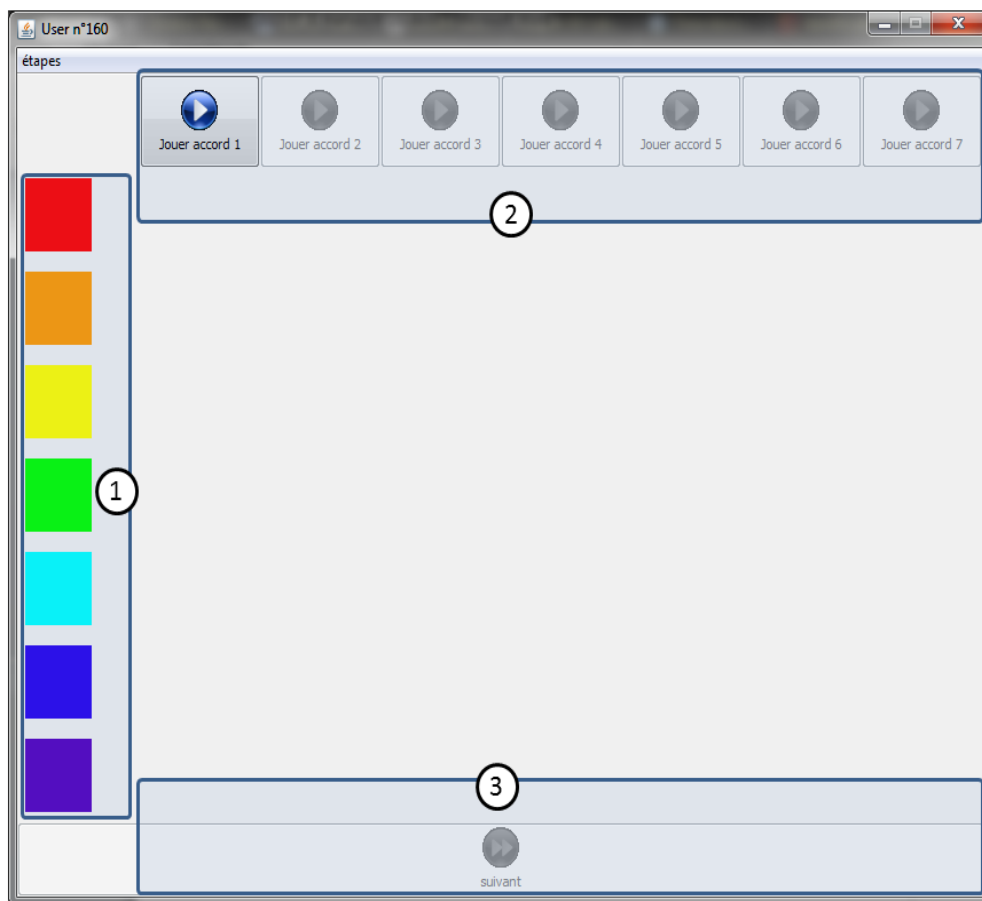


Figure 40 : l'interface d'interaction. 1) Echelle des 7 niveaux. Le niveau intermédiaire (en vert) correspond à l'accord intermédiaire. Les trois niveaux au dessus (resp. dessous) correspondent à trois accords de hauteur supérieure (resp. inférieure). 2) L'interface permet de répondre à 7 questions. 3) Une fois répondu aux 7 questions, le bouton « suivant » s'active pour passer à l'écran suivant.

La chronologie complète d'une question est décrite Figure 41: L'utilisateur clique sur le bouton *jouer accord 1*, ce qui provoque la lecture de la séquence. Une fois la séquence

Niveaux de retour d'information sonore

terminée, le bouton se désactive et la zone au-dessous s'active afin de permettre à l'utilisateur d'évaluer le niveau de l'accord par rapport à la référence. Il ne peut choisir qu'une seule réponse parmi les 7 possibles. Une fois la réponse faite en cliquant, le choix réalisé disparaît ainsi que le bouton correspondant. Le processus recommence par l'activation du bouton suivant.

Le protocole de détermination d'un accord est le suivant : l'accord de référence est joué avant un deuxième accord à déterminer. Ainsi l'utilisateur peut positionner cet accord, au-dessus, au-dessous ou au même niveau que l'accord de référence.

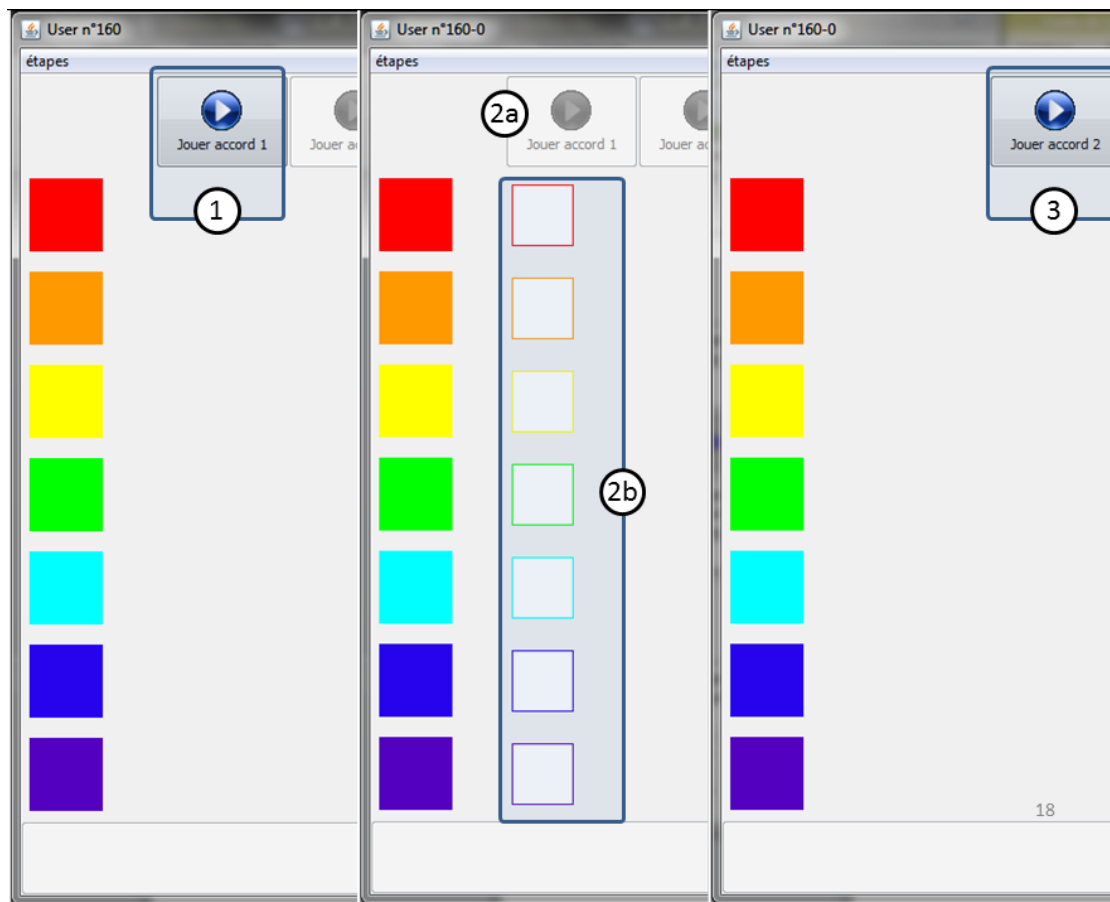


Figure 41 : succession des interactions. 1) L'utilisateur en cliquant sur le bouton « jouer accord 1 » provoque la lecture de la séquence. 2a) Une fois la séquence terminée, le bouton se désactive et 2b) la zone au-dessous s'active afin de permettre à l'utilisateur d'évaluer le niveau de l'accord par rapport à la référence. Une seule réponse parmi les 7 possibles. 3) Une fois la réponse faite en cliquant, le choix réalisé disparaît ainsi que le bouton correspondant. Le processus recommence en activant le bouton « jouer accord » suivant

4.1.3.2 Population

L'expérimentation a été réalisée avec 12 personnes âgées de 20 à 38 ans (moyenne 27.3, écart type 4.7), 2 femmes et 10 hommes. Au niveau musical, 50% se considèrent novices, 8.3% connaissent le solfège, 16.7% pratiquent un instrument, 16.7% se considèrent confirmés et 8.3% se considèrent experts. Ce niveau musical a été défini sur la foi des utilisateurs eux-mêmes, nous n'avons pas procédé à un test de mesure du niveau musical des utilisateurs de type Ollen Musical Sophistication Index⁵³. Il n'a pas non plus été demandé aux utilisateurs s'ils écoutent de la musique régulièrement ou pas.

4.1.3.3 Protocole d'expérimentation

L'expérimentation est présentée de la sorte : Les utilisateurs sont informés que l'application qu'ils vont utiliser émule un dispositif de mesure de pression. Il émet différents accords de musique selon la pression exercée. Une pression moyenne produit un son appelé son intermédiaire qui se situe au milieu d'une échelle de 7 valeurs. Selon que l'appui est plus ou moins fort par rapport à cette pression moyenne, d'autres sons seront produits. Il ne leur est pas indiqué si les pressions supérieures à la pression intermédiaire se situent au-dessus ou au-dessous sur l'échelle. Il leur est indiqué qu'une échelle de couleur verticale allant du violet au rouge les aidera à se situer pour effectuer leurs réponses, la valeur intermédiaire étant associée à la couleur verte, située au milieu. Ils sont prévenus qu'il n'y a pas de bonne ou de mauvaise réponse, l'objectif du travail étant de déterminer la pression à laquelle ils associent chaque son.

Chaque accord a une durée de 2 secondes. Il n'y a pas de silence à proprement parler entre les deux accords étant donné que les accords sont joués avec un timbre de piano qui a un maintien très long. Cependant, en moins d'une seconde, le volume du premier accord est divisé par 8 (30 dB) et il est quasiment inaudible quand commence le second.

L'expérimentation est composée de deux étapes, familiarisation et évaluation.

L'étape de familiarisation est une étape de prise en main : l'utilisateur prend contact avec l'interface d'interaction et le contenu médiatique. Elle est composée d'une partie fixe dont la durée est identique pour tous les utilisateurs. Une fois celle-ci terminée, chacun peut rester dans cette étape s'il le juge nécessaire et décide du moment de changer d'étape pour commencer la manipulation. La partie fixe est constituée par 28 écoutes d'accords de musique avec un timbre de piano. Chaque écoute est formée de l'accord de référence DO majeur (do, mi, sol) qui est joué. Il est ensuite suivi par l'accord dont il faut déterminer la

⁵³ L'OMSI est un outil pour aider les chercheurs à classer les participants à leurs expérimentations selon un niveau musical. Il est l'œuvre de Joy Ollen qui l'a réalisé dans le cadre de sa thèse. Une version en ligne de cet outil est disponible à l'adresse suivante : <http://marcs-survey.uws.edu.au/OMSI/>

hauteur relative par rapport à la référence (plus haut, plus bas, identique). Les réponses de l'utilisateur ne sont pas comptabilisées dans cette étape. Les utilisateurs n'ont pas eu de retour sur la justesse de leurs réponses.

L'étape d'évaluation reprend le même principe mais cette fois-ci les réponses de l'utilisateur sont comptabilisées. Une fois ce choix réalisé, il n'est pas possible de le modifier. Le fait de répondre à la question fait disparaître la réponse qui vient d'être faite et met en place l'interface pour la question suivante (le bouton correspondant disparaît et le suivant s'active). Chaque accord est différent et indépendant de ses voisins mais il est possible de qualifier au même degré des écoutes d'accords différents. L'utilisateur est prévenu quand l'expérimentation est terminée. Lors de cette étape, 98 accords sont présentés à l'utilisateur, ainsi chacun des 7 accords à déterminer est présenté 14 fois⁵⁴. Il est à noter que l'ordre de ces accords a été réalisé aléatoirement. Parmi l'ensemble des combinaisons réalisées, ont seulement été gardées les séries dans lesquelles aucun accord n'est présenté deux fois de suite, il est au minimum séparé par un autre accord. Un exemple est présenté Figure 42.

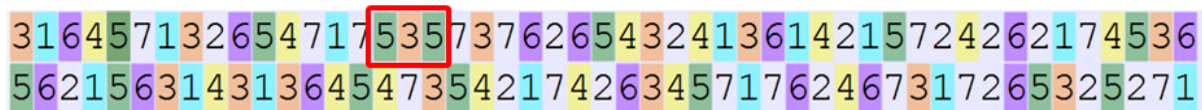


Figure 42 : exemple d'un ensemble de combinaisons d'accords déterminé aléatoirement : Un accord quel qu'il soit n'est jamais présenté deux fois de suite. Il est au minimum séparé par un accord différent (par exemple la suite 535 au premier tiers de la ligne du haut montre que les deux accord portant le numéro 5 sont séparés par l'accord numéro 3)

⁵⁴ Il a été déterminé par une inspection rigoureuse des données que la précision des réponses chutait à partir de 60 pour le schéma de question suivant : écoute1=1.5s, silence=1.5s, écoute2=1.5s, réponse=4s. Ainsi chaque session a été limitée à des valeurs entre 60 et 90 questions (Harris, 1952)

4.1.4 Résultats / analyse statistique

A l'issue de l'expérimentation, il a été demandé aux utilisateurs combien de sons différents ils pensaient avoir entendu. 25% ont répondu 4, 8.5% ont répondu 5, 33% ont répondu 6, 8.5% ont répondu 7 et 25% ont répondu 8 ou plus. Seulement 8.33% ont donné une réponse correcte, 66.67% ont entendu moins de sons que ceux qui leur avait été annoncés et 25% en ont entendu plus.

4.1.4.1 Choix des tests statistiques

Les échantillons de données sont indépendants étant donné que les utilisateurs n'ont participé qu'à une seule condition expérimentale. Les données recueillies auprès des utilisateurs sont le temps de réponse aux questions et les réponses elles-mêmes. Seules les réponses ont été analysées, en effet le temps de réponse n'a pas pu être pris en compte étant donné que la consigne de répondre le plus rapidement possible n'a pas été donnée. La variable réponse est de type qualitatif, elle peut être analysée de deux points de vue différents.

Premièrement, elle peut être considérée comme binomiale, c'est-à-dire que ses deux modalités (juste ou faux par rapport à la demande qui a été faite) sont mutuellement exclusives. Dans ce cas-là les tests qui peuvent être appliqués sont :

- le test binomial qui effectue, pour un échantillon donné, une comparaison à une distance théorique
- Le test de Fisher qui effectue, pour deux échantillons indépendants, une comparaison entre eux
- Le test du χ^2 de Pearson qui effectue, pour plus de deux échantillons indépendants, une comparaison entre eux

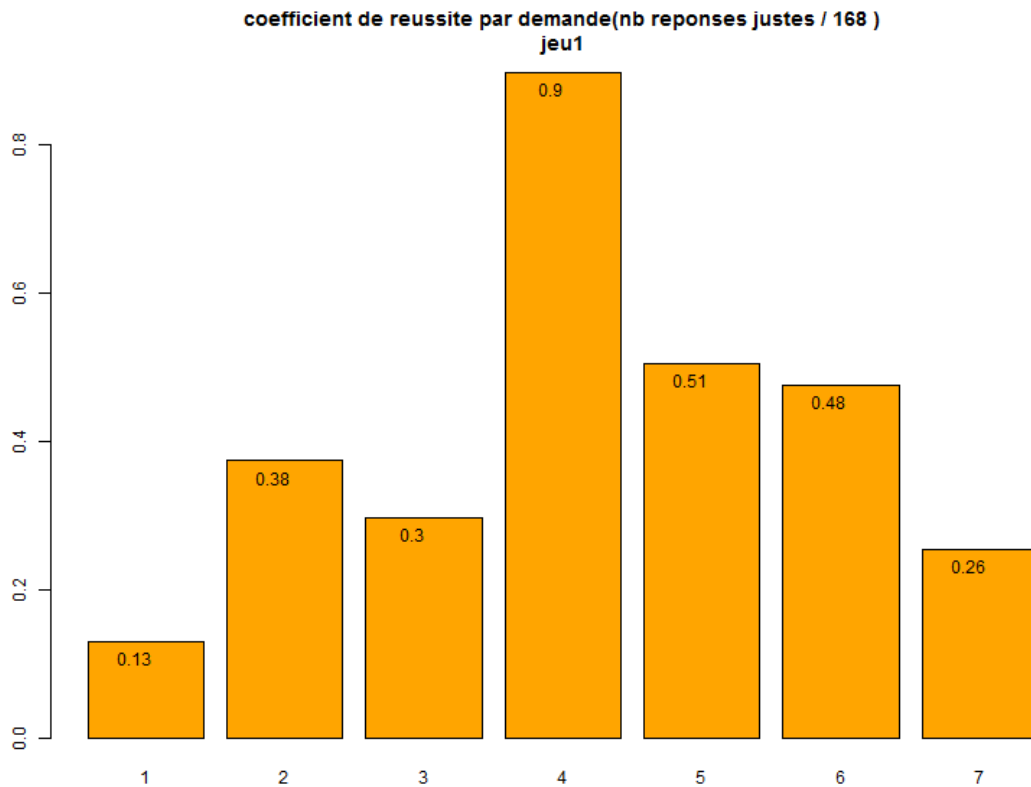
Deuxièmement, elle peut être considérée comme ordinale dans la mesure où il existe une certaine relation entre les objets du type plus grand que, supérieur à, etc. En l'occurrence les réponses correspondent à des notes qui ont une relation entre-elles de type plus aiguë que. Dans ce cas-là les tests qui peuvent être appliqués sont :

- le test du χ^2 de Pearson qui effectue, pour un échantillon donné, une comparaison à une distance théorique
- Le test de Mann & Whitney qui effectue, pour deux échantillons indépendants, une comparaison entre eux

Niveaux de retour d'information sonore

- Le test de Kruskal & Wallis qui effectue, pour plus de deux échantillons indépendants, une comparaison entre eux (pour des comparaisons multiples voir le npmc)

Le logiciel R version 3.0.2 a été utilisé pour tous les tests statistiques et la majorité des représentations graphiques.



Pour mémoire, les notes 1 à 7 sont décrites dans le Tableau 2, page 108, la note 4 correspond à l'accord de DO majeur, soit la note de référence. La note 4 est reconnue à 90%. Pour les notes suivantes ayant le meilleur coefficient de réussite (5 et 6), leur taux de reconnaissance est proche de 50% c'est-à-dire que les utilisateurs ont une chance sur deux de les reconnaître. Concernant les notes 2, 3 et 7, les utilisateurs ont autour d'une chance sur trois de les reconnaître. Enfin, ils ont moins d'une chance sur 4 de reconnaître la demande 1.

Cette variabilité importante peut être mise sur le compte d'un jeu de données trop faible, en effet l'utilisation des statistiques nous montre que :

- les réponses à une demande sont significativement différentes des réponses à une autre demande (Wilcoxon, p.value < 0.01), les réponses sont significativement différentes (voir Test de Mann Whitney Wilcoxon)
- les deux tests précédents coïncident dans l'indication que les demandes 1,2 et 6,7 sont confondues deux à deux

Sur la base de ces résultats on peut conclure que les accords 3,4 et 5 sont significativement discriminés et que les accords 1,2 et 6,7 sont confondus deux à deux mais quand même significativement discriminés des autres. En conséquence s'il ne faut garder qu'un accord de chaque,

ce sera le 2 et le 6 étant donné que les utilisateurs, dans leur confusion, les indiquent majoritairement au 1 et 7 respectivement.

Tableau 3 : Test de Mann Whitney Wilcoxon, valeurs significatives

demande	VSdemande	W	p.value	Hypothèse
1	2	12849	0.1366	acceptée
2	1	15375	0.1366	acceptée
6	7	13424	0.4146	acceptée
7	6	14800	0.4146	acceptée

Les utilisateurs confondent les demandes 1,2 et 6,7 de façon significative.

Les utilisateurs confondent les demandes 6 et 7 de façon significative.

Sur la base de ce test on peut conclure que les utilisateurs discriminent bien les différents accords entendus ($p < 0.01$) et qu'ils confondent les accords 1 avec 2 et les accords 6 avec 7

Remarque : il n'a pas été trouvé d'explication sur la variabilité de W selon les comparaisons effectuées ni sur sa valeur aussi élevée.

Tableau 4 : Données des réponses par demande, tous utilisateurs confondus. L'erreur standard est quatre fois moins importante pour la demande 4 que pour les autres demandes

demande	moyenne	variance	écart-type	erreur-standard
1	2.86	2.61	1.62	0.12
2	2.99	2.22	1.49	0.11
3	3.74	2.53	1.59	0.12
4	4.1	0.22	0.47	0.04
5	4.47	1.83	1.35	0.1
6	5.54	1.65	1.29	0.1
7	5.56	2.03	1.43	0.11

4.1.4.2 Discussion

Il ressort de l'analyse statistique que les utilisateurs sont capables de discriminer seulement 3 accords de façon significative. Ce résultat nous semble faible : en réfléchissant à la cause de cela nous nous apercevons qu'un ou plusieurs biais existent dans notre protocole de tests.

Premièrement, les utilisateurs n'ont pas été invités à répondre le plus rapidement possible. La grande majorité a appliqué ce comportement de façon tacite, en répondant au stimulus de façon réflexe, voire quasi immédiate ($t < 4s$). Par contre, certains ont adopté un comportement beaucoup plus cérébral, laissant aller leur réflexion au-delà de 20 secondes, ce qui les éloignait énormément du stimulus initial et de la sensation associée.

Deuxièmement, il ressort de l'étude des réponses que certains utilisateurs ont interprété les sons à l'inverse de la grande majorité des autres. Si cette majorité a considéré que les accords plus aigus devaient être placés au-dessus de l'accord de référence, les autres ont réagi de façon opposée, cela bien entendu a une incidence sur le résultat final. Mais, étant donné que la consigne ne donnait pas d'indication à ce niveau, il n'est pas possible d'éliminer une partie de l'échantillon ou d'inverser leurs résultats de façon symétrique à l'accord de référence. Quoi qu'il en soit, nous retrouvons ici, une manifestation du concept évoqué à la section 2.3.2.1, page 44 à propos de la polarité dans la sonification par association de paramètres.

Troisièmement, le fait de demander de positionner un accord toujours par rapport à l'accord de référence provoque deux phénomènes :

Primo, cet accord est plus souvent entendu que les autres, ce qui provoque un apprentissage différent par rapport aux autres.

Secundo, la distance de l'accord de référence par rapport à l'accord à positionner va de zéro à 2 demi-tons dans le sens positif et idem dans le sens négatif. Un protocole correct aurait dû maintenir cet écart constant. Ainsi l'ensemble des accords aurait été référence chacun à son tour.

4.1.4.3 Conclusion

Il ressort de cette expérimentation que les utilisateurs sont capables de discriminer et de positionner 3 accords différents de façon significative sous la condition expérimentale que la fondamentale de cet accord ne soit pas modifiée.

Nous restons persuadés que ce seuil de discrimination peut être augmenté dans la mesure où le protocole d'expérimentation comporterait moins de biais. Nous envisageons par ailleurs de reproduire cette expérimentation en modifiant le protocole en accord avec les constatations réalisées.

Il faut néanmoins remarquer que dans la faible littérature qui traite de ce type d'expérimentation, (Kuusi, 2015) montre dans ses résultats que l'entraînement est très important car seul le groupe des personnes les plus expérimentées au niveau musical obtient des résultats corrects. L'augmentation du seuil de discrimination est peut-être liée à un apprentissage nécessaire.

Comme indiqué en début de chapitre, l'objectif de cette expérimentation était de fixer le **combien**, c'est-à-dire le nombre d'accords différents que des utilisateurs sont capables de déterminer. Il était indiqué que la suite de nos travaux se focaliserait sur le **comment**, c'est-à-dire la façon de présenter ces trois seuils à l'utilisateur.

4.2 Étude de différents types de retour d'informations appliqués à la baropodométrie

4.2.1 Introduction

Avec la généralisation de dispositifs portables de type smartphones et le développement des capteurs, il est envisageable de compléter les séances de rééducation par des informations fournies tout au long de la journée. Mais leurs écrans, de dimensions réduites, sont difficiles à utiliser en situation de mobilité. De plus, la modalité de restitution de l'information ne doit pas perturber ou surcharger les sens utilisés dans la réalisation d'activités quotidiennes.

Nous proposons donc d'explorer l'usage d'un dispositif mobile couplé à l'utilisation d'un smartphone et à l'exploitation de la modalité audio en nous appuyant sur les résultats de notre expérimentation précédente pour la restitution d'informations. L'objectif est d'informer un utilisateur de la qualité des appuis plantaires qu'il exerce lors de la marche. Notre première hypothèse est la suivante :

Hypothèse 1 : est-il possible, par le biais de sons, d'informer un utilisateur qu'il adopte une marche normale ou pathologique ?

À ces fins nous avons conçu et évalué différentes techniques de sonification afin de comparer leur aptitude à véhiculer de l'information dans une forme compréhensible et interprétable par les utilisateurs.

4.2.2 Hypothèses

Afin d'aborder les notions de musique et de rythme, nous allons présenter leur utilisation - afin d'apporter une aide à la locomotion - dans le cas de la maladie de Parkinson (MP).

Que la musique et le rythme aient un résultat positif dans ce type de pathologie ne garantit en aucune manière que cela soit le cas dans des situations correspondant à celles que nous traitons. En effet, dans le cas de MP, rappelons que les patients souffrent d'une maladie dégénérative affectant le système nerveux central. Notre approche, elle, traite de la compensation de la perte de sensibilité au niveau de la voute plantaire grâce à un dispositif utilisant le biofeedback.

En résumé, Si les conséquences médicales sont très différentes dans un cas et dans l'autre, il n'en reste pas moins que la musique et le rythme sont utilisés dans les deux cas.

L'utilisation de métronome (Thaut et al., 1996), de musique rythmée (Thaut, Rathbun, & Miller, 1997) ou de sons naturels diffusés de façon rythmique (Rodger et al., 2014) permet d'améliorer ou de corriger la marche des personnes atteintes par la maladie de Parkinson.

Ces différents exemples abordent plusieurs notions qu'il est important de distinguer et qui sont récapitulées par souci de clarté dans le Tableau 5 et le Tableau 6.

Dans le premier exemple (Thaut et al., 1996), l'information sonore n'a aucune musicalité et se limite aux sons⁵⁵ produits par le métronome, il s'agit du tempo. Le tempo fait référence à l'allure d'un morceau, à sa vitesse générale. L'action de marcher au pas sur le tempo correspond à la fréquence de pas à laquelle les mouvements sont régulés (Levitin, 2010). Ici, le tempo est donné de façon externe⁵⁶ et il est explicite.

Dans le deuxième exemple (Thaut et al., 1997), la musique rythmée véhicule elle aussi des informations de tempo auxquelles s'ajoutent des informations de rythme. Le rythme renvoie à la durée d'une série de notes et à la manière dont elles se regroupent par unités (Levitin, 2010)⁵⁷. Ici, l'information de tempo est implicite, elle est suggérée par la répétition ou la succession de phrases musicales qui s'exécutent au même tempo. L'information de rythme est aussi implicite car elle est, elle aussi, suggérée par les différentes durées des notes et les différentes durées de silences qui les séparent. En synthèse, l'information est donnée de façon externe et elle est de type tempo (implicite) + rythme (implicite).

Nota : Un rythme qui serait composé uniquement de notes ayant la même hauteur n'aurait aucune information musicale. On pourrait qualifier ce cas de figure de rythme explicite.

Le troisième exemple (Rodger et al., 2014) peut être considéré comme plus musical que le métronome en ce sens qu'il englobe différentes fréquences de sons de gravier. Ici aussi, l'information est de type tempo + rythme. Cependant, cette information n'est pas fournie de façon externe à l'utilisateur comme dans les deux cas précédents mais de façon interne. En effet, ce sont les pas effectués par le patient lui-même qui produisent des sons, ceux-ci portant ces informations de tempo et de rythme. Le tempo est implicite comme dans l'exemple 2, le rythme, lui aussi, est implicite.

Le rythme et le tempo sont des concepts tellement liés qu'on les confond souvent (Levitin, 2010). Et en effet, quand le rythme et le tempo entrent en jeu dans les articles qui viennent d'être cités, ces deux notions bien que différentes, ne sont pas considérées à part mais comme un tout. Comment savoir alors quelle variable a un effet significatif ?

⁵⁵ Tous les sons produits ont la même hauteur ou fréquence

⁵⁶ Dans le sens qu'elle est produite de façon complètement indépendante du comportement de cet utilisateur

⁵⁷ Il faut cependant avoir à l'esprit qu'une succession de notes ayant la même hauteur produit elle aussi un rythme étant donné que, selon la définition, le rythme renvoie à la durée des notes et non pas à leur hauteur.

D'autre part, comme nous l'avons précisé, le rythme se manifeste autant dans la succession de notes différentes que dans la succession de notes identiques. Cela nous amène à formuler deux hypothèses auxquelles nous tenterons d'apporter une réponse :

Hypothèse 2 : Le rythme seul permet de faire la différence entre une marche saine et une marche pathologique

Hypothèse 3 : L'ajout d'une mélodie à ce rythme permet de faire encore plus cette différence

Tableau 5 : caractéristiques de chaque type de sonification présenté

Type de sonification	Information	Tempo	Rythme	Musicalité
Métronome	Externe	Explicite	N/A ⁵⁸	Aucune
Musique rythmée	Externe	Implicite	Implicite	Oui
Sons naturels	Interne	Implicite	Implicite	Faible

Tableau 6 : récapitulatif des termes employés avec leur définition

Terme	Définition
Information	Elle est définie comme externe si elle est produite de façon complètement indépendante du comportement de l'utilisateur, interne dans le cas contraire
Tempo	Il fait référence à l'allure d'un morceau, à sa vitesse générale. L'action de marcher au pas est un exemple de tempo
Rythme	Il renvoie à la durée d'une série de notes et à la manière dont elles se regroupent par unités
Musicalité	Nous limitons ici sa définition à : le contraire de tout ce qui est monotone, i.e. le métronome, une suite de notes ayant la même hauteur

Comme le montre (Effenberg, 2005), l'ajout de la modalité visuelle à la modalité audio améliore les résultats d'estimation et de reproduction d'un mouvement. Nous avons voulu adapter la même démarche à notre expérimentation⁵⁹, ainsi nous suivons une progression en terme de richesse d'informations données à l'utilisateur : un premier niveau dans lequel seul le rythme de la marche est donné, puis un deuxième niveau venant compléter le rythme par des informations de pression et enfin un troisième niveau

⁵⁸ Non applicable

⁵⁹ L'expérimentation en question mettait en scène la vidéo d'une personne effectuant des sauts à pieds joints sur place et à différentes hauteurs. Le spectateur assistait à la scène en écoutant uniquement un contenu audio, uniquement un contenu vidéo ou la combinaison des deux. Si les étapes sont identiques, la scène présentée est toujours la même (i.e. une personne effectuant toujours la même action, la hauteur étant le seul élément changeant) alors que dans notre cas nous présentons des marches normales face à des marches pathologiques

complétant les précédents par des informations visuelles. L'idée sous-jacente est que la situation se rapproche de plus en plus des conditions de la marche. D'autre part, nous voulons vérifier les capacités de discrimination de l'information audio quand celle-ci est complétée par une information vidéo (audio et vidéo congruents) mais aussi quand l'information vidéo ne correspond pas (audio et vidéo non-congruents). Ceci permettra de pouvoir faire un parallèle avec une situation équivalente (Scheef et al., 2009). Cela nous amène à formuler deux nouvelles hypothèses.

Hypothèse 4 : L'ajout d'une modalité visuelle aide à la discrimination

Hypothèse 5 : La modalité ajoutée, qu'elle soit ou non congruente avec la modalité audio donne de meilleurs résultats que la modalité audio seule.

4.2.3 *Choix de la configuration baropodométrique*

La Figure 43 représente les valeurs des pressions plantaires d'une personne en station debout : il est possible de constater « rapidement » et de façon globale une surpression au niveau du pied de façon visuelle⁶⁰ tout en ayant en même temps une notion de l'état des 9 capteurs d'un pied ainsi que la localisation de chaque capteur. La modalité visuelle permet de véhiculer des informations de localisation et de valeur, celle-ci étant représentée par la longueur des barres. À cette longueur s'ajoute une sémantique de couleurs qui vient renforcer le message. Combien de sons faut-il pour représenter de façon sonore autant d'informations ? C'est la question à laquelle les paragraphes suivants tentent de répondre.

Dans le cas de la modalité audio que nous avons choisi d'utiliser, Il s'agit de représenter les informations provenant de 9 capteurs positionnés sur une semelle. En associant au minimum un son à chaque capteur, il est nécessaire d'utiliser 18 sons différents pour deux pieds. Dans ce cas, ces informations ne permettront pas une compréhension complète étant donné qu'il faut non seulement présenter l'attribut de position des capteurs, leur localisation sur le pied mais aussi présenter l'attribut de valeur, c'est-à-dire leur niveau de pression.

⁶⁰ Cependant, cela est vrai dans une situation statique (position debout) mais se révélerait certainement plus difficile dans une situation dynamique de type marche

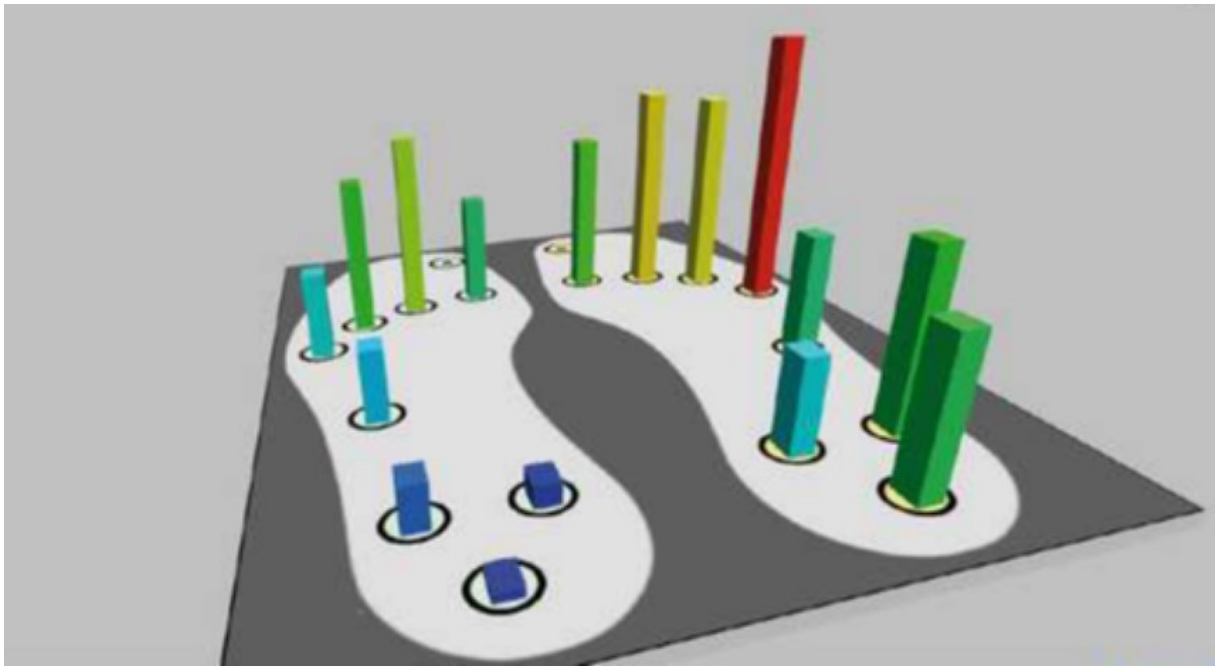


Figure 43 : La modalité visuelle permet à travers une vue d'ensemble de constater les zones en surpression (rouge), ayant une pression normale(verts) et les zones en sous pression (bleus). Source Médicapteurs.

4.2.3.1 Attributs de pression

L'attribution d'une fréquence sonore unique à un capteur permet d'indiquer la présence ou l'absence d'un événement⁶¹ (Figure 44) mais cela implique la coexistence de 18 sons différents.

Avec un seul son par capteur, Il est possible d'indiquer si une pression est supérieure à un seuil donné, Figure 45a, ou si la pression est comprise entre deux seuils (Figure 45b). Dans le premier cas, il y a une zone de pressions qui ne sera pas sonifiée qui s'étend de zéro à seuil 1. Dans le deuxième cas, il y a deux zones, l'une comprise entre zéro et seuil 1 et l'autre comprise entre seuil 2 et au-delà.

⁶¹ Bien entendu, cela permet d'indiquer aussi la durée de l'événement mais cela n'apporte rien en termes de pression

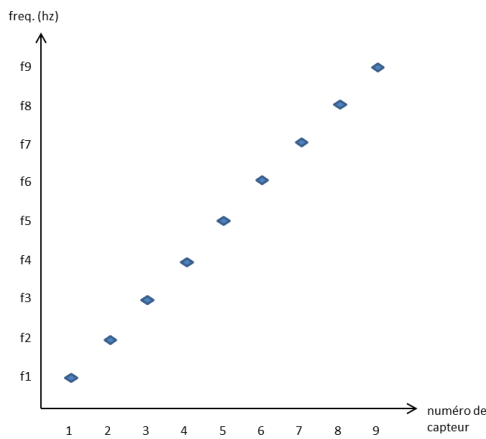


Figure 44 : Attribution d'une note à chaque capteur.

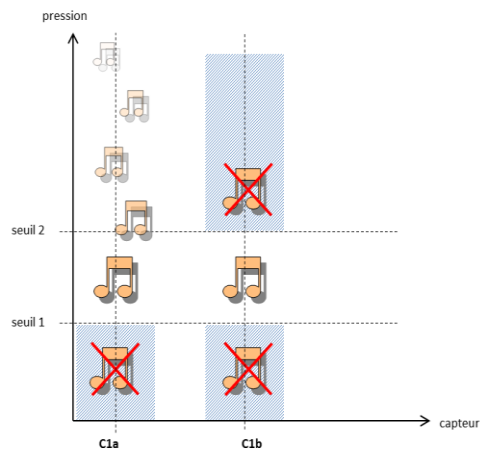


Figure 45 : L'utilisation d'une note permet d'indiquer uniquement une information relative à un seuil.

C1a : la note est produite si $p > \text{seuil1}$.

C1b : la note est produite si $p > \text{seuil 1}$ et si $p < \text{seuil 2}$. Les zones hachurées correspondent à l'absence d'information sonore.

L'attribution de deux fréquences discrètes, basse et haute (Figure 46), permet d'indiquer trois seuils de pression :

- entre zéro et seuil bas : pas de sons
- entre seuil bas et seuil haut : le son 1 est joué
- au-dessus du seuil haut : le son 2 est joué.

L'indication des variations de pression peut se faire aussi par des variations de fréquences sonores (Figure 47). Cependant, ces plages devront être indépendantes, chaque capteur devra posséder une plage de fréquence propre, évoluant entre sa fréquence basse et sa fréquence haute et correspondant aux extrêmes de pression minimum et maximum afin d'éviter toute équivoque. Cela nécessite cependant 36 notes différentes (2 pieds x 9 capteurs x 2 notes), si les notes pour chaque pied sont identiques, seulement 18 notes seront nécessaires mais le risque existe que la même note soit jouée en même temps pour les deux pieds pendant la phase de double appui⁶².

Dans les deux cas (notes discrètes ou variation entre deux notes) il restera une zone qui ne sera pas sonifiée (Figure 48a et b). Dans les cas à une ou deux notes il reste toujours au moins une zone non sonifiée, pourtant, quelle qu'elle soit c'est une zone où une pression est exercée. C'est une configuration où deux comportements du son différent (pas de son ou son joué) pour deux situations où une pression est exercée, ce qui n'est pas homogène

⁶² Période pendant laquelle les deux pieds sont en contact avec le sol, voir Figure 10, page 26

Étude de différents types de retour d'informations appliqués à la baropodométrie

même si les pressions sont différentes. Trois notes sont donc nécessaires pour décrire une variation complète de pression autour de deux seuils.

Cela porte le nombre de notes différentes à 54 (2 pieds x 9 capteurs x 3 notes) ou, si les notes pour chaque pied sont identiques, à 27. Pour qu'une personne puisse connaître la position d'un capteur donné, elle devra avoir la capacité de distinguer un triplet de notes parmi les 18 triplets existants. Cela paraît difficile compte tenu de la capacité des utilisateurs à distinguer 7 +/- 2 niveaux différents (Miller, 1956). Cette approche ne nous semble pas être une bonne solution.

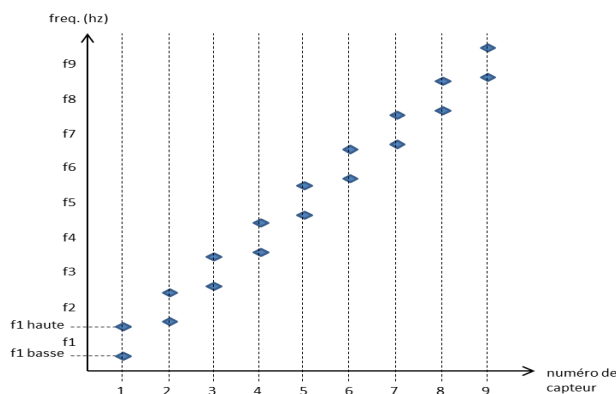


Figure 46 : Attribution de deux fréquences à chaque capteur.

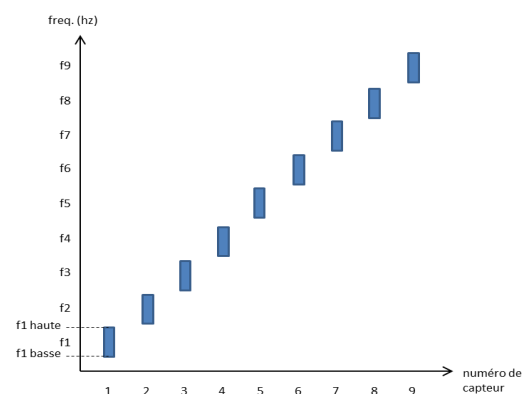


Figure 47 : Attribution d'une plage de fréquence à chaque capteur.

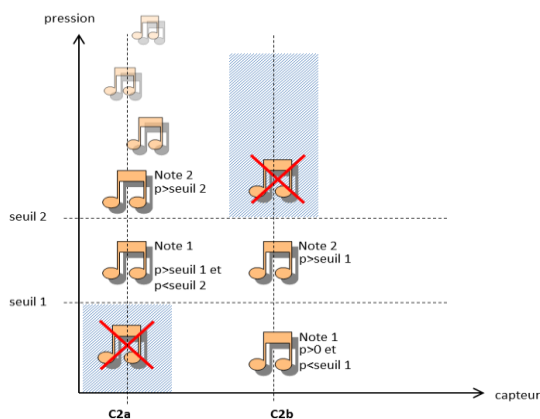


Figure 48 a et b : 2 notes permettent d'indiquer des informations relatives à 2 seuils. Les zones hachurées correspondent à l'absence d'information sonore.

4.2.3.2 Attributs de positionnement

Une manière d'éviter le problème d'avoir à indiquer la position des capteurs stimulés est de traiter l'ensemble de la voute plantaire comme une seule zone constituée de 9 capteurs. Dans ce cas, il n'est plus nécessaire d'indiquer qu'une seule information, à savoir la somme de la pression de tous les capteurs. Étant donné que le nombre de sons nécessaires diminue puisque divisé par 9, il est possible d'augmenter dans ce cas leur nombre qui peut aller au-delà de trois comme proposé dans le paragraphe précédent. La palette sonore de pressions sera plus étendue et une variation continue de la fréquence entre un seuil mini et un seuil maxi donné est même imaginable. Cette solution a cependant été envisagée et a fait l'objet d'une phase de pré-tests qui se sont révélés non concluants. En effet cette approche, si elle permet d'informer sur la dynamique du déroulement d'un pas, génère un même son identique pour une pression donnée et ce, que la dite pression se situe au niveau de la zone postérieure (talon) ou au niveau de la zone antérieure du pied. En conclusion, dans ce cas de figure, l'attribut de positionnement ne peut pas être donné par les sons. Cet attribut de positionnement sera bien entendu donné par la proprioception mais la démarche présente vise à mettre en valeur la différence d'informations donnée par la modalité visuelle à travers une seule image et celle donnée par la modalité sonore.

4.2.3.2.1 Définition des zones

Il est nécessaire de faire un choix entre le nombre de zones à décrire et le nombre de sons à utiliser. Ce choix est matérialisé par une courbe de type $f(x) = \frac{1}{x}$, $x \in [1, n]$ sur la base de 3 sons par capteur (Figure 49). Le choix de trois zones et 9 sons est un compromis correct car il a une correspondance réelle avec le déroulement du pied dans le cas de la marche, La phase de mise en charge (attaque du talon), La phase de milieu d'appui (médio-pied) et La phase de fin d'appui (avant pied). Pendant le processus de la marche, ces zones sont aisément identifiables et permettent de donner une réalité à l'attribut position à travers la modalité audio.

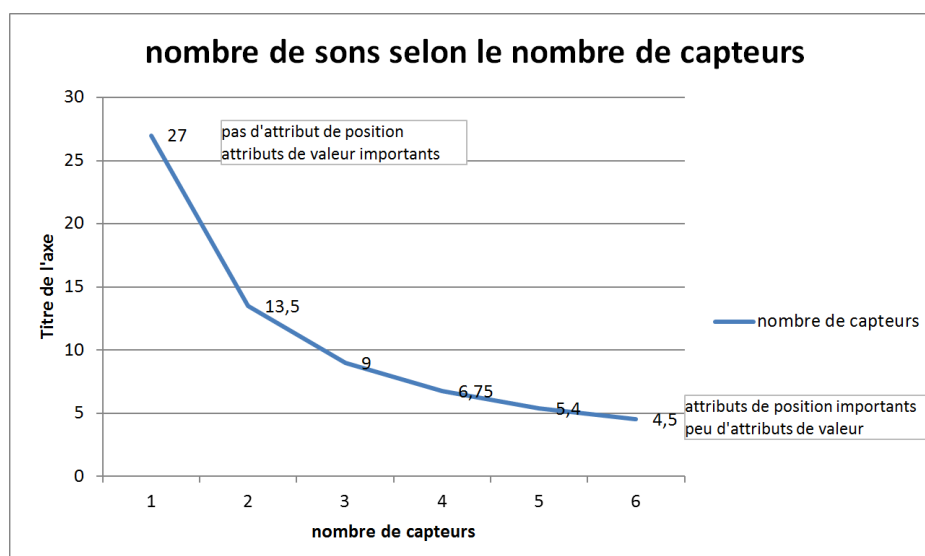


Figure 49 : L'utilisation de la modalité audio nécessite de faire un choix entre les attributs de position et de valeur : pour une zone sonifiée, l'attribut position est nul alors que l'attribut valeur est important. A l'inverse l'augmentation des zones augmente l'attribut position et fait diminuer l'attribut valeur.

Pour le traitement des données, nous avons donc fait le choix de regrouper les capteurs en trois zones, talon, médiale et latérale (Figure 50). Pour établir les niveaux de pression de chacun des trois sons, une fourchette de valeurs correspondant à la moyenne plus ou moins un écart-type est calculée sur la totalité des pas enregistrés lors des tests de marche normale. A l'intérieur de cette fourchette (Figure 51) le niveau de pression est considéré comme normal. Au-delà, une modulation du signal sonore devra signifier au patient une déviation excédant l'écart-type. Le parti pris est d'indiquer une modulation sonore de fréquence plus élevée si le niveau de pression est supérieur à un écart type (+1SD) et de fréquence moins élevée si le niveau de pression est inférieur à 1 écart type (- 1SD). L'étape suivante est le choix des sons qui seront générés selon la zone du pied et les pressions exercées.

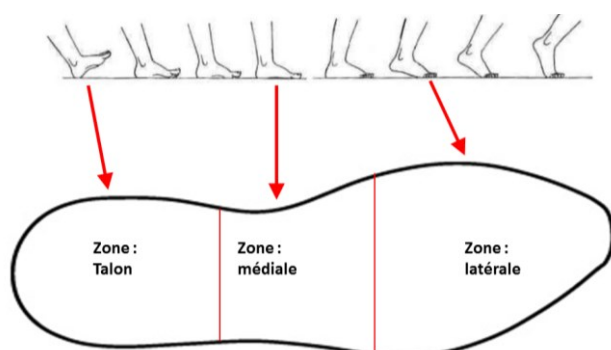


Figure 50 : Localisation des trois zones, talon, médiale et latérale et leur activation pendant le déroulé du pied. Partie supérieure de l'image : (Dawber Rodney, Bristow Ivan, 1996)

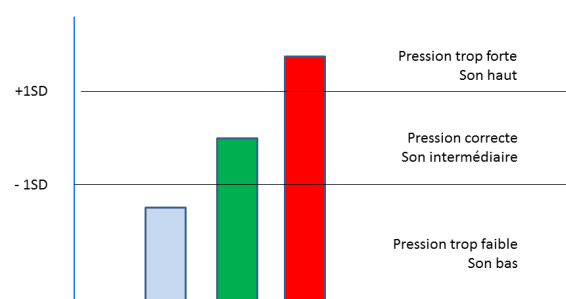


Figure 51 : Niveaux de pression : chaque zone génère une information de pression sur 3 niveaux

4.2.3.2.2 Positionnement des capteurs

La distribution des capteurs est inspirée de la répartition proposée par (Claverie, Ille, & Moretto, 2015; Hennig & Milani, 1995), voir Figure 52. Cette distribution permet d'obtenir plus de 80% des pressions plantaires à partir d'un nombre réduit de capteurs.

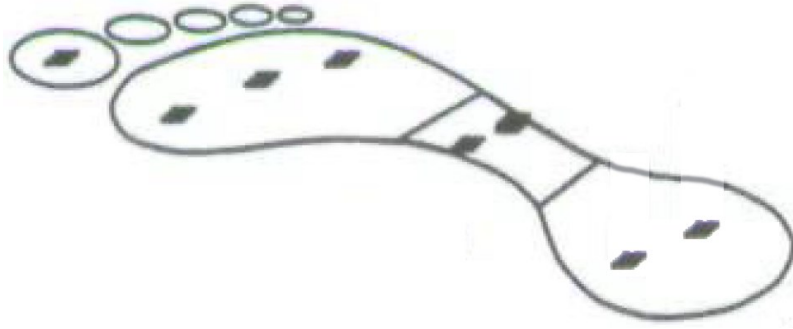


Figure 52 : Emplacement des capteurs selon la proposition originale de (Hennig & Milani, 1995)

Les valeurs de pression des groupes correspondent à la somme des valeurs de pression des capteurs associés, par exemple la pression du groupe talon correspond à la somme des pressions des capteurs 5,7 et 8 (Figure 53).

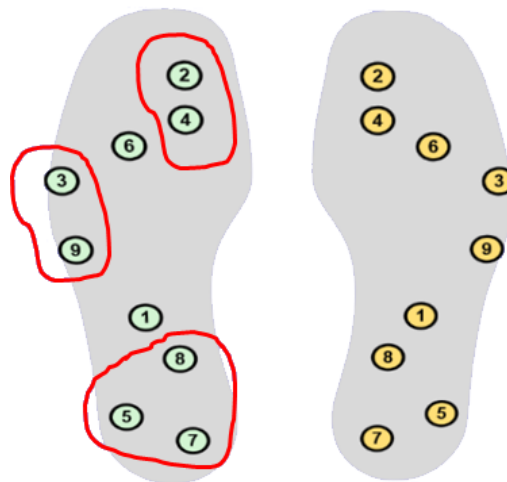


Figure 53 : Répartition des capteurs et regroupement en trois zones.

4.2.4 Principe de l'expérimentation

Sur la base des choix faits dans la section précédente à partir de la détermination des attributs de pression et des zones de l'empreinte du pied, 4 concepts se dégagent :

- **L'appui du pied** est résumé à 3 phases, le talon, le latéral et l'antérieur
- **La sonification** consiste en l'émission d'un son pour chaque phase
- **Les informations à présenter** sont celles d'un appui normal ou d'un appui anormal
- **L'appui anormal** correspond soit à une surpression ou à une sous-pression

Le principe de l'expérimentation est de valider une **sonification** qui permette de percevoir les trois phases de **l'appui du pied** en présentant les **informations** nécessaires à la perception -ou la compréhension- des **appuis anormaux**.

4.2.5 Matériel et méthodes

4.2.5.1 Matériel

L'expérimentation a été menée sur un ordinateur portable Hewlett-Packard EliteBook 8560p équipé d'un processeur Intel Core i7 et de 2 Go de mémoire Vive. L'application a été développée en JAVA 1.6. et utilise l'API JFugue version 5. Les réponses des utilisateurs sont enregistrées dans des fichiers CSV⁶³. Le nom des fichiers précise le numéro de la condition expérimentale utilisée. Ces fichiers contiennent les informations suivantes : numéro d'utilisateur, numéro d'étape, numéro de question, type de question, type de son, code de la réponse donnée, temps mis pour répondre, validité de la réponse (juste ou fausse).

L'interface de l'application est présentée Figure 54, elle est composée de trois zones :

- 1) cette zone abrite le menu qui permet à l'évaluateur de choisir le fichier de données contenant les questions qui seront posées à l'utilisateur
- 2) cette zone diffuse les vidéos dans l'étape audio + vidéo, dans les autres cas elle est vide
- 3) cette zone contient les boutons dont l'apparence et la fonction change selon le contexte, permettant de répondre aux questions selon que celles-ci concernent uniquement le son ou le son plus l'image. Elle est nommée zone de réponses et transitions.

⁶³ Fichiers au format texte contenant des données séparées par des virgules (COMMA SEPARATED VALUES). Ces fichiers sont lisibles et éditables par des tableurs



Figure 54 : Interface de l'application pour l'expérimentation numéro 2. 1) zone de menu. 2) zone des vidéos. 3) zone de réponses et transitions. En l'occurrence, l'étape présentée est l'étape de mise en contexte dans laquelle l'utilisateur visionne des informations audio vidéo d'une marche normale. Dans cette étape de mise en contexte, l'utilisateur n'a pas à donner de réponse mais se contente de demander le passage à la suite.

La zone de réponses et transitions est représentée Figure 55 lors des étapes audio avec rythme seul ou audio avec rythme et pression. Dans ces deux étapes, l'utilisateur écoute seulement des sons : il doit indiquer à La fin de l'écoute s'il estime que l'information sonore diffusée correspond à une marche pathologique ou une marche normale.

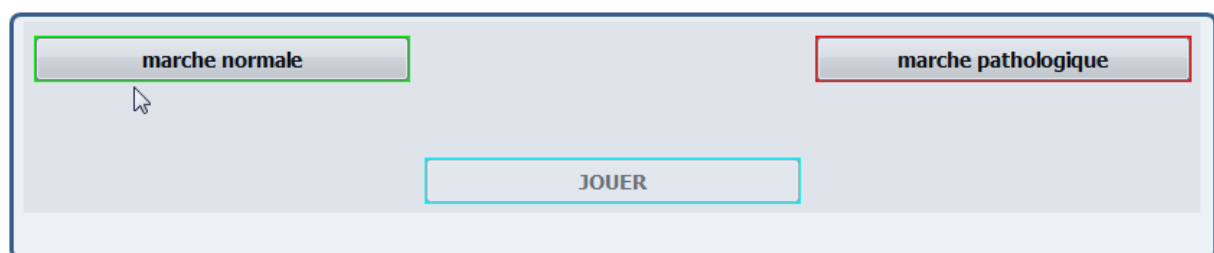


Figure 55 : détail de la zone réponses et transitions correspondant aux étapes "rythme seul" et "rythme et pression". Dans cette étape, l'utilisateur doit indiquer s'il considère que l'information sonore qu'il a entendue correspond à une marche normale ou pathologique.

Cette même zone se présente différemment lors de l'étape audio vidéo, voir Figure 56. Dans cette étape, l'utilisateur visionne une vidéo associée à des sons : il doit indiquer à La fin du visionnage s'il estime que l'information sonore diffusée est en accord avec la vidéo ou pas. Quatre combinaisons sont possibles selon que la vidéo corresponde à une marche normale ou pathologique et que l'audio corresponde à une marche normale ou pathologique.

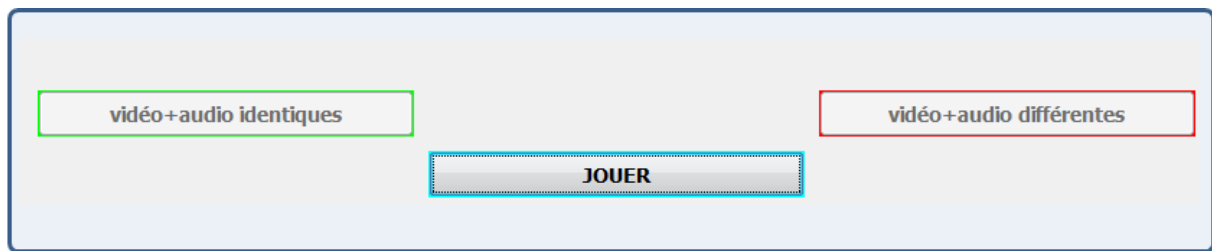


Figure 56 : détail de la zone réponses et transition correspondant à l'étape "audio vidéo". Dans cette étape, l'utilisateur doit indiquer s'il considère que l'information sonore qu'il a entendue correspondait ou pas à la vidéo qu'il a visionnée

La Figure 57 présente trois fenêtres popup: la première fenêtre indique à l'utilisateur qu'il va commencer l'étape audio avec rythme seul, elle lui rappelle aussi la consigne à suivre pour l'étape à venir. La deuxième fenêtre indique à l'utilisateur qu'il va commencer l'étape audio avec rythme et pression, elle lui rappelle aussi la consigne à suivre pour l'étape à venir. Enfin la dernière fenêtre indique à l'utilisateur qu'il va commencer l'étape audio vidéo, elle lui rappelle aussi la consigne à suivre pour l'étape à venir.

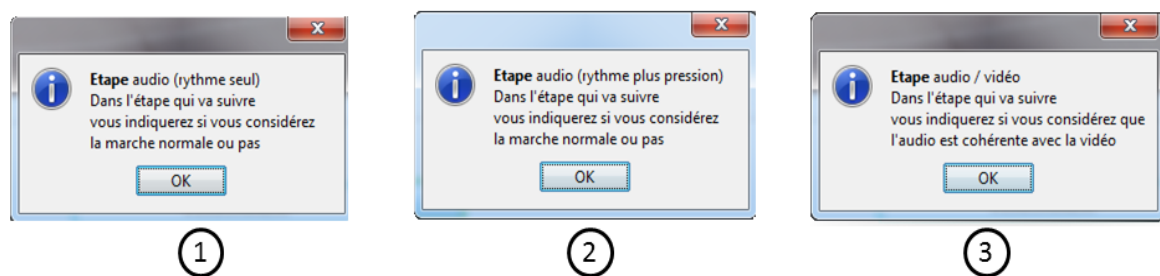


Figure 57 : fenêtres popup avertissant l'utilisateur qu'il entre dans une nouvelle étape. Chaque fenêtre répète la consigne à réaliser pour la suite. 1) étape rythme seul. 2) étape rythme plus pression. 3) étape audio vidéo

4.2.5.2 Population

L'expérimentation a été réalisée avec 12 personnes âgées de 19 à 57 ans (moyenne 34,3, écart type 14,5), 6 femmes et 6 hommes. Il leur a été demandé d'estimer leur niveau musical sur une échelle contenant les cinq niveaux suivants : novice, solfège, pratique d'un instrument, confirmé, expert⁶⁴. Selon leur propre jugement, 75% se considèrent novices, 17% pratiquent un instrument et 8% se considèrent experts dans la pratique d'un instrument. Ce niveau musical a été défini sur la foi des utilisateurs eux-mêmes, nous n'avons pas procédé à un test de mesure du niveau musical des utilisateurs de type Ollen Musical Sophistication Index.

Leurs connaissances en pathologies de la marche sont uniformément réparties entre aucune, novice, confirmé et intermédiaire. 75% d'entre eux n'ont jamais participé à une expérimentation sur les pathologies de la marche.

4.2.5.3 Protocole d'expérimentation

4.2.5.3.1 Pré-tests

La phase de pré-tests a révélé que l'évaluation des différentes marches pathologiques boiterie, obèse, festination, pied équin engendrait un protocole trop long. Afin de diminuer la durée de celui-ci, seule la marche pathologique de type boiterie a été conservée dans le protocole expérimental étant donné que c'est la pathologie la plus fréquente. Cette même phase de pré-tests a révélé que la durée des séquences était trop courte. Nous avons donc décidé que pour chaque question le contenu multimédia serait joué trois fois de suite menant ainsi à 12 pas.

4.2.5.3.2 Expérimentation

Dans les deux premières étapes de test, un contenu audio est diffusé, dans la troisième étape, un contenu vidéo supplémentaire est ajouté. Le contenu audio consiste en la restitution des enregistrements de pression selon 4 conditions expérimentales, voir Tableau 7. Ces conditions expérimentales ont été retenues dans une phase d'exploration qui est décrite au chapitre 5.

⁶⁴ Voir annexe 7.3.3 Formulaire anonyme de renseignements, page 231

Tableau 7 : Description des conditions expérimentales de sonifications retenues

	Condition expérimentale	Résumé	détail
CAS 1	CE1	trois notes de musique identiques, situation contrôle	<i>Cette condition expérimentale possède la plus faible musicalité, en cas de marche normale, 3 notes identiques se succèdent</i>
CAS 2	CE2	un accord en Do majeur par zone	<i>Cette condition expérimentale s'apparente beaucoup à la première étant donné qu'elle remplace la succession de 3 notes identiques par 3 accords de DO majeur</i>
CAS 3	CE3	Un accord en Do majeur égrené sur les 3 zones (une note par zone)	<i>l'accord de musique égrené aide l'utilisateur dans la discrimination</i>
CAS 4	CE4	Cas 3 précédé des notes de l'accord référence du pas valide.	<i>la présentation de la note référence apporte une aide supplémentaire aux utilisateurs par rapport à ceux ayant utilisé le Cas 3</i>

Dans l'expérimentation, seul le retour d'informations du pied gauche est diffusé. A l'issue de la diffusion de chaque contenu, une question est posée au participant dont le détail est donné ci-après et résumé dans le Tableau 8.

Lors de la première étape, les sujets entendent seulement la chronologie du déroulement du pied au sol et l'enchaînement des pas. Aucune information sur le niveau de pression n'est communiquée. A l'issue de l'écoute, les participants doivent indiquer s'il s'agit d'une marche normale ou d'une marche pathologique. L'objectif est de vérifier la capacité de discrimination d'une marche normale ou pathologique uniquement à partir du rythme (hypothèse 2).

Lors de la seconde étape, les sujets entendent une bande son dont la valeur des notes varie selon la pression exercée sur la zone de l'empreinte. A l'issue de l'écoute, les participants doivent indiquer s'il s'agit d'une marche normale ou d'une marche pathologique. L'objectif est de vérifier si l'apport d'une deuxième information permet une meilleure discrimination (hypothèse 3).

La troisième étape ajoute des informations vidéo qui mettent un peu plus le participant dans le contexte de la marche. Dans un cas, les sons reflètent les pressions réellement exercées. Dans l'autre, ils correspondent à des pressions qui ont été modifiées artificiellement. Dans les deux cas, le rythme audio correspond à la vidéo. A l'issue de la séquence audiovisuelle, les participants doivent indiquer si l'audio et la vidéo sont congruents ou pas. L'objectif est de vérifier si la vidéo ajoutée à l'audio permet une meilleure discrimination (hypothèses 4 et 5).

Tableau 8 : Récapitulatif des réponses possible selon l'étape.

Étape	Réponse possible	
Rythme	Marche normale	Marche pathologique
Mélodie	Marche normale	Marche pathologique
Audiovidéo	Vidéo + audio identiques	Vidéo + audio différentes

L'expérimentation est précédée par une phase de mise en contexte permettant au participant de se familiariser avec le contenu audiovisuel. Dans cette étape, l'utilisateur est informé qu'il va visionner plusieurs fois la même vidéo d'une personne effectuant une marche normale, non pathologique, accompagnée des sons correspondants à cette marche normale.

Chaque participant écoute un seul des 4 cas de sonification parmi les cas décrits Tableau 7. L'expérimentation comptabilise le nombre de réponses justes face aux informations présentées.

Pour chaque condition expérimentale, en plus de l'étape de mise en contexte, il y a 3 étapes qui sont composées des situations suivantes, voir Tableau 9 :

Tableau 9: intitulé des étapes, nombre de questions et leur description.

Étape 1, rythme : 16 questions, quatre situations	
4 questions	situation de type « marche normale 1 »
4 questions	situation de type « marche normale 2 »
4 questions	situation de type « marche pathologique 1 »
4 questions	situation de type « marche pathologique 2 »
Étape 2, mélodie (rythme plus pressions) : 16 questions, quatre situations	
4 questions	situation de type « marche normale 1 »
4 questions	situation de type « marche normale 2 »
4 questions	situation de type « marche pathologique 1 »
4 questions	situation de type « marche pathologique 2 »
Étape 3, audio-vidéo (mélodie plus vidéo) : 32 questions, 8 situations	
4 questions	situation de type « marche normale 1 » audio et vidéo congruents
4 questions	situation de type « marche normale 2 » audio et vidéo congruents
4 questions	situation de type « marche pathologique 1 » audio et vidéo congruents
4 questions	situation de type « marche pathologique 2 » audio et vidéo congruents
4 questions	situation de type « marche normale 1 » audio et vidéo non congruents
4 questions	situation de type « marche normale 2 » audio et vidéo non congruents
4 questions	situation de type « marche pathologique 1 » audio et vidéo non congruents
4 questions	situation de type « marche pathologique 2 » audio et vidéo non congruents

Étude de différents types de retour d'informations appliqués à la baropodométrie

Pour chaque condition expérimentale (i.e. le type de retour sonore joué) les étapes sont contrebalancées entre les utilisateurs, voir Tableau 10

Tableau 10 : Détail du protocole d'expérimentation.

Groupe de 3 participants	Condition expérimentale				
groupe 1	CE1	Etape de familiarisation identique	Étape 1	Étape 2	Étape 3
groupe 2	CE2		Étape 1	Étape 2	Étape 3
groupe 3	CE3		Étape 1	Étape 2	Étape 3
groupe 4	CE4		Étape 1	Étape 2	Étape 3
			contrebalancées		

4.2.6 Résultats

4.2.6.1 Choix des tests statistiques⁶⁵

Les données recueillies auprès des utilisateurs sont le temps de réponse aux questions et les réponses elles-mêmes. Seules les réponses ont été analysées. La variable réponse est de type qualitatif. Elle n'est pas ordinale ni nominale mais binomiale, c'est-à-dire que ses deux modalités (oui ou non) sont mutuellement exclusives. Les échantillons sont indépendants étant donné que les utilisateurs n'ont participé qu'à une seule condition expérimentale. Les comparaisons d'un seul échantillon à une distance théorique ont été réalisées avec le test binomial. Les comparaisons de deux échantillons indépendants ont été réalisées avec le test de Fisher. Les comparaisons de plus de deux échantillons ont été réalisées avec le test χ^2 de Pearson. Le logiciel R⁶⁶ version 3.0.2 a été utilisé pour tous les tests statistiques et la majorité des représentations graphiques.

Afin d'aider à la compréhension des résultats et à leur analyse, le Tableau 7 est remémoré ci-dessous, par la suite il sera fait mention aux conditions expérimentales CE1 à CE4 :

Tableau 11 : Description des conditions expérimentales de sonifications retenues

	Condition expérimentale	Description
CAS 1	CE1	trois notes de musique identiques, situation contrôle
CAS 2	CE2	un accord en Do majeur par zone
CAS 3	CE3	Un accord en Do majeur égrené sur les 3 zones (une note par zone)
CAS 4	CE4	Cas 3 précédé des notes de l'accord référence du pas valide.

4.2.6.2 Résultats par étapes selon les conditions expérimentales

Nous étudions ici les résultats des trois étapes de chaque condition expérimentale.

De façon globale, les conditions expérimentales CE1 et CE2 ne donnent pas de résultats significatifs, quelle que soit l'étape, Figure 58.

La première condition expérimentale de sonification (CE1) possède la plus faible musicalité, en effet, en cas de marche normale, 3 notes identiques se succèdent : le fait de présenter une information de type langage de commande où seulement les différences à la norme sont indiquées n'aide donc pas à faire la discrimination. Plus étonnant, les performances baissent entre l'étape rythme et l'étape mélodie alors que cette dernière apporte plus

⁶⁵ Réalisé à partir de « Arbre de choix des tests et fonctions R statistiques - V3.xls », <http://anastats.fr>, société de formation, études et conseil en statistiques

⁶⁶ <http://www.r-project.org/>

d'informations sonores en cas de marche anormale : les notes supplémentaires qui sont présentes uniquement si le pas est anormal ne sont pas détectées plus facilement.

La deuxième condition expérimentale (CE2) s'apparente beaucoup à la première étant donné qu'elle remplace la succession de 3 notes identiques par 3 accords de DO majeur, à ce titre une musicalité plus importante lui est attribuée étant donné que l'accord est composé de trois notes. Cependant, la configuration est toujours celle d'un langage de commande. Comparée à CE1, cette deuxième condition expérimentale présente des résultats meilleurs dans l'étape rythme mais moins bons dans l'étape mélodie

Les conditions expérimentales 3 (CE3) et 4 (CE4) donnent des résultats significatifs dans les étapes rythme (1) et mélodie (2), les résultats de CE4 étant significativement meilleurs que ceux de CE3. Dans l'étape rythme (1), la p-value de la CE3 est $p < 0.05$ et celle CE4 de $p < 0.01$. Dans l'étape mélodie (2), la p-value de la CE3 est $p < 0.001$ et celle de CE4 est $p < 0.001$ – test binomial. En conséquence, il est possible d'affirmer que l'accord de musique égrené (CE3) aide l'utilisateur dans la discrimination. Il est aussi possible d'affirmer que la présentation de la note référence dans la quatrième condition expérimentale (CE4) a apporté une aide supplémentaire aux utilisateurs par rapport à ceux ayant utilisé la troisième.

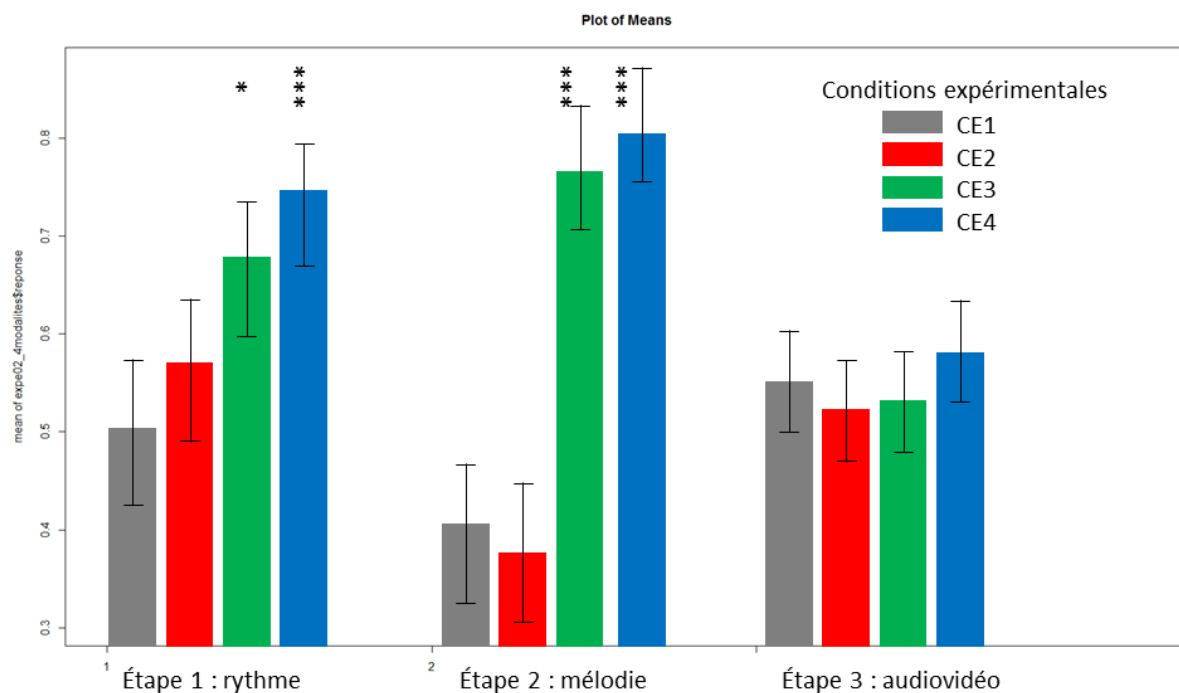


Figure 58 : Pourcentage de réponses justes selon les conditions expérimentales et les étapes (1, 2 et 3) : les étapes 1

4.2.6.3 Comparaison des résultats entre conditions expérimentales

Nous comparons ici les trois étapes de chaque condition expérimentale.

Les tests exacts de Fisher sur les réponses globales par étape selon les quatre conditions expérimentales donnent des résultats significatifs pour les étapes 1 et 2 :

Étape 1 : p-value = 0.003951 ** <0.01

Étape 2 : p-value = 0.0035 ** <0.01

Étape 3: p-value = 0.8422

Nous pouvons donc faire Les tests de comparaison multiples (post-hoc)⁶⁷ pour ces deux étapes. Le test réalisé est le Pairwise Fischer Test avec ajustement de Holm. Les résultats sont les suivants :

Étape rythme (1) : Il n'y a pas de condition expérimentale meilleure qu'une autre de façon significative (Figure 59 et Tableau 12). Cela se retrouve dans le fait que les résultats se chevauchent au niveau des IC95 (Figure 58).

Tableau 12: Valeur de la p-value suite à la comparaison multiple par paire pour l'étape 1 (rythme).

	CE1	CE2	CE3
CE2	1.00	-	
CE3	0.67	1.00	-
CE4	0.21	0.67	1.00

Étape mélodie (2) : Les conditions expérimentales 3 et 4 sont meilleures que 1 et 2 (globalement, le résultat est opposé 2 à 2). Mais il n'y a pas de différence significative entre la condition expérimentale 3 et 4 même si cette dernière est meilleure (Figure 59 et Figure 60). En conclusion, même si une tendance peut être constatée, l'ajout de la note de référence dans l'accord égrené n'apporte pas d'amélioration significative dans la discrimination au vu des résultats.

Tableau 13 : Valeur de la p-value suite à la comparaison multiple par paire pour l'étape 2 (mélodie).

	CE1	CE2	CE3
CE2	1.00000	-	
CE3	0.00111	0.00068	-
CE4	0.00028	0.00014	1.00000

⁶⁷ <http://cran.r-project.org/web/packages/fmsb/index.html>

Étape audioVidéo (3) : Les résultats se chevauchent, voire sont confondus : quelle que soit la condition expérimentale, l'apport de la vidéo dans l'expérimentation n'a pas aidé à améliorer la discrimination.

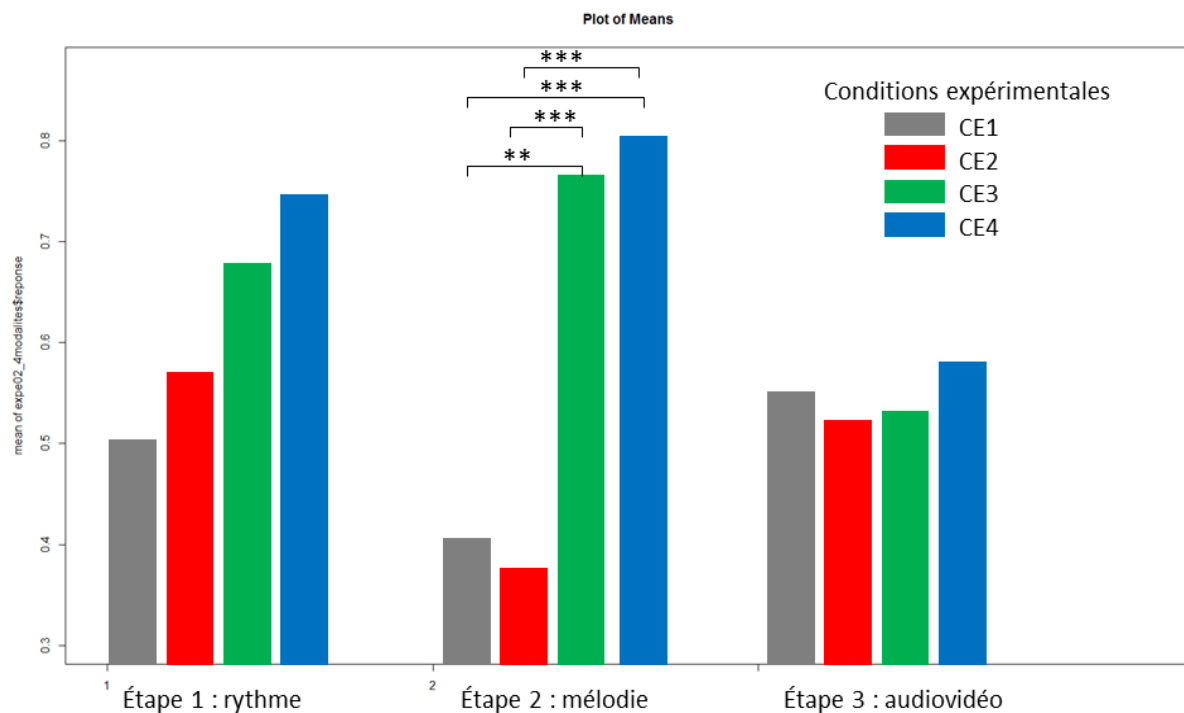


Figure 59 : Comparaison des résultats entre conditions expérimentales.

Figure 60, pour CE1 et CE2, il y a une chute importante de la discrimination entre l'étape rythme (1) et l'étape mélodie (2) alors que la discrimination augmente pour CE3 et CE4 dans ces étapes, voir Figure 61. La différence entre ces deux groupes de conditions se situe dans la musicalité, le premier groupe étant de type langage de commande alors que le deuxième groupe égrène un accord de DO. Cela prouverait que l'accord de musique porte un sens supérieur (de par sa cohérence ou son organisation) et que celui-ci aide les utilisateurs à discriminer les sons normaux ou pathologiques. En conséquence, cela montre que la variation de notes seules n'intervient pas complètement dans la discrimination et que la relation entre ces notes, d'ordre musical dans notre cas, a une importance.

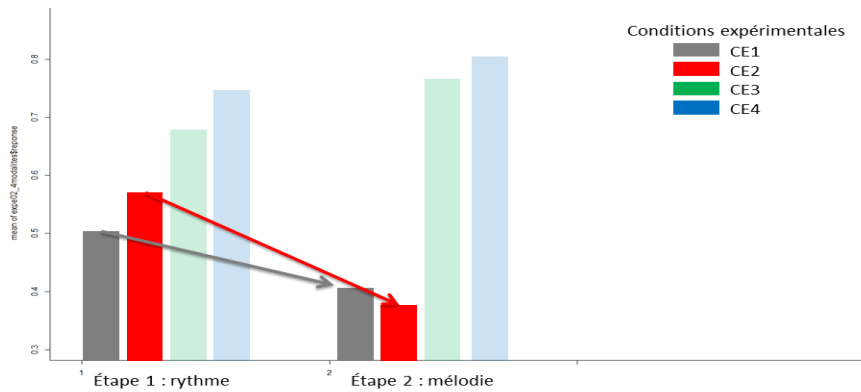


Figure 60 : Comparaison des résultats entre les phases rythme et mélodie pour les conditions expérimentales 1 et 2. Une baisse de performances entre les deux étapes est constatée.

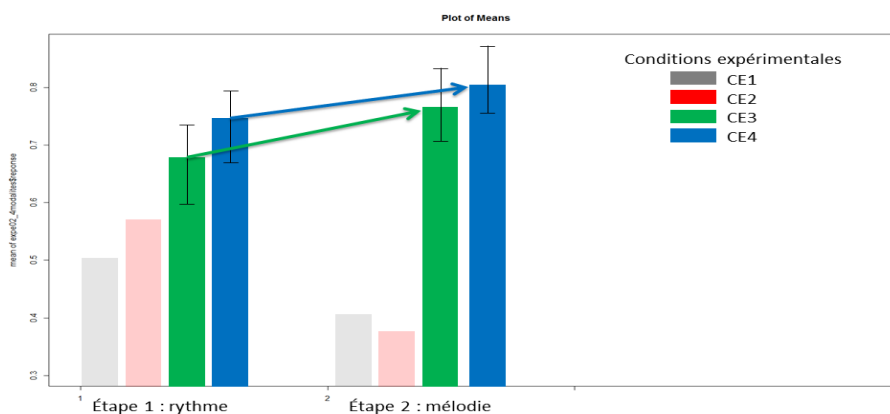


Figure 61 : Comparaison des résultats entre les phases rythme et mélodie pour les conditions expérimentales 3 et 4. Une amélioration des performances entre les deux étapes peut se remarquer.

D'autre part, en examinant l'étape rythme dans laquelle les utilisateurs n'avaient pas d'information sur la pression, nous pouvons aussi constater une meilleure discrimination toujours en faveur groupe CE3 CE4 vis-à-vis du groupe CE1 CE2. La différence entre les marches normales et pathologiques correspond à un rythme différent : il est plus saccadé pour les marches pathologiques et il est plus régulier pour les marches normales. La conclusion de cela est qu'une succession de notes égrenées selon un accord de musique aide mieux à faire la différence entre un rythme saccadé et un rythme régulier qu'une succession de notes identiques : La mélodie issue de notes de musiques égrenées en un accord favorise la détection de la variation de rythme entre ces notes.

Pour l'étape audio vidéo, Figure 62, les résultats sont très proches quelle que soit la condition expérimentale : alors que les CE3 et CE4 étaient meilleures pour les étapes rythme ou mélodie, cet avantage est perdu dans cette étape. En conclusion, l'hypothèse de l'ajout de la vidéo comme une information complémentaire étant censée rapprocher l'utilisateur du contexte de la marche n'est pas validée. Au contraire, il se produit un phénomène de focus attentionnel saturé dans lequel les utilisateurs peinent à utiliser l'ensemble des informations qui leur sont fournies.

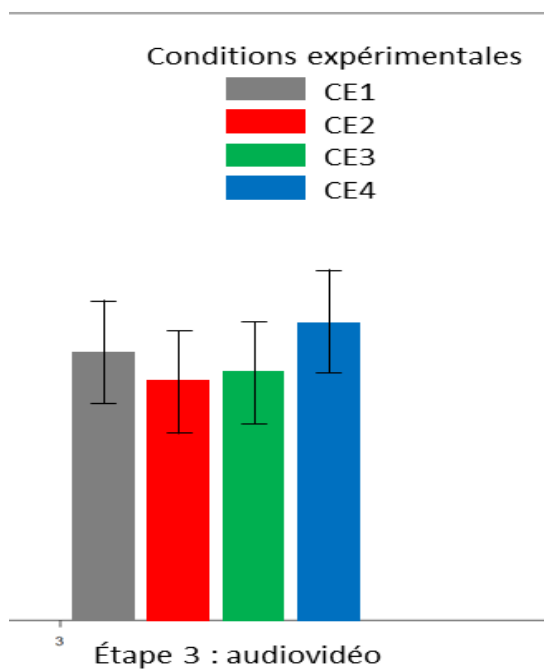


Figure 62 : Comparaison des 4 conditions expérimentales pour l'étape audio vidéo.

Les résultats de l'étape audio-vidéo nous poussent à nous interroger sur le manque de performances de cette étape. Nous décidons de différencier les résultats selon qu'ils soient de type congruent ou de type non congruent.

4.2.6.4 Reconsidération de l'étape audio-vidéo

L'étude des résultats en différenciant la présentation d'audio et vidéo congruents et non congruents fournit les résultats suivants :

Figure 63, la présentation de contenus audiovisuel non congruents fait baisser les performances de discrimination dans les 4 conditions expérimentales. D'autre part, cette présentation ne donne pas de résultats significatifs ($p > 0.05$ dans tous les cas).

Le test binomial donne des résultats significatifs dans deux cas où l'audio et la vidéo sont congruents : pour la condition expérimentale 1 ($p\text{-value} = 0.00072$ *** < 0.001) et pour la condition expérimentale 4 ($p\text{-value} = 0.00002$ *** < 0.001), en conclusion, pour ces deux conditions l'ajout de la vidéo à l'audio donne des résultats significatifs.

La différence entre la vidéo congruente et la vidéo non congruente pour ces deux conditions est elle aussi significative : pour la condition expérimentale 1 ($p\text{-value} = 0.00018$ *** < 0.001) et pour la condition expérimentale 4 ($p\text{-value} = 0.9.4\text{e-}06$ *** < 0.001).

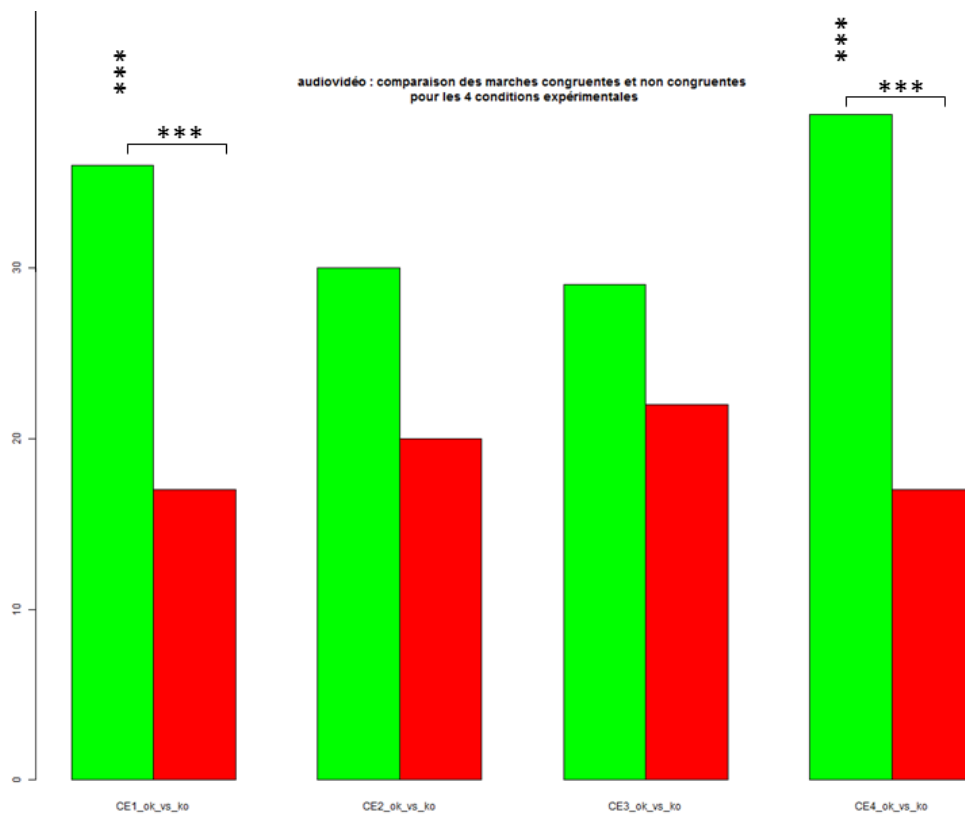


Figure 63 : Comparaison des marches congruentes (vert) et non congruentes (rouge) pour les 4 conditions expérimentales. La présentation de contenus audiovisuel non congruents fait baisser la discrimination dans les 4 conditions.

En conclusion, Figure 63, même si seulement deux résultats sont significativement meilleurs pour l'audiovidéo congruents, visuellement la même tendance se dégage pour toutes les conditions expérimentales. En conséquence, la décomposition de l'étape audiovidéo en deux étapes afin d'effectuer de nouveaux tests est pertinente.

Ces résultats, Figure 64, manquent de cohérence étant donné qu'ils améliorent la discrimination pour toutes les conditions expérimentales avec des résultats significatifs ($p < 0.001$ dans les deux cas) seulement pour CE1 et CE4, à savoir trois notes de musique identiques et Un accord en Do majeur égrené sur les 3 zones précédé des notes de l'accord référence du pas valide. En ne retenant que les présentations de contenus audiovidéo congruent, il est possible d'affirmer, au vu des résultats significatifs, que pour la première condition expérimentale, l'ajout de la vidéo à l'audio permet d'améliorer significativement la discrimination alors qu'elle n'était pas possible dans les étapes rythme et mélodie.

Il est aussi possible d'affirmer, au vu de ces résultats complémentaires, que CE4 (Un accord en Do majeur égrené sur les 3 zones précédé des notes de l'accord référence du pas valide) donne des résultats significatifs dans les trois étapes.

La CE3 (Un accord en Do majeur égrené sur les 3 zones), même si elle donne des résultats légèrement meilleurs sans l'audio vidéo non-congruent, reste moins performante que pour les étapes rythme et mélodie.

En conclusion, l'apport de la vidéo dans cette expérimentation n'est pas probant, il permet seulement de conserver les performances atteintes avec la condition expérimentale 4, la meilleure de toutes.

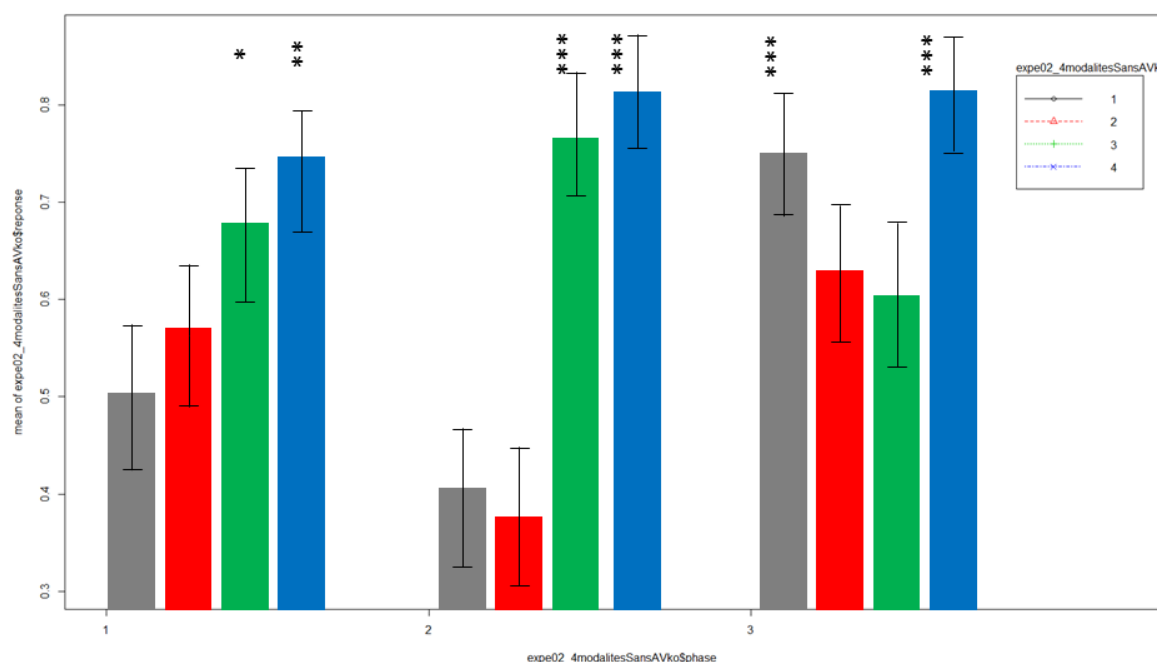


Figure 64 : Résultats avec uniquement audio vidéo congruents.

4.2.7 Discussion

De façon générale, les conditions expérimentales 1 et 2 ne donnent pas de résultats significatifs : dans le contexte de la marche, l'utilisation de langage de commande ne donne pas de bons résultats.

Les conditions expérimentales 3 et 4 sont beaucoup mieux comprises : des notes variées autour d'un accord de musique sont bien comprises, même en rythme seul, pour décrire et discriminer un type de marche. L'ajout de la mélodie (informations de pressions) augmente encore la compréhension. Par contre, L'ajout de la vidéo n'aide pas à améliorer l'étape mélodie. Le fait de présenter « audio et vidéo non congruents » a perturbé les utilisateurs et pourrait être l'explication du manque de performances de cette étape.

Trois cas de figure sont possibles pour expliquer cette baisse de performances :

- Premièrement, cela a même fait baisser la compréhension de la situation « audio vidéo congruents » qui aurait pu être meilleure si elle avait été présentée seule, c'est-à-dire une étape 3 avec seulement audio et vidéo congruents et une étape 4 bien séparée avec audio et vidéo non congruents
- Deuxièmement, cela peut-être lié à une surcharge d'information : la vidéo dans ce cas n'aide pas à rapprocher l'utilisateur du contexte de la marche. En conséquence, trop d'informations données sans boucle de rétroaction desservent l'objectif visé. Il faut admettre que l'apprentissage ou le distinguo entre 2 conditions se ferait plus facilement par le vécu et que le protocole développé ne permet de réagir qu'à une simulation
- Troisièmement, cela est peut-être lié à un problème de focus attentionnel : en effet, quand l'utilisateur parvient à discriminer des types de marche différents à partir de sons uniquement, c'est qu'il arrive bien à imaginer une personne en train de marcher. Le résultat est encore meilleur avec l'ajout de la mélodie. Par contre l'ajout de la vidéo déplace le focus attentionnel de l'utilisateur qui se focalise sur la vidéo et n'arrive plus à être suffisamment attentif aux informations audio.

Le premier cas de figure semble le plus probable : c'est celui qui correspondrait aux résultats révélés par (Scheef et al., 2009)⁶⁸ qui montrent que non seulement l'audio et la vidéo congruents donnent de meilleurs résultats que l'audio seul mais aussi que l'audio et la vidéo non congruents donnent aussi de meilleurs résultats que l'audio seul. Bien sûr, nos résultats ne vont pas dans ce sens mais nous pensons que la séparation de l'étape audiovisuelle comme proposé précédemment pourrait y mener.

⁶⁸ Cette expérimentation est un prolongement de (Effenberg, 2005) voir note de bas de page numéro 59 de ce présent document. Comme celle-ci, elle utilise uniquement un son dont la fréquence varie selon la hauteur du saut. Son objectif vise à montrer les aires du cerveau qui s'activent.

Il est intéressant à ce stade de revenir sur les hypothèses de départ :

Hypothèse 1 : est-il possible, par le biais de sons, d'informer un utilisateur qu'il adopte une marche normale ou pathologique ?

L'expérimentation a montré que cela est possible.

Hypothèse 2 : Le rythme seul permet de faire la différence entre une marche saine et une marche pathologique

L'expérimentation a montré que ce rythme donne des indices suffisants pour valider cette hypothèse. Cela est confirmé par une étude récente de (Schaffert & Mattes, 2015) qui mettent l'accent sur l'importance de donner des indices pendant l'exécution du geste du sportif qu'ils appellent indice intra cyclique.

Hypothèse 3 : L'ajout d'une mélodie à ce rythme permet de faire encore plus cette différence

L'expérimentation, à nouveau, montre que l'information mélodique est un facteur améliorant la discrimination.

Hypothèse 4 : L'ajout d'une modalité visuelle aide à la discrimination

Hypothèse 5 : La modalité ajoutée, qu'elle soit ou non congruente avec la modalité audio donne de meilleurs résultats que la modalité audio seule

L'hypothèse 4 n'est pas validée dans notre expérimentation. Cependant, comme cela a été vu, le résultat est certainement biaisé par l'utilisation en même temps de vidéos congruentes et non-congruentes.

L'hypothèse 5 n'est pas validée. Au contraire il serait possible d'affirmer que l'ajout de vidéo congruente donne de meilleurs résultats que la modalité audio seule. De la même façon, il serait possible d'affirmer que l'ajout de vidéo non-congruente donne de moins bons résultats. Mais Nous ne pouvons pas affirmer cela en nous basant sur notre protocole, il faudrait le modifier comme cela a été proposé pour avoir une réponse sans biais.

4.2.8 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons présenté une expérimentation déclinant différentes techniques de sonification afin de comparer leur aptitude à véhiculer de l'information dans une forme compréhensible et interprétable par les utilisateurs. Nous avons proposé une correspondance entre des attributs baropodométriques spatiotemporels et les messages destinés à l'utilisateur. Nous avons aussi abordé un aspect mélodique par le biais d'accords et de notes de musique pour présenter cette information à l'utilisateur.

Une succession monotone de notes ou d'accords ne suffit pas pour discriminer une marche normale d'une marche pathologique. Une mélodie liée à des variations de pression sur ces successions monotones ne suffit pas non plus.

Une succession de notes de musique égrenées en un accord de musique suffit pour discriminer une marche normale d'une marche pathologique. Une mélodie liée à des variations de pression sur cette succession de notes augmente encore la discrimination. Avec l'ajout de la présentation des notes correspondant à la marche de référence, les performances sont encore meilleures.

Enfin, si l'ajout d'informations visuelles n'a pas été validé comme aidant à une meilleure discrimination, nous restons persuadés que cette condition mériterait d'être à nouveau testée avec un autre protocole qui présenterait uniquement des vidéos congruentes à l'audio.

En conclusion, les résultats qui se dégagent de cette expérimentation méritent d'être évalués dans une nouvelle expérimentation réalisée dans un contexte de marche réelle. En effet, de notre point de vue, si les résultats sont corrects dans le cas de (Effenberg, 2005), c'est parce que le couple vidéo/audio concerne une action bien moins complexe que celle que nous avons évaluée (un saut à pied joints couplé à un seul son variant en hauteur versus une marche linéaire couplée à trois sons dont la hauteur augmente ou diminue). En conséquence, la charge mentale demandée est bien plus importante. Dans le contexte d'une marche réelle, la charge mentale serait moindre étant donné que le retour sonore serait directement dépendant du comportement de l'utilisateur et qu'il constaterait immédiatement les variations issues de la correction de sa démarche.

La section suivante présentera entre autres les actions à accomplir pour modifier l'architecture modulaire de l'application ayant servi à l'expérimentation numéro 2 dans le but de la convertir en une application embarquée sur dispositif de type smartphone.

5 Environnements de tests in vitro

Les sections précédentes nous ont aidés à comprendre le biofeedback, ses tenants et ses aboutissants. Les éléments qui le composent ont été organisés dans un cadre de conception de biofeedback. Nous avons appréhendé les différentes modalités d'interaction en sortie avec l'utilisateur et avons expliqué notre choix de la modalité sonore (situation de marche, embarqué, ne pas entraver les gestes de la vie quotidienne).

Nous avons ensuite présenté les différentes utilisations du son dans le biofeedback et avons proposé une solution qui a été peu explorée jusqu'à présent, à savoir l'utilisation de sons organisés autour d'accords de musique.

Une première expérimentation a permis de déterminer le nombre de niveaux de pression que les utilisateurs pouvaient discriminer. Cela a servi de base à la mise en place d'une deuxième expérimentation.

Cette deuxième expérimentation a permis de vérifier des hypothèses relatives à la manière d'organiser les sons afin de décrire des informations spatiotemporelles. En vérifiant ces hypothèses, nous nous sommes penchés sur les effets générés par l'utilisation d'un matériau sonore en particulier. Cela a permis de comparer différentes conditions expérimentales et de déterminer celle qui produisait les meilleurs résultats auprès des utilisateurs.

Les deux dernières sections qui suivent sont intimement liées à ces expérimentations, elles en sont même à la source, elles en constituent le fondement. En effet, c'est sur la base des tâtonnements et des itérations que nous avons pu faire émerger les questions et hypothèses qu'il devenait nécessaire d'évaluer.

Cependant, nous avons pris le parti de séparer les contributions expérimentales présentées plus avant, de la présente contribution qui se situe à un niveau conceptuel ou d'ingénierie. Ainsi, cela a permis dans un premier temps de se focaliser sur les hypothèses à vérifier à travers les expérimentations sans perturber le lecteur par une quantité conséquente de questions et détails techniques qui auraient troublé le propos.

Cette section traite du développement des applications mises en œuvre dans notre démarche d'exploration sonore, en amont de ces expérimentations. Ces applications, développées de façon incrémentale et itérative nous ont servi à préciser les caractéristiques des types de retours envisagés ainsi que les hypothèses associées.

Enfin, nous avons choisi de décrire les outils que nous avons développés selon la logique de notre cadre de conception, ce qui permettra d'illustrer sa mise en œuvre. Nous ajouterons à cette description les détails de conception, d'architecture et les commentaires expliquant nos choix.

La section 5.1 détaillera notre choix de matériau sonore alors que la section 5.2 décrira les environnements de tests en laboratoire qui ont été utilisés dans notre démarche d'exploration sonore.

5.1 *Choix du matériau sonore*

La façon la plus directe d'obtenir un son est l'utilisation d'un instrument par un musicien. Cette méthode produit le son de la meilleure qualité possible, le son direct. Cependant, le recours à un musicien est tributaire de sa présence et de la disponibilité de son instrument. Le type d'instrument, à son tour conditionne aussi l'endroit où il pourra être utilisé. Si le recours à cette méthode est possible pour l'expérimentation numéro un, c'est à la condition que le musicien ait un très bon niveau afin qu'il puisse respecter à la lettre la succession des accords à jouer selon l'ordre des questions du protocole. Mais même avec un grand niveau, il ne peut garantir à 100% de jouer sans se tromper. D'autre part, cette solution n'est pas envisageable pour l'expérimentation numéro 2 étant donné que dans ce cas il est nécessaire de jouer certaines notes selon la pression qui est exercée sur les capteurs et cela en temps réel. L'utilisation de ce procédé s'avère donc impossible.

L'enregistrement de sons joués par ce même musicien donnera une qualité moindre, qui ira de tout à fait acceptable à médiocre selon le type de prise de son réalisée. Elle peut être utilisée dans l'expérimentation numéro un sans aucune difficulté. L'utilisation dans l'expérimentation numéro deux serait possible en associant des niveaux de pression à une note ou une autre. Il faudrait par contre veiller aux parasites éventuels dans les successions de notes étant donné qu'elles proviennent de fichiers différents. Les contreparties de cette méthode sont multiples : la première est la nécessité de constituer une palette d'enregistrements d'accords de musiques ainsi que leurs variations en durée et en volume. Il faut également considérer le nombre de notes de musique constituant ces accords, 3 minimum, voire plus. Cela pose un réel problème si le type d'accord choisi doit changer pour une raison donnée. L'autre contrepartie est que la banque de sons constituée est fortement liée à l'instrument utilisé. Si le choix se porte sur un autre instrument il faudra tout reprendre... Et certainement chercher un autre musicien. Enfin, rien ne garantit que toutes les notes enregistrées soient jouées avec la même durée, la même intensité ou le même tonus, produisant en cela la possibilité d'apparition d'un biais. En conséquence, nous avons décidé de ne pas retenir cette solution étant donné que nous n'avions qu'une idée sommaire des accords que nous allions utiliser pas plus que comment ils allaient varier.

Bien que moins purs que les sons provenant d'instruments de musique, l'utilisation de sons synthétiques est une autre possibilité. Ils sont produits à l'origine par un oscillateur générant une fréquence, c'est celle-ci qui conditionne la hauteur du son, Figure 65a. Ce qui

différencie le son d'un instrument de musique d'un autre s'appelle le timbre. Le timbre est une propriété complexe lié principalement à la distribution spectrale des composantes sonores selon une analyse de Fourier. L'autre élément intervenant dans la perception des instruments de musique correspond à la variation de l'amplitude du son entre le moment où une note est produite et celui où elle s'éteint, voir Figure 65b. L'enveloppe, appliquée à l'oscillation, fait varier son amplitude et donne le son final, Figure 65c.

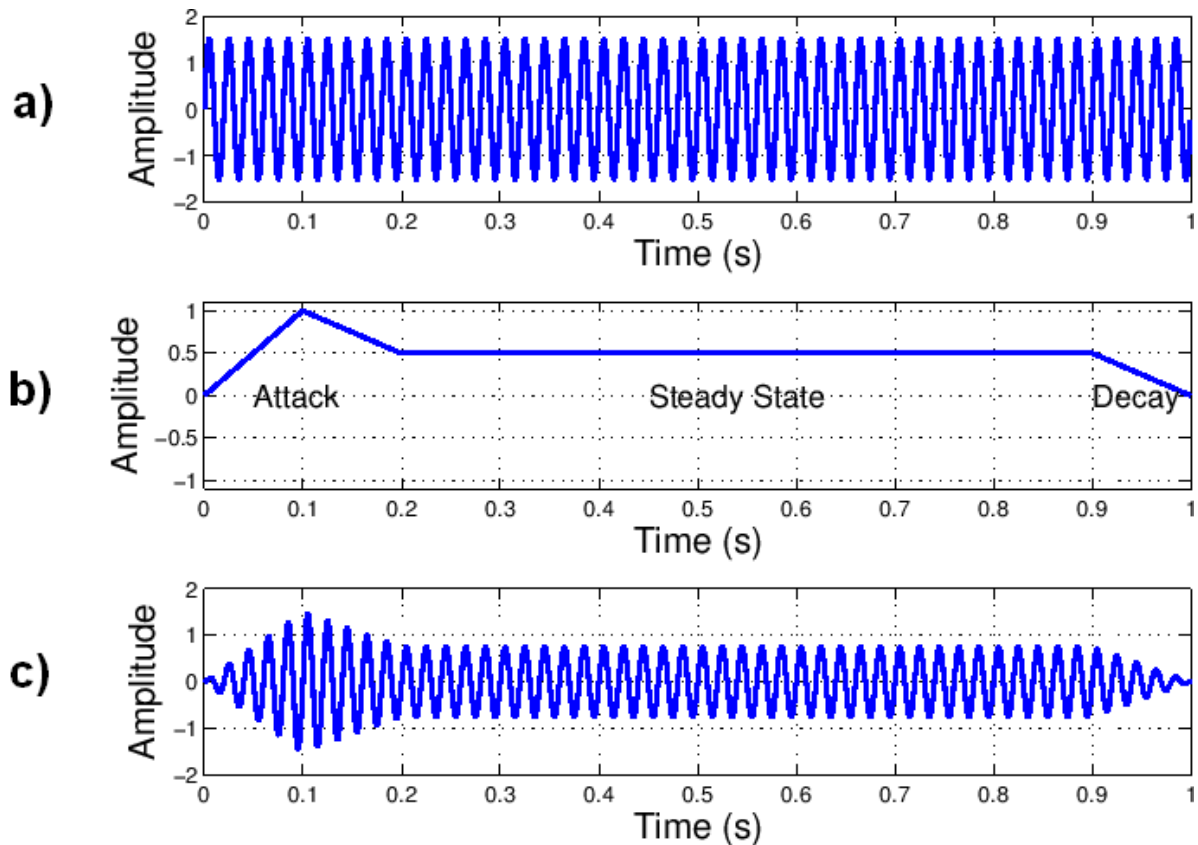


Figure 65 : Production d'un son d'instrument à partir d'une oscillation à laquelle est appliquée une courbe de timbre.

(source : http://www.cs.sfu.ca/~tamaras/addSynth/Sinusoid_with_ADSR.htm)

L'enveloppe, dans la production de musique électronique est défini majoritairement à partir du modèle ADSR, Attack, Decay, Sustain, Release (Deutsch & Deutsch, Leslie, 1978). Ce modèle, Figure 66, décrit à travers quatre phases temporelles le comportement d'un instrument de musique. Par exemple, selon que le son soit issu de cordes frappées comme le piano ou de cordes frottées comme le violoncelle, la durée et l'amplitude de chaque phase seront différentes. L'attaque indique le temps nécessaire au son à atteindre son maximum sonore, le déclin indique la vitesse à laquelle le son atteindra la phase maintien. Le maintien débute après la phase déclin et perdure tant que la touche de l'instrument est appuyée (ou

la corde frottée). Une fois que la touche est relâchée, la phase relâchement décrit la diminution du son depuis l'état de maintien jusqu'à zéro⁶⁹.



Figure 66 : le modèle habituel d'enveloppe "ADSR", attaque, déclin, maintien, relâchement.
(source : <http://moogfoundation.org>)

A l'origine, ce type de sons a été utilisé dans les synthétiseurs. En 1983, le standard MIDI⁷⁰ a été créé afin de permettre aux instruments électroniques de communiquer entre eux ou de piloter plusieurs autres instruments. Les ordinateurs ont intégré ce standard de façon quasi immédiate. Ce sont principalement des sons produits selon le standard MIDI. Un fichier MIDI est à un fichier audio ce qu'une partition de musique est à un disque ou un Compact disc : c'est une description d'événements auxquels correspondent des notes à produire. Ainsi, comme sur une partition, les notes, le tempo, l'instrument, sont définis mais ils peuvent être modifiés au moment de l'interprétation, quand la musique est jouée. La Figure 67 décrit le principe de la production musicale. Un fichier MIDI contient des notes avec leurs attributs de temps, de hauteur et une description « note ON » ou « note OFF » indiquant à quel moment elles doivent commencer ou se terminer, ainsi qu'avec quel instrument. Ces notes sont réparties sur des pistes indépendantes. Ce fichier est chargé dans le séquenceur qui construit des séquences ou messages qui seront envoyés au synthétiseur à partir des indicateurs de temps inscrits. Le synthétiseur charge les messages dans des canaux correspondant à autant de pistes. Les instruments nécessaires sont chargés depuis une banque de sons d'instruments et mixés avec les notes par le synthétiseur qui produit les fichiers audio synthétiques. Les fichiers audio sont enfin envoyés à la carte son ou au dispositif de restitution sonore puis au haut-parleur.

⁶⁹ <http://moogfoundation.org>

⁷⁰ MIDI : Musical Instrument Digital Interface, protocole normalisé permettant à des instruments de musique électronique et des ordinateurs de communiquer entre eux. <http://www.midi.org/>

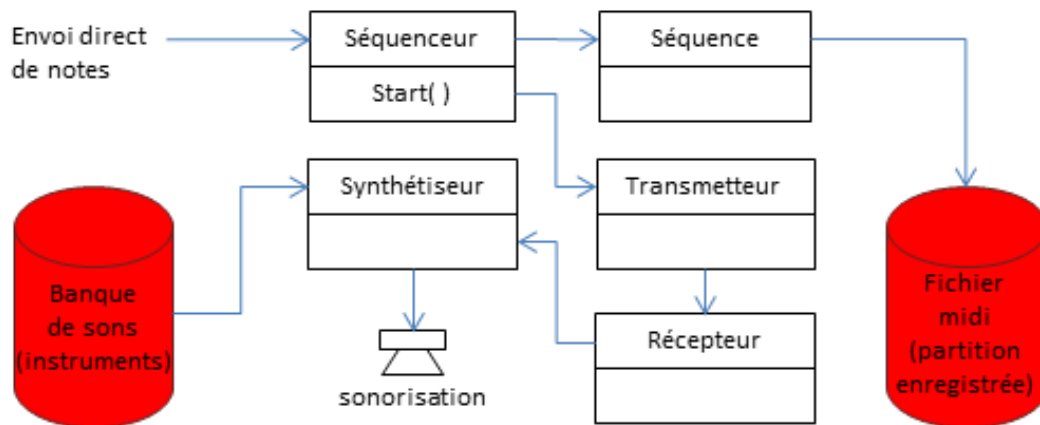


Figure 67 : Fonctionnement de la chaîne de production MIDI. Les boîtes correspondent à autant de classes logicielles à créer pour reproduire la chaîne MIDI.

D'autre part, il est possible d'alimenter le séquenceur par l'envoi direct de notes avec le format décrit, ceci permettant de jouer de la musique issue par exemple d'un clavier virtuel ou à partir d'informations reçues en temps réel via une application.

En conclusion, étant donné que l'utilisation des sons MIDI apporte la souplesse nécessaire et suffisante à nos objectifs, nous l'avons retenu comme méthode de production musicale. Nos explorations sonores seront basées sur l'utilisation de ces sons, tant afin d'étudier les niveaux de retour d'informations sonores que les modalités de retour d'informations visuelles et/ou sonores appliquées à la baropodométrie.

Ce choix de la méthode de production de sons se situe dans l'étape rendu de notre cadre de conception. Les sections suivantes détailleront la démarche d'organisation des autres étapes du cadre de conception autour de ce rendu. Cela constituera un exemple d'implémentation de ce cadre, à partir des deux objectifs que constituent la mise au point des expérimentations décrites à la section 4.1 et à la section 4.2.

5.2 Environnement pour l'expérimentation 2

Cette partie décrit les outils qui ont été mis en œuvre et les traitements qui ont été réalisés afin de mettre en place de nouveaux types de comportements sonores, comportements qui ont été évalués dans l'expérimentation numéro 2.

Étant donné que cet environnement supporte toutes les fonctionnalités d'un dispositif de biofeedback, il englobe toutes les étapes du modèle de conception, depuis les données jusqu'au rendu. L'étape « Capteurs » intervient aussi mais d'une façon particulière cependant, Figure 68.

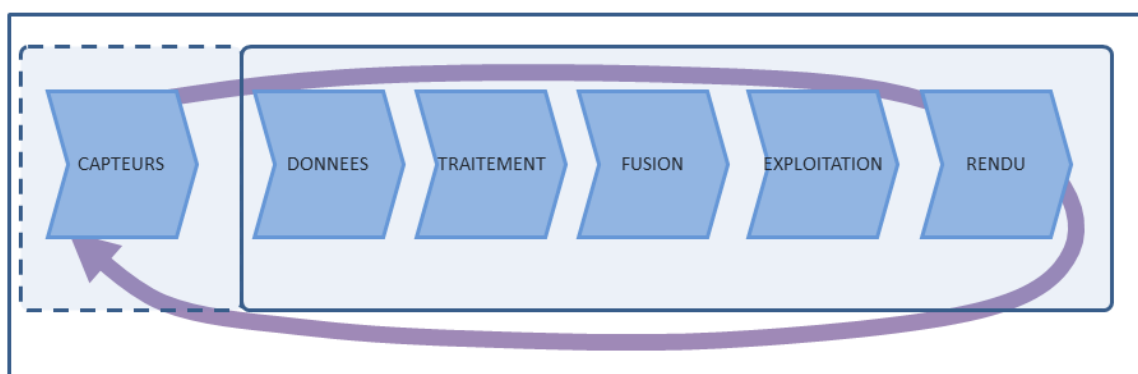


Figure 68 : étapes du cadre de conception concernées par la présente section. L'étape « capteurs » intervient de façon particulière étant donné que, si les données sont réelles, elles sont issues d'un enregistrement et rejouées à loisir.

Le concept du cadre de conception peut être abordé à travers différentes approches selon les contraintes qui se présentent au développeur. Par exemple, la nécessité d'utiliser tel type de dispositif associé à des capteurs particuliers impactera les étapes suivantes de traitement, fusion et exploitation.

Mais l'étape de rendu elle, est indépendante du matériel, elle est définie par le praticien en collaboration avec d'autres spécialistes des modalités utilisées. Toutes les étapes intermédiaires devront être adaptées pour établir une liaison cohérente entre les capteurs et le rendu final.

Dans le cas présent, la seule contrainte définie est le rendu, dont la principale caractéristique est issue du résultat de l'expérimentation numéro 1. Ce résultat implique l'utilisation de trois niveaux de sons pour décrire des variations de pressions plantaires. A ce stade du développement de l'application, le dispositif et ses capteurs ne sont pas arrêtés, tant dans le nombre de capteurs que dans les protocoles de transfert des données. D'une part, ces étapes sont donc conçues et développées de façon virtuelle et d'autre part, s'il

s'avérerait qu'elles doivent changer, cela ne remettrait pas en question les choix décidés sur le rendu.

Ainsi, dans un cas comme dans l'autre, le rendu final apparaît être ce qui prime sur l'ensemble des autres étapes. C'est pourquoi, à l'heure de décrire ces étapes, il peut être intéressant de parcourir à nouveau la section 4.2.3 « Choix de la configuration baropodométrique » qui définit le rendu tel qu'il a été imaginé. Cette description rendra beaucoup plus aisée la compréhension des autres étapes. En effet, il faut comprendre cette section comme le cahier des charges du rendu tel qu'il a été défini à l'issue de l'expérimentation numéro 1 et il y s'agit bien de conception c'est-à-dire de la définition du nombre de zones, du nombre de capteurs, ainsi que du nombre de sons associés à chaque zone. C'est bien cette conception qui oriente la définition des étapes qui vont être décrites dans les sections 5.2.1 à 5.2.4.

L'étape « rendu », section 5.2.5, abordera ensuite l'implémentation ou la mise en œuvre du rendu dans laquelle seront détaillés précisément les sons qui seront utilisés, comment ils évolueront en fonction de la pression et comment ils se comporteront les uns par rapport aux autres.

5.2.1 Étape « capteurs »

Le dispositif de la société Médicapeurs étant en cours de développement pendant les premières phases de prototypage, un dispositif de substitution est nécessaire. Il permet d'avancer dans le développement sans être bloqué par des problèmes de disponibilité du matériel. Il doit simuler la lecture de pressions plantaires, en respectant la fréquence prévue et selon une trame définie elle aussi.

La spécification du dispositif Win-Shoe est connue dans les grandes lignes, elle décrit ces aspects de fréquence, de trame ainsi que la description de leur contenu. Le dispositif de substitution peut être développé sur cette base. Cependant, des fichiers de données contenant l'évolution de pressions correspondants à une marche sont nécessaires. Pour ce faire, des fichiers issus d'un autre dispositif nommé Parotec sont adaptés⁷¹. Le dispositif qui a produit ces fichiers a les caractéristiques suivantes : 16 capteurs de pression par semelle, fréquence d'acquisition de 100 Hz, l'amplitude des pressions est codée sur 8 bits soit 256 valeurs possibles. Le Tableau 14 détaille le format de la trame pour le pied gauche, les données du pied droit suivant le même principe.

⁷¹ Système Parotec de la société Paromed <http://www.paromed.de/>

Tableau 14 : Format des trames de pressions plantaires disponibles : La colonne verte (1) a son équivalent dans le format d'arrivée. Les colonnes orange (2) ont leur équivalent aussi mais le nombre de capteurs doit passer de 16 à 8. La colonne rouge (*) n'a pas d'équivalent.

Données pied gauche					8 colonnes réservées	Séparateur : 1 colonne vide	Données pied droit	
Numéro de ligne(*)	Temps (s) (1)	Capteurs 1 à 16 (2)						
1	0.01	1	...	16				
2	0.02	29	...	17				
3	0.03	40	...	30				
4	0.04	48	...	38				
5	0.05	54	...	44				
6	0.06	62	...	51				

Ces données doivent être converties dans un format de trame correspondant au dispositif de Médicapeurs, voir Tableau 15. Ce dernier fonctionne lui aussi à une fréquence de 100Hz mais avec 9 capteurs dont l'information est codée sur 12 bits soit 4096 valeurs possibles. 8 capteurs parmi les neufs seront utilisés.

Tableau 15 : Format des trames de pressions selon la spécification Médicapeurs. La colonne verte (1) a son équivalent dans le format de départ. Les colonnes orange (2) ont leur équivalent aussi mais le nombre de capteurs doit passer de 16 à 9. La colonne rouge (*) n'a pas d'équivalent. Dans les versions suivantes, cette information ne sera plus intégrée à la trame.

Données pied gauche					Données pied droit	
Time code (1)	Capteurs 1 à 9 (2)			Niveau batterie (*)		
69089	208	...	210	3202		
69090	209	...	209	3202		
69091	210	...	206	3202		
69092	207	...	210	3202		
69093	209	...	206	3202		
69094	209	...	210	3202		

La Figure 69 présente la distribution spatiale des capteurs : il s'agit de faire correspondre les 16 capteurs du système Parotec (sur gauche de la figure) aux 8 capteurs du système Médicapeurs (situé sur la droite de la figure). En guise d'exemple, la figure montre que les informations des capteurs 1 et 4 de la semelle Parotec devront être additionnées et attribuées au capteur 1 de la semelle Médicapeurs, etc.

Le Tableau 16 à droite de la figure précitée indique exactement le même regroupement, quant à lui de façon logique. Ainsi, on peut à nouveau constater que les capteurs 1 et 4 de la semelle Parotec sur la gauche du tableau sont associés à un seul et même capteur de la semelle Médicapeurs, à savoir le capteur numéro 1, ainsi de suite. La correspondance logique indique pour un capteur du système d'origine (à gauche) le capteur correspondant dans le système de destination (à droite). C'est un regroupement qui doit être fait une fois pour toute sur le fichier d'enregistrement des données.

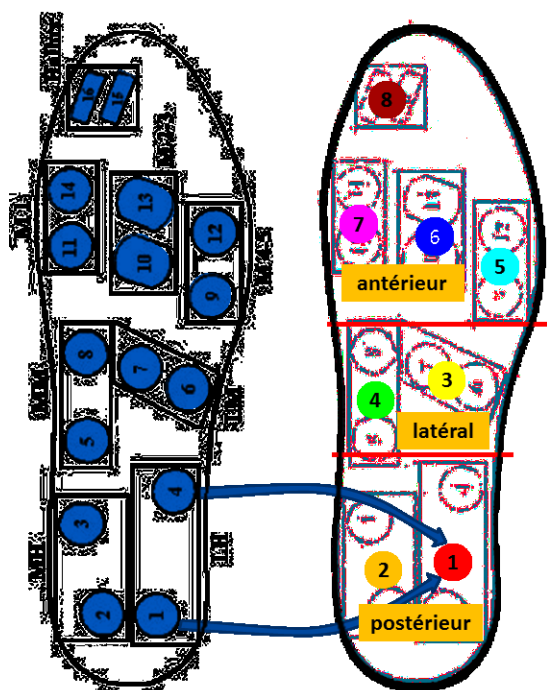


Figure 69 : Correspondance spatiale des capteurs du système Parotec à gauche avec le système Win-Shoe à droite.

	Type de semelles		
	Parotec	Win-shoe	
Numéro de capteur	1	1	
	2		2
	3		2
	4	1	
	5		4
	6	3	
	7	3	
	8		4
	9	5	
	10		6
	11		7
	12	5	
	13		6
	14		7
	15		8
	16		8

Tableau 16 : Correspondance logique des capteurs du système Parotec (en noir) avec le système Win-Shoe.

Il faut noter que ce regroupement n’a de sens que dans l’objectif d’utiliser des données issues d’un système source existant, sur un système destination à des fins de simulation. La répartition des capteurs destination est formelle tant dans leur emplacement que dans la distribution des zones. En effet, lors de l’utilisation réelle des semelles, les capteurs sont positionnés de façon différente et les zones définies autrement. A ce moment donné, la distribution ne mentionne d’ailleurs que 8 capteurs dans le système Win-Shoe alors qu’il en contiendra finalement 9 par semelle.

5.2.2 Étape « données »

Dans le présent exemple, les fichiers de données du système Parotec contiennent déjà des valeurs de pressions en Newton/cm2. La conversion des informations binaires ayant déjà été faite, aucune opération supplémentaire n’est nécessaire dans cette étape.

5.2.3 Étape « traitement »

Du point de vue de l'adaptation des données depuis un système vers un autre, la conversion se résume à plusieurs opérations sur les fichiers CSV d'origine.

- Suppression de la première colonne « numéro de ligne »
- Déplacement de la colonne « temps » et conversion du temps en secondes en temps en ms
- Conversion des colonnes 16 capteurs vers 8
- Ajout d'une colonne « batterie »

Étant donné qu'à ce stade, c'est la position correcte des données qui est importante afin d'avoir une trame au bon format, il n'est pas nécessaire de convertir la valeur des capteurs de 8 en 12 bits. Ainsi, le contenu de deux cellules est additionné et déplacé vers sa cellule destination.

Cette conversion est faite de manière semi-automatique.

En ce qui concerne l'étape « traitement » du dispositif, il incombe à celle-ci d'effectuer le regroupement des données depuis des capteurs isolés vers les trois zones définies au niveau de la voûte plantaire. Les capteurs 1 et 2 sont affectés à la zone postérieure du pied, les capteurs 3 et 4 sont affectés à la zone médiane et 5, 6, 7, 8 à la zone antérieure comme décrit en Figure 69.

La présence de cette étape est un élément particulièrement intéressant si la nécessité de changer la répartition des capteurs par zone se présente. En effet, la modification du fichier de la table de correspondances suffit, sans qu'il soit nécessaire de recompiler tout le code de l'application.

5.2.4 Étape « exploitation »

Cette étape fait la charnière entre les données traitées et mises en forme et le rendu qui correspond à l'étape suivante.

Ici sont définis les différents paramètres qui vont influencer le comportement des sons produits. Il s'agit de moments particuliers de l'évolution des données d'entrée : le moment où les sons doivent être **déclenchés**, celui où ils doivent être **arrêtés** et aussi du moment où la pression plantaire passe par un maximum, c'est-à-dire le **pic de pression**. Quand nous parlons des données d'entrée, il s'agit des zones et de la variation de leur pression totale. Ainsi, pour chacune des 3 zones définies existe-t-il autant de ces moments.

Déclenchement des sons :

Le déclenchement des sons peut se produire à différents moments :

- Le premier cas est quand la somme des pressions correspondant à une zone est différente de zéro
- Le deuxième cas apparaît quand la pression est supérieure à un seuil donné
- Un autre cas est quand le pic descendant a été détecté.
- Le dernier cas correspond au moment où le son précédent s'est arrêté : ce cas ne peut pas se produire car nous avons fait le choix que les sons ne s'arrêtaient pas d'eux-mêmes et qu'il devait toujours se produire un événement particulier qui les arrêterait.

Arrêt des sons :

Les sons doivent s'arrêter quand certaines conditions sont réunies :

- la somme des pressions correspondant à une zone atteint zéro ou elle est inférieure à un seuil donné. C'est le cas du son 1 et du son 2 Figure 70. Cela a pour conséquence le cumul des sons
- Une zone envoie à une autre l'ordre de s'arrêter. C'est le cas du son 1 et du son 2 Figure 71. Dans ce cas-là, le son 2 envoie l'ordre au son 1 de s'arrêter, les sons se succèdent. Le son 2, lui, s'arrêtera lors que la pression p_2 atteindra zéro ou sera inférieure à un seuil donné

Il faut noter qu'il n'y pas de meilleure configuration à priori, c'est aux résultats d'expérimentation de le déterminer.

Environnement pour l'expérimentation 2

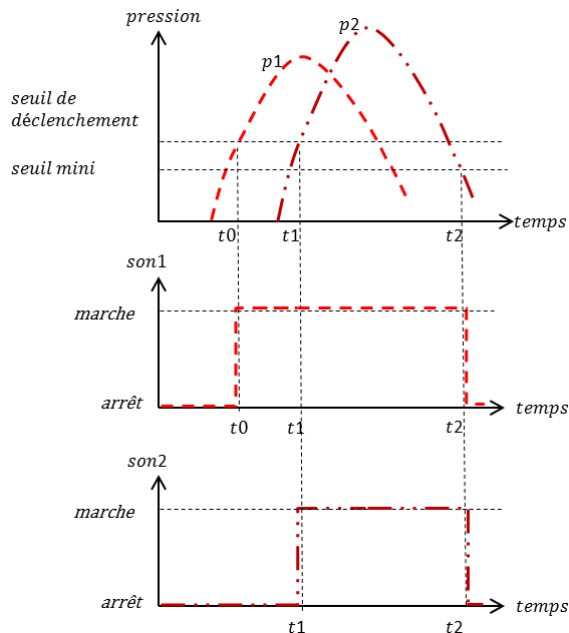


Figure 70 : arrêt des sons. Dans la configuration proposée, Le son 1 et le son 2 doivent s'arrêter quand le dernier niveau de pression, p_2 , passe au-dessous d'un seuil mini

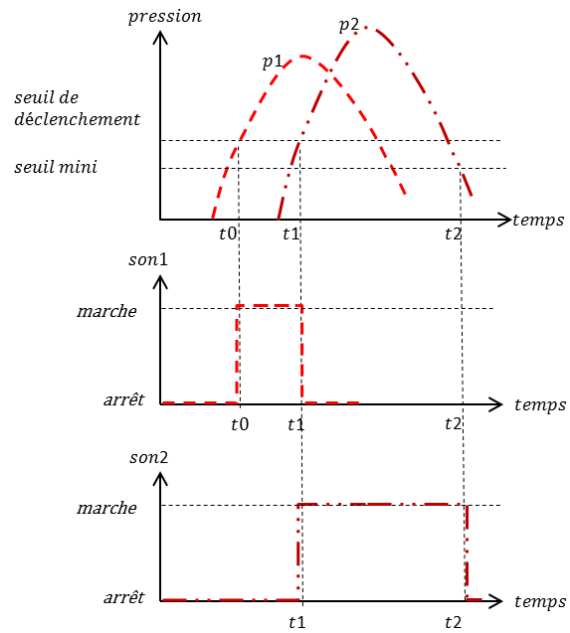


Figure 71 : arrêt des sons. Le son 1 est arrêté par le démarrage du son 2, suite au passage de la pression p_2 au-dessus du seuil de déclenchement. Le son 2 doit s'arrêter quand le niveau de pression passe au-dessous d'un seuil mini

Détection du pic de pression :

N'étant pas au cœur de notre problématique, nous avons mis en place une stratégie de détection de pic en temps réel basée sur différentes propositions d'algorithmes que nous avons implémentés et comparés.

La première solution envisagée est la surveillance de la variation de la moyenne sur 3 points, Figure 72. Il s'agit de vérifier si la valeur du point central y_1 est supérieure à la moyenne des deux points voisins y_0 et y_2 . Les données doivent être lissées afin que les trois valeurs soient équidistantes. Cet algorithme s'avérant trop sensible au bruit, il n'a pas été retenu.

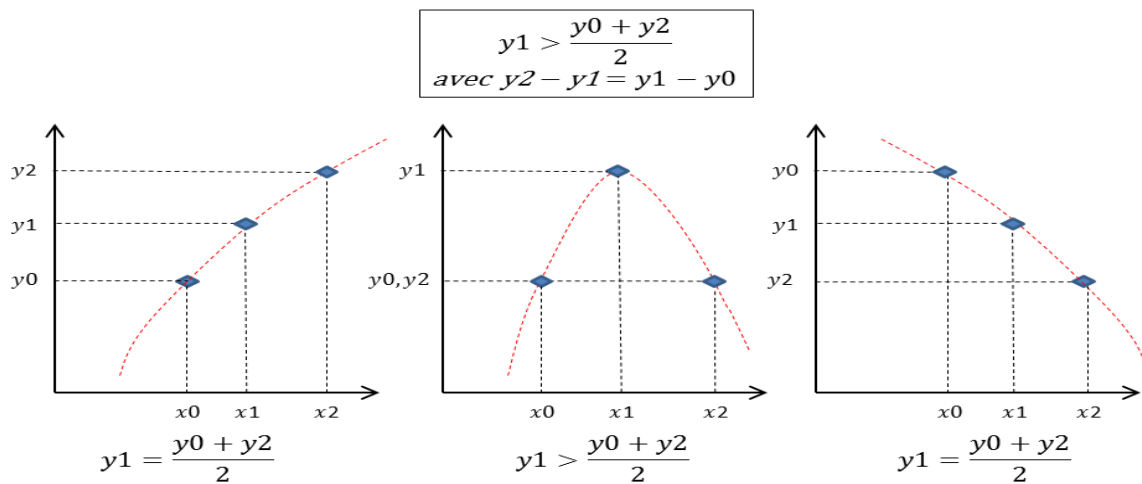


Figure 72 : Détection de pic par l'utilisation d'une moyenne sur 3 points.

La deuxième solution est relativement semblable et consiste à comparer la distance entre deux points y_0 et y_2 avec la somme de la distance de ces deux à un point central y_1 , Figure 73. Cet algorithme est très simple mais très sensible aux maxima locaux.

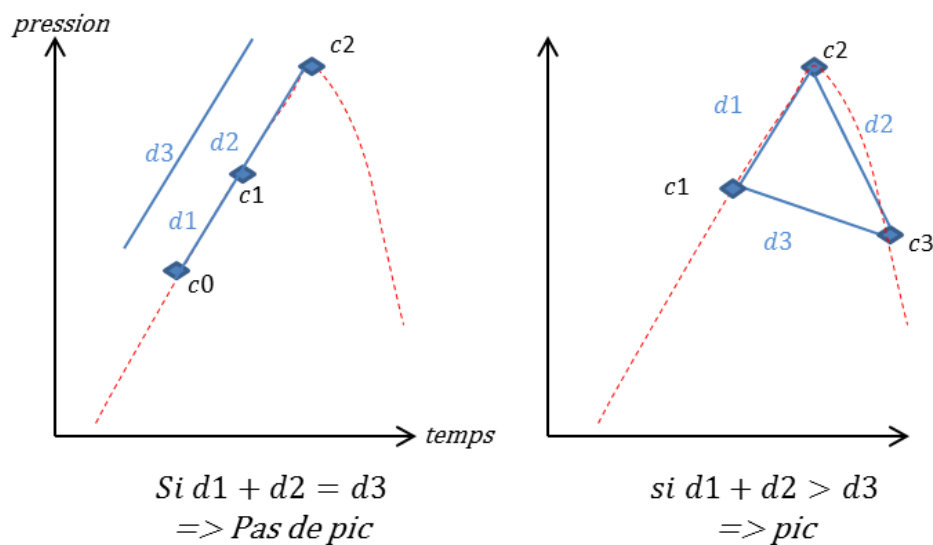


Figure 73 : Détection de pic par calcul de la distance euclidienne.

La solution retenue, décrite au paragraphe suivant, s'est avérée fonctionner correctement et à moindre coût, en tous cas dans les cas de marche normale et de marche pathologique relativement proche, telle la boiterie. En effet, la détection de pic de pression pour certaines pathologies nécessite certainement l'utilisation de modèles qui les décrivent, et cela va au-delà du cadre de notre travail.

Notre choix s'est arrêté sur une détection par comptage d'un certain nombre de valeurs décroissantes (Figure 74a) au-delà desquelles le maximum est considéré comme venant d'être effectivement dépassé. Cependant, cela a deux inconvénients, le premier est qu'il peut s'agir d'un minimum local (Figure 74b & Figure 74c). Cette fausse détection peut être évitée par l'ajout d'un filtrage sur les données issues des capteurs afin d'atténuer des variations aussi brusques. Cela peut aussi être fait en augmentant le nombre de valeurs décroissantes nécessaires mais cela nous amène au deuxième inconvénient : plus le nombre de valeurs décroissantes est important et plus le déclenchement du son se fera tardivement. Cela décale d'autant le feedback à destination de l'utilisateur. Pour la sonification du pic de pression de la zone antérieure du pied (Figure 74d), cela peut être délicat étant donné que le pic se produit autour de 150 ms avant la fin du pas. La solution intermédiaire que nous avons choisie après des évaluations préliminaires est d'utiliser un filtrage associé à une détection de 5 valeurs décroissantes, cela signifie au minimum 5 informations ayant une période de 10 ms soit un temps restant pour la sonification de 100ms. Cet algorithme est aussi utilisé par (Sulewski, 2010)⁷², avec le même nombre de valeurs.

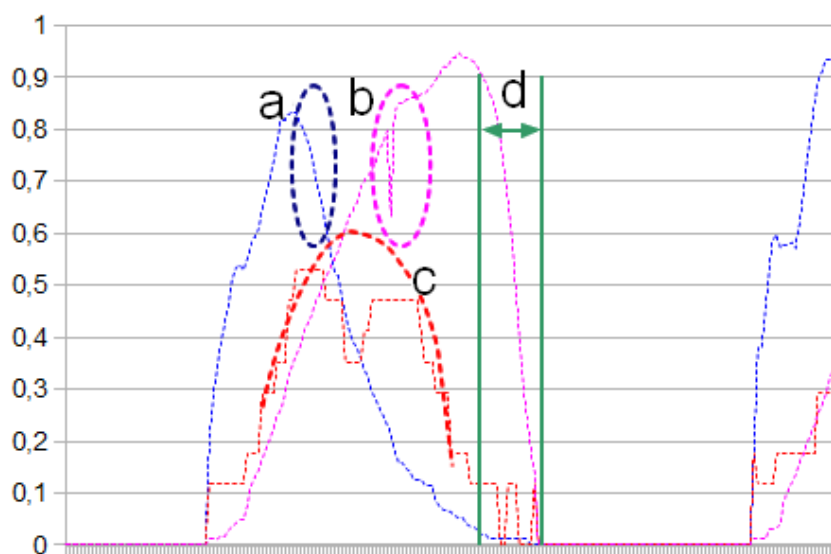


Figure 74 : événements particuliers se produisant lors de l'exécution d'un pas. a) pic de pression se produisant sur la zone talon. b) Minimum local devant être filtré. c) autre minimum local. d) illustration du problème pouvant se produire si l'algorithme de détection de pic est trop long

À partir du moment où ces événements sont détectés et signalés à l'étape « rendu », celle-ci se chargera du type de son à produire ainsi que de leur comportement les uns vis-à-vis des autres.

⁷² page 109

5.2.5 Étape « rendu »

L'étape précédente fournit les signaux correspondants aux événements particuliers survenant lors du déroulement du pas et ce pour chaque zone. Il s'agit désormais de concevoir la sémantique du son véhiculé dans chaque zone. Différents choix peuvent être faits, chacun amenant son lot de questions, quelques exemples sont présentés en suivant.

Les sons peuvent être différents dans chaque zone ou bien identiques, dans ce premier cas, il est nécessaire de définir l'écart de fréquence entre les sons. Toujours dans le premier cas, il est aussi possible d'imaginer une succession de notes formant une mélodie qui sera jouée correctement dans le cas de pressions correctes et qui sera altérée par des fausses notes en cas de pressions trop fortes ou trop faibles.

La fréquence de la première zone du pied peut être la plus haute et aller en décroissant d'une zone à l'autre ou l'inverse. Ces choix pourraient être arbitraires mais tout porte à croire qu'ils peuvent avoir un impact sur la capacité des utilisateurs à interpréter l'information qui leur est donnée et à ce titre, les choix doivent se baser sur un raisonnement objectif.

Dans cette approche, toujours guidée par un expert musical, la base de départ est que le pied posé à plat au repos donne un accord parfait de DO, chaque zone du pied produisant une des trois notes le composant : do, mi et sol. La note correspondante évolue en fonction des variations de pression. L'accord est mouvant en permanence, produisant une suite d'atmosphères ou d'ambiances sonores plutôt que des mélodies sonores. Il y a alors différentes possibilités de faire varier l'accord selon les pressions exercées et en vue d'exprimer différentes informations. Un travail d'exploration s'est donc avéré nécessaire autour de plusieurs critères développés ci-dessous et résumés dans le Tableau 17 aux fins de comparaison. Nous avons défini 7 critères afin de pouvoir comparer les configurations entre elles et réaliser un choix qui soit le moins subjectif possible :

Musicalité : elle augmente avec le nombre de notes possibles pour les trois zones. L'hypothèse est que l'adhésion du patient sera plus importante avec l'augmentation de la musicalité mais peut-être au détriment de la compréhension de l'information.

Variation intra-zone : elle est définie par la distance en demi-tons entre la note normale et les notes altérées lors d'une sous/sur pression mesurée dans une zone donnée. Elle a un impact sur la musicalité.

Écart interzones : il est défini par l'écart en demi-tons entre la note d'une zone de capteurs et celle de la zone suivante

Référence : c'est la capacité à suggérer au patient si une pression correspond ou pas à une valeur de référence (norme).

Type de son par zone : indique s'il est de type note ou accord

Notes jouées : total des notes pour les trois zones, pour des pressions situées dans l'intervalle de pression normale.

Notes possibles : total des notes pour les trois zones en incluant les altérations liées aux variations de pression

Tableau 17 : Comparaison des cas envisagés selon les critères définis.

CRITERES		CAS A	CAS A'	CAS B	CAS C	CAS D	CAS D'
musicalité	oui	x	x	x		x	x
	non				x		
variation intra-zone	forte				x		
	faible	x	x	x		x	x
référence	oui						x
	non	x	x	x	x	x	
variation interzones pour pression normale	une octave	x					
	une tierce			x		x	x
	aucune		x		x		
type de son par zone	accord	x	x				
	note			x	x	x	x
notes jouées		3x3	3x3	3	3	3	3+3
notes possibles		3x5	3x5	9	5	9	3+9
altérations maximum possibles		2	2	6	2	6	6

5.2.5.1 Exploration sonore

La production sonore est intimement liée au temps de contact des zones du pied sur le sol pendant la phase d'appui. Des choix sont à faire concernant la durée des notes, car leur durée peut être limitée par le temps de contact de leurs zones respectives ou cette durée peut être prolongée jusqu'à la fin du pas. Ainsi il serait possible de construire un accord progressivement, à partir de notes de musique qui se cumuleraient. Mais dans ce cas, il importera de savoir si la perception des différentes zones est meilleure ou si elle se fond dans un ensemble qui nuit à sa compréhension.

Cela justifie la mise en œuvre d'une application d'exploration de sons développée à ces fins et qui sera décrite en suivant. Grâce à cette application, nous avons pu tester rapidement des configurations sonores en les déclinant de différentes façons afin de commencer à répondre à ces questions.

Nous avons aussi pu définir des critères permettant de choisir parmi ces configurations. Nous avons conçu et retenu différentes formes possibles de sonification. Nous avons construit une fiche récapitulative pour décrire chacun d'eux selon un même format (Figure 75). Celle-ci décrit pour chacune des trois zones du pied la sonification qui sera faite, de type note de musique ou accord, pour les trois niveaux de pression exercés. Vient ensuite la durée qui précise le moment où chaque son commence et où il s'achève. La fiche se termine par une partie hypothèses et commentaires⁷³.

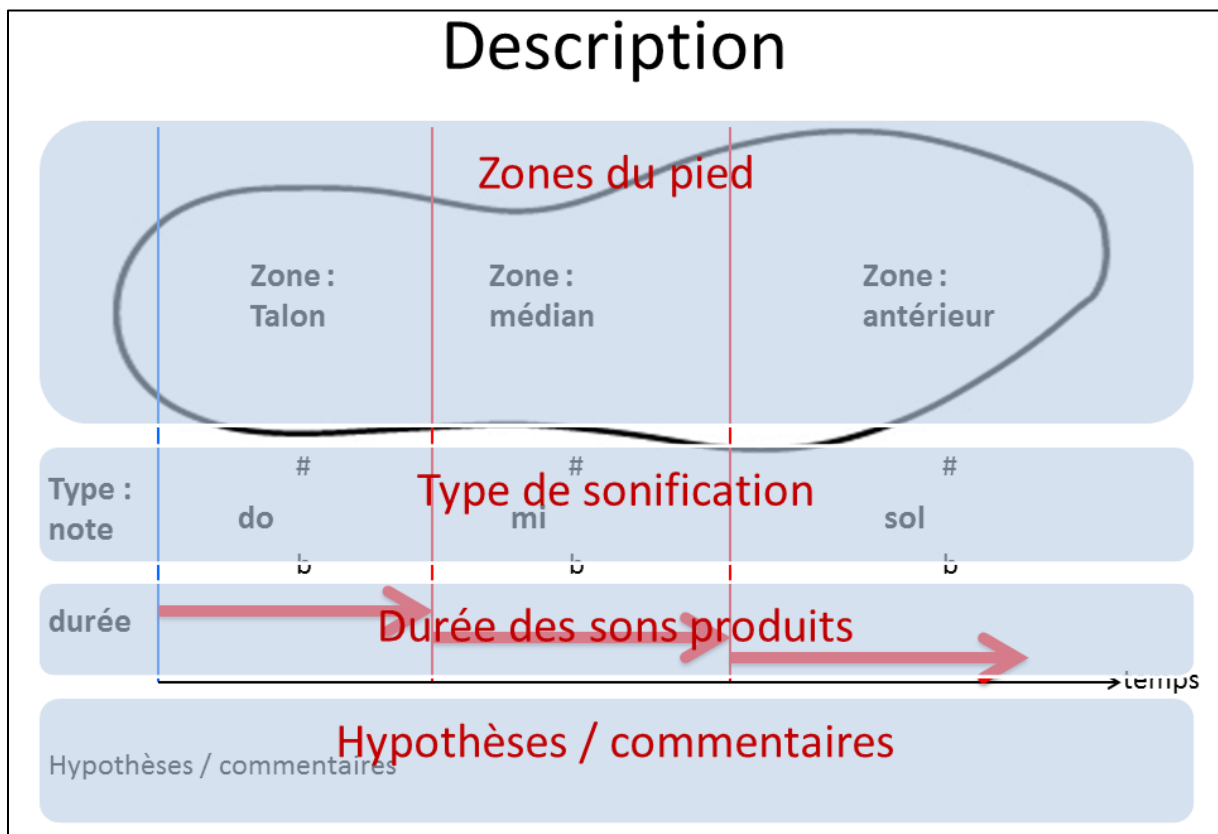


Figure 75 : Fiche récapitulative d'un type de sonification permettant de décrire le type de notes ou accords utilisés pour chaque zone, leur variation, leur durée et les hypothèses et commentaires associés.

Les cas sont décrits ci-après (Figure 76 à Figure 81).

⁷³ Cette partie n'apparaît pas dans les fiches présentées par la suite étant donné que les hypothèses et commentaires sont présentés au fil du texte.

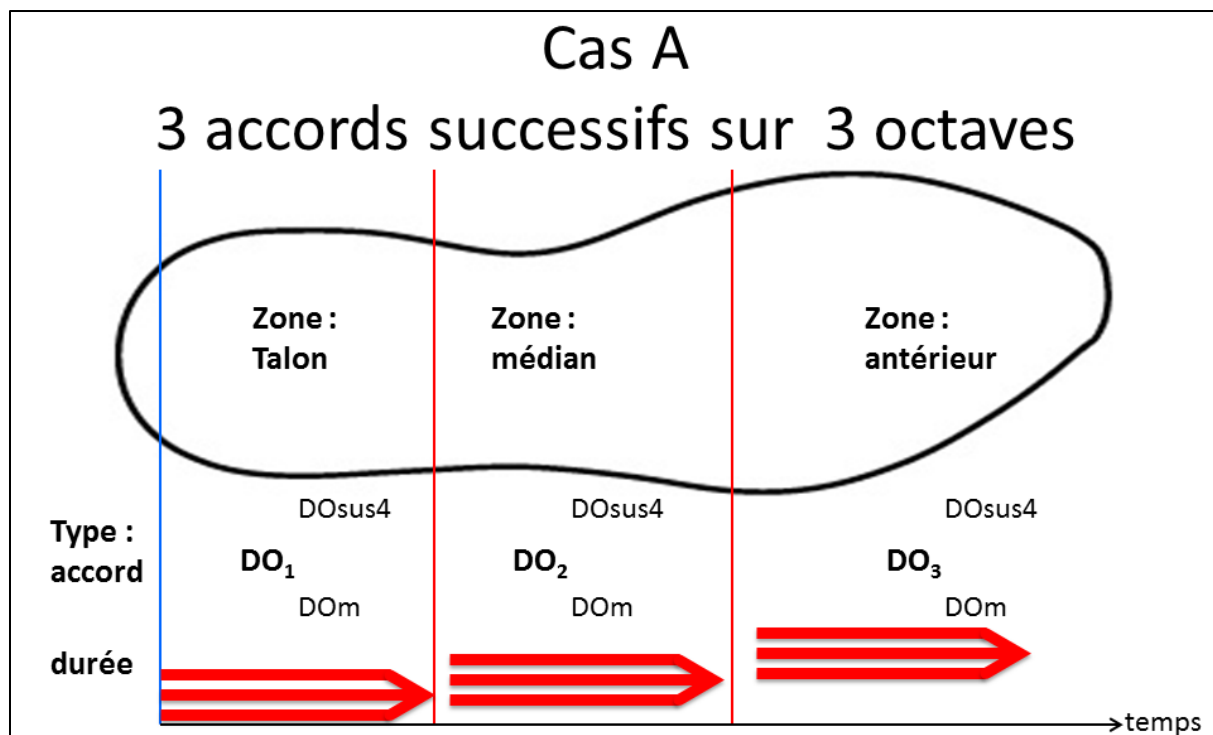


Figure 76 : Configuration formée par une succession de trois accords de DO majeur étagés sur trois octaves.

Chaque zone est associée à un accord de DO majeur mais chaque accord est distant du précédent d'une octave. La pression normale attendue est associée au DO majeur, la sous-pression est associée au Do mineur et la surpression est associée au DOsus4 (DO de quarte suspendue). Ces deux nouveaux accords sont obtenus en mettant la tierce en dièse ou en bémol (voir Tableau 18).

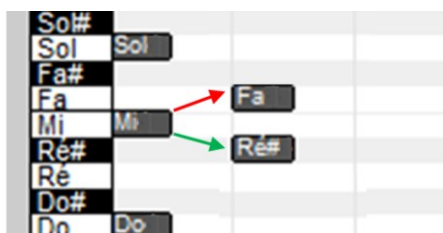
Cette configuration est définie par les résultats obtenus dans l'expérimentation numéro 1.

Hypothèse : sa musicalité lui apportera une forte adhésion de la part des utilisateurs.

Cas A : non retenu

L'étendue de la variation interzone sur une octave s'est avérée desservir l'objectif initial à cause d'une quantité de notes trop importante qui produisait une saturation de l'audition, accompagnée d'une lassitude très rapide.

Tableau 18 : Accord de DO majeur avec les notes qui le composent ainsi que les variations effectuées pour indiquer les altérations. Pour la surpression (flèche rouge) c'est un mi# ou fa qui est joué à la place du mi. Pour la sous-pression (flèche verte) c'est un mib



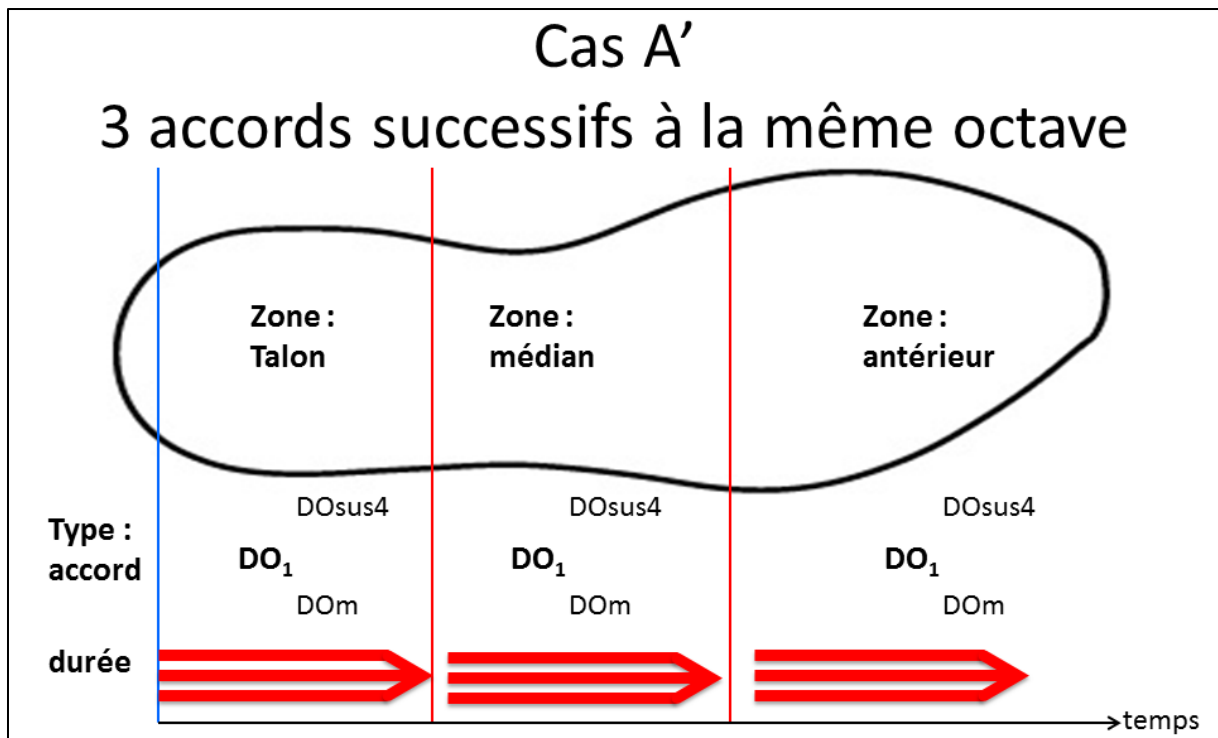


Figure 77 : Cette configuration est une variante du cas précédent, les trois accords sont à la même octave.

Chaque zone est associée à un accord de DO majeur mais chaque accord est joué sur la même octave que le précédent. Le comportement est le même que pour la configuration précédente.

Hypothèse : par rapport au cas précédent, la musicalité peut être moindre car il y a moins d'octaves. Cependant, cela pourrait générer moins de lassitude car la richesse sonore du cas précédent tend à devenir entêtante.

Cas A' : retenu

Il a été conservé car nous voulions pouvoir comparer la présentation d'accords à la présentation de notes et le phénomène de saturation indiqué pour le cas précédent ne se présente pas. D'autre part, il présente la même caractéristique que le cas C à savoir le fait de pouvoir être considéré comme un langage de commande.

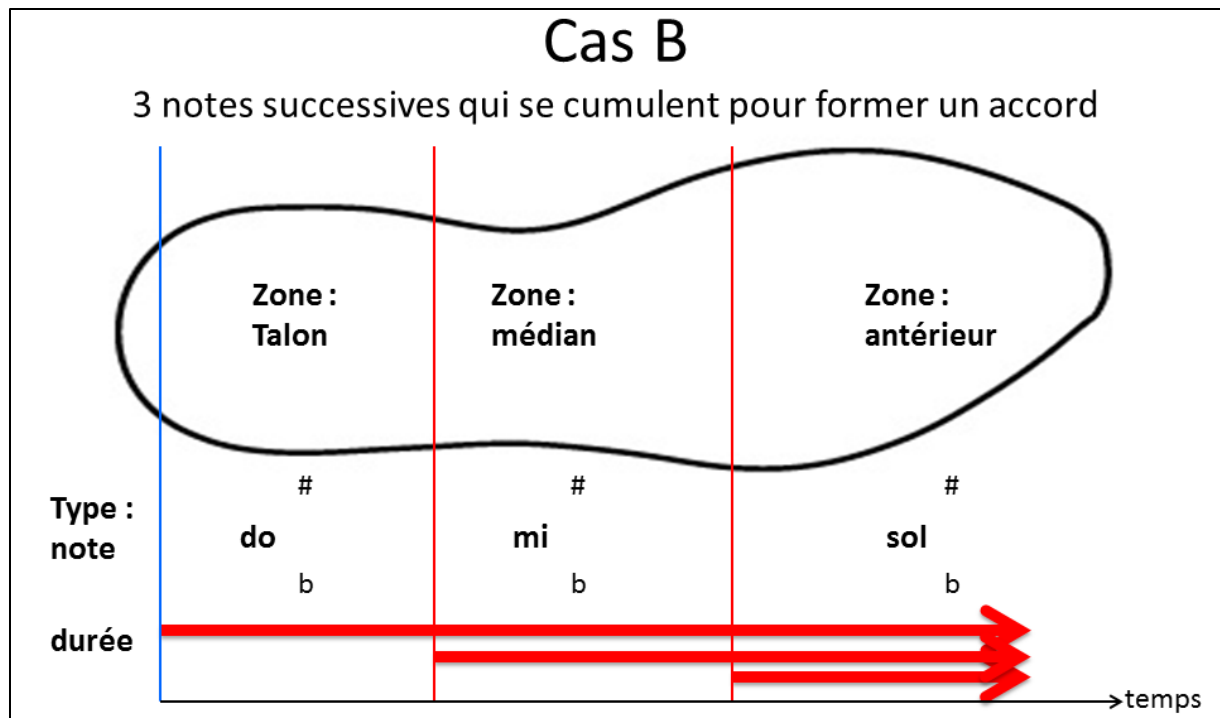


Figure 78 Configuration formée par cumul de trois notes

Chaque zone est associée à une des trois notes formant l'accord de DO majeur, do, mi et sol. La pression normale attendue dans chaque zone est respectivement associée à do, mi et sol. La sous-pression dans une zone est associée au bémol des notes correspondantes soit do_b, mi_b et sol_b. La surpression est associée au dièse des notes correspondantes. L'expérimentation numéro 1 nous montre que ce cas n'est pas exploitable puisqu'il y a variation de la tierce et de la quinte, ce qui nécessite d'avoir l'oreille absolue.

Hypothèse 1 : le contexte peut beaucoup aider, la dynamique prend un rôle prépondérant. En laissant durer les notes jusqu'à la fin du pas, l'accord se construit progressivement apportant un vrai niveau de musicalité.

Hypothèse 2 : cette dynamique pourrait lui apporter une forte adhésion de la part des utilisateurs.

Cas B : non retenu

Il est noté dans le tableau au même niveau que d'autres cas, cependant le maintien des notes précédentes empêchait de distinguer la dernière note. D'autre part, la durée de contact de la zone antérieure du pied étant moins importante que les précédentes, cet effet de masquage était accentué.

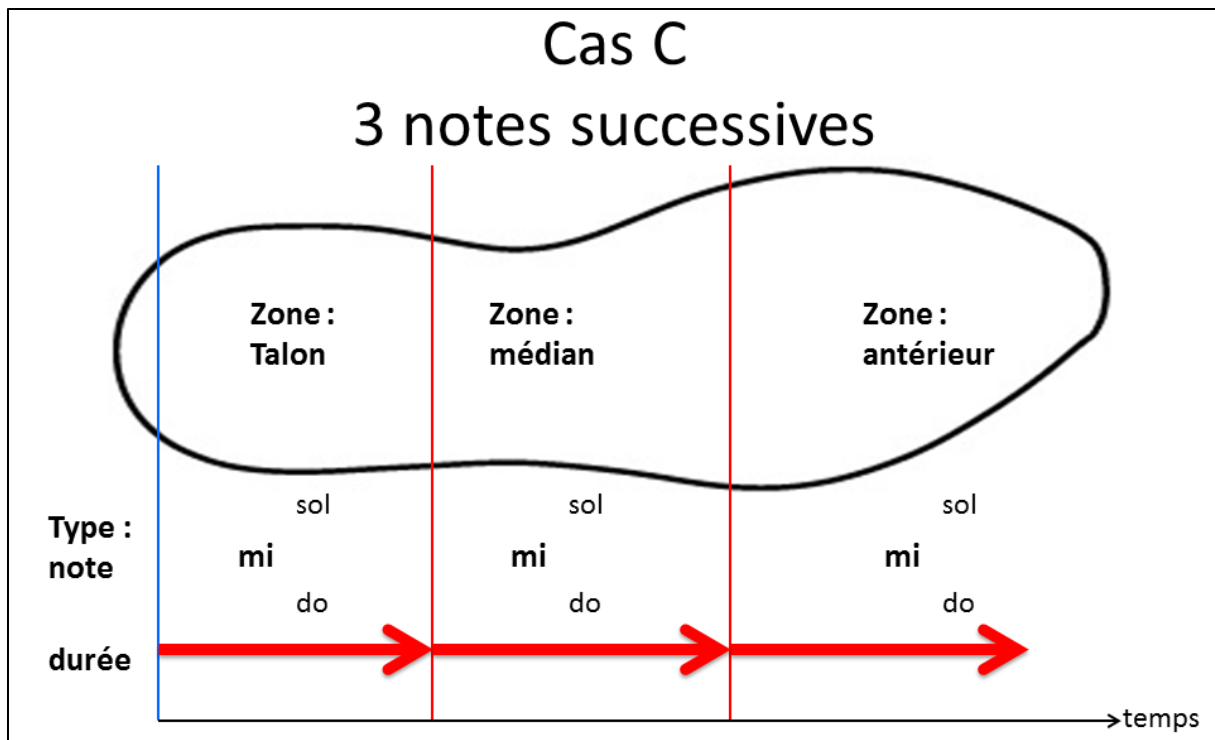


Figure 79 : Configuration formée par la succession de trois notes identiques.

Chaque zone est associée à la note mi, chacune étant jouée sur la même octave que la précédente. Le comportement est le même que pour la configuration de la Figure 77. La configuration correspond à l'utilisation d'un langage de commande qu'il faut connaître (cependant il est très simple à comprendre vu le faible nombre de combinaisons), il ne nécessite pas l'oreille absolue.

Hypothèse 1 : il se peut que les utilisateurs n'apprécient pas car c'est le cas ayant le moins de musicalité.

Hypothèse 2 : la marche normale (effectuée avec des pressions intermédiaires) bien que monotone car composée de trois notes identiques est on ne peut plus simple à détecter.

Cas C : retenu

Ce cas est considéré comme la situation contrôle pour les raisons suivantes : il est composé de trois notes qui sont identiques en cas de marche avec pression normale attendue. D'autre part, les altérations possibles en cas de surpression ou sous pression sont limitées à 2.

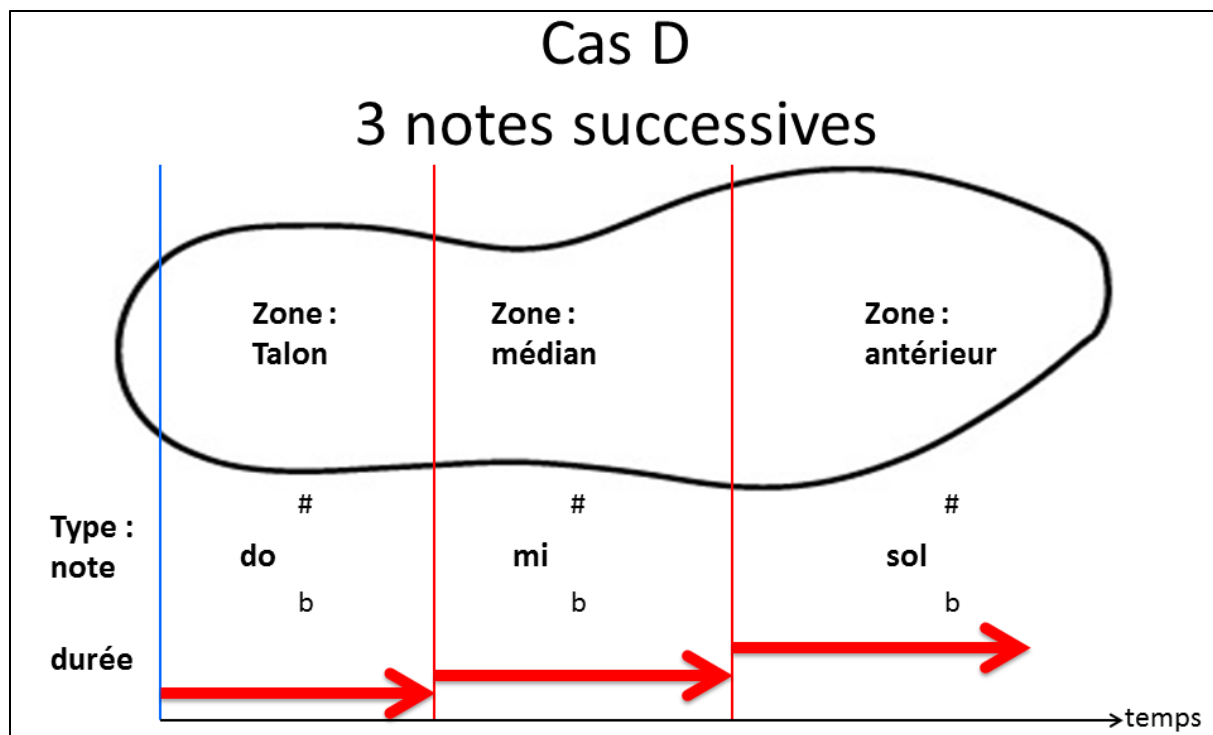


Figure 80 : Configuration formée par une succession de trois notes composant l'accord de DO majeur.

Chaque zone est associée à une des trois notes formant l'accord de DO majeur, do, mi et sol. La pression intermédiaire est associée à do, mi et sol. La sous-pression est associée au bémol des notes correspondantes soit do_b, mi_b et sol_b. La surpression est associée au dièse des notes correspondantes. Le comportement est le même que pour la configuration de la Figure 78 mais ici les notes ne se cumulent pas, l'accord est implicite étant donné que les notes qui le composent ne sont pas jouées en même temps.

Hypothèse 1 : cette configuration devrait apporter une plus grande adhésion des utilisateurs étant donné un niveau de musicalité plus important que pour la configuration précédente de la Figure 79

Hypothèse 2 : ce cas pourrait cependant être plus difficile à comprendre étant donné qu'il a plus de combinaisons.

Cas D : retenu

Paradoxalement, le cas D qui est identique au cas B en termes de contenu de notes, donne l'illusion d'entendre un accord même si chaque note est interrompue par la suivante. Le cas D s'avère aussi être plus musical que le cas C, en effet ce dernier n'a d'aspect mélodique que dans le cas de pressions anormales, le reste du temps il est monotone. Le cas D en revanche contient une mélodie en soi en cas de marche normale et des variations en cas de pressions hors de l'intervalle de pression normales.

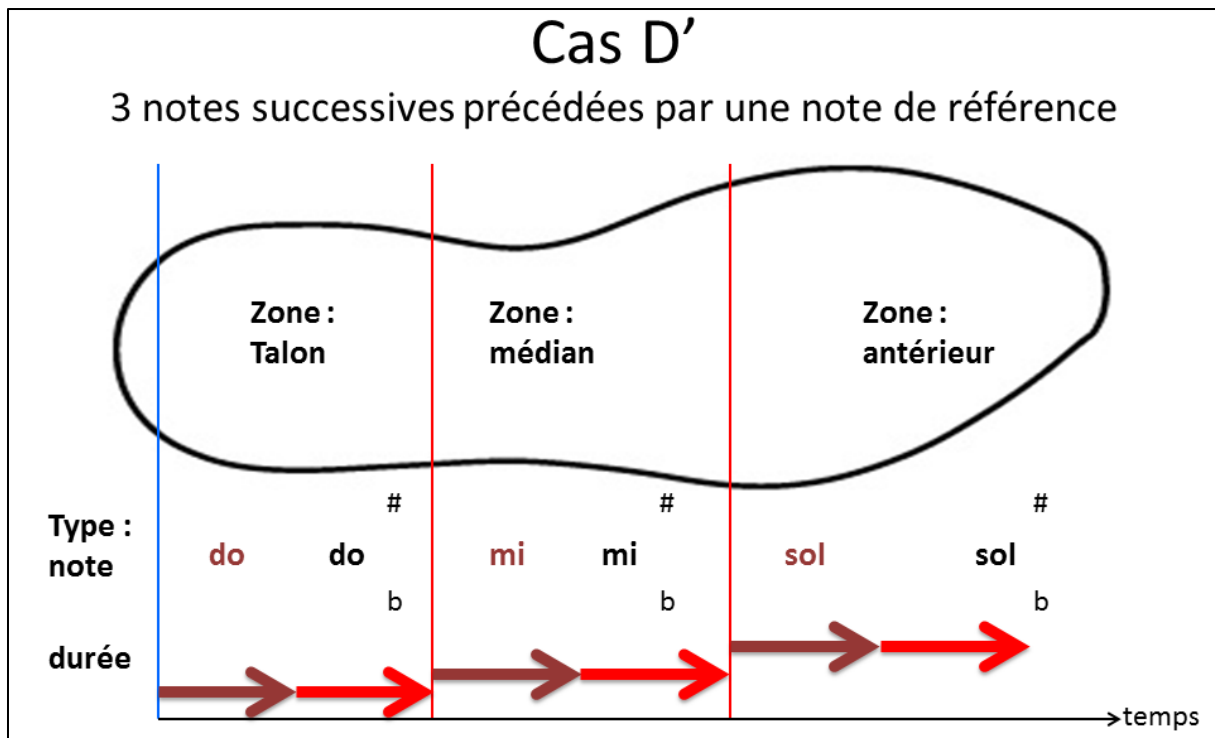


Figure 81 : Ce cas inclut la référence à chaque note dans l'hypothèse que l'ajout d'une référence diminuerait les confusions.

Chaque zone est associée à une des trois notes formant l'accord de DO majeur, do, mi et sol. La pression intermédiaire est associée à do, mi et sol. La sous-pression est associée au bémol des notes correspondantes soit do_b, mi_b et sol_b. La surpression est associée au dièse des notes correspondantes. Le comportement est le même que pour la configuration de la Figure 80 mais chaque note est précédée par la note correspondant à la pression normale attendue.

Hypothèse : le niveau de musicalité est le même que pour la configuration de la Figure 80 avec l'avantage de présenter la note de référence (correspondant à la pression normale attendue) avant de présenter la note correspondant à la pression réelle de la zone. Cela devrait aider les utilisateurs dans leur tâche de discrimination.

Cas D' : *retenu*

Il est identique au cas D, la seule différence étant la présentation de la note correspondant à la pression normale attendue, c'est tout ce qui en fait son intérêt.

5.2.5.2 Sélection sonore

Chaque cas a été noté en indiquant s'il répondait ou pas aux critères. Si c'est le cas, la couleur verte lui est attribuée et rouge sinon. Dans le doute, la couleur orange est attribuée : c'est le cas par exemple pour le critère « type de son par zone » pour lequel il est difficile de juger si un accord est plus représentatif qu'une note seule. D'autre part, chaque couleur est complétée par un signe « + » ou « - » représentant les caractéristiques jugées positives et négatives.

Quelques remarques préliminaires peuvent être faites sur les différents cas mis en concurrence :

- Le cas C est le plus simple et s'apparente à un langage de commande, c'est celui qui a le moins de musicalité.
- Le cas A' a plus de musicalité que le cas C. Il est moins monotone car il utilise un accord là où le cas précédent emploie seulement une note.
- Le cas D est équivalent au cas C mais plus agréable à entendre car moins monotone. D'autre part, il possède un contenu plus riche car les trois notes qui le composent font partie de l'accord de DO.
- Le cas D' est une variante du cas D auquel il ajoute la note de référence à la pression normale pour chaque zone dans l'objectif de faciliter la compréhension.

Tableau 19 : Comparaison des caractéristiques des cas de sonification. Les cases marquées du signe « + » représentent les caractéristiques positives et celles marquées « - » les caractéristiques négatives. Les cas retenus ont été renommés CAS 1 à 4.

CRITERES		CAS A	CAS A'	CAS B	CAS C	CAS D	CAS D'
musicalité	oui	+	+	+		+	+
	non				-		
variation intra-zone	forte				+		
	faible	-	-	-		-	-
référence	oui						+
	non	-	-	-	-	-	
variation interzones pour pression normale	une octave	+					
	une tierce			+		+	+
	aucune		-		-		
type de son par zone	accord	+	+				
	note			-	-	-	-
notes jouées		3x3	3x3	3	3	3	3+3
notes possibles		3x5	3x5	9	5	9	3+9
altérations maximum possibles		2	2	6	2	6	6
		CAS 2		CAS 1		CAS 3	CAS 4

Tous les cas retenus pour une première évaluation sont listés dans le Tableau 19. Celui-ci indique leur conformité ou pas à chaque critère. Le paragraphe ci-dessous donne des indications sur les choix qui ont été faits afin de réaliser une sélection parmi eux.

Nos réflexions et les informations résumées par le Tableau 19 nous ont conduits à éliminer le cas A et le cas B. Tous les cas sont commentés en suivant à partir de ces analyses, avec le résultat final ainsi qu'un renvoi vers les pages décrivant chaque cas afin de faciliter la compréhension des choix réalisés.

Cas A : non retenu

Cf. page 166

L'étendue de la variation interzone sur une octave s'est avérée desservir l'objectif initial à cause d'une quantité de notes trop importante qui produisait une saturation de l'audition, accompagnée d'une lassitude très rapide.

Cas A' : retenu

Cf. page 167

Il a été conservé car nous voulions pouvoir comparer la présentation d'accords à la présentation de notes et le phénomène de saturation indiqué pour le cas précédent ne se présente pas. D'autre part, il présente la même caractéristique que le cas C à savoir le fait de pouvoir être considéré comme un langage de commande.

Cas B : non retenu

Cf. page 168

Il est noté dans le tableau au même niveau que d'autres cas, cependant le maintien des notes précédentes empêchait de distinguer la dernière note. D'autre part, la durée de contact de la zone antérieure du pied étant moins importante que les précédentes, cet effet de masquage était accentué.

Cas C : retenu

Cf. page 169

Ce cas est considéré comme la situation contrôle pour les raisons suivantes : il est composé de trois notes qui sont identiques en cas de marche avec pression normale attendue. D'autre part, les altérations possibles en cas de surpression ou sous pression sont limitées à 2.

Cas D : retenu

Cf. page 170

Paradoxalement, le cas D qui est identique au cas B en termes de contenu de notes, donne l'illusion d'entendre un accord même si chaque note est interrompue par la suivante. Le cas D s'avère aussi être plus musical que le cas C, en effet ce dernier n'a d'aspect mélodique que dans le cas de pressions anormales, le reste du temps il est monotone. Le cas D en revanche contient une mélodie en soi en cas de marche normale et des variations en cas de pressions hors de l'intervalle de pression normales.

Cas D' : retenu

Cf. page 171

Il est identique au cas D, la seule différence étant la présentation de la note correspondant à la pression normale attendue, c'est tout ce qui en fait son intérêt.

Les 4 types de sonification retenus et renommés sont résumés dans le Tableau 20 et leurs fiches descriptives sont présentées Figure 82.

Tableau 20 : Description sommaire des conditions expérimentales des sonifications retenues pour l'expérimentation numéro 2

	Condition expérimentale	description
CAS 1	CE1	trois notes de musique identiques, situation contrôle
CAS 2	CE2	un accord en Do majeur par zone
CAS 3	CE3	Un accord en Do majeur égrené sur les 3 zones (une note par zone)
CAS 4	CE4	Cas 3 précédé des notes de l'accord référence du pas valide.

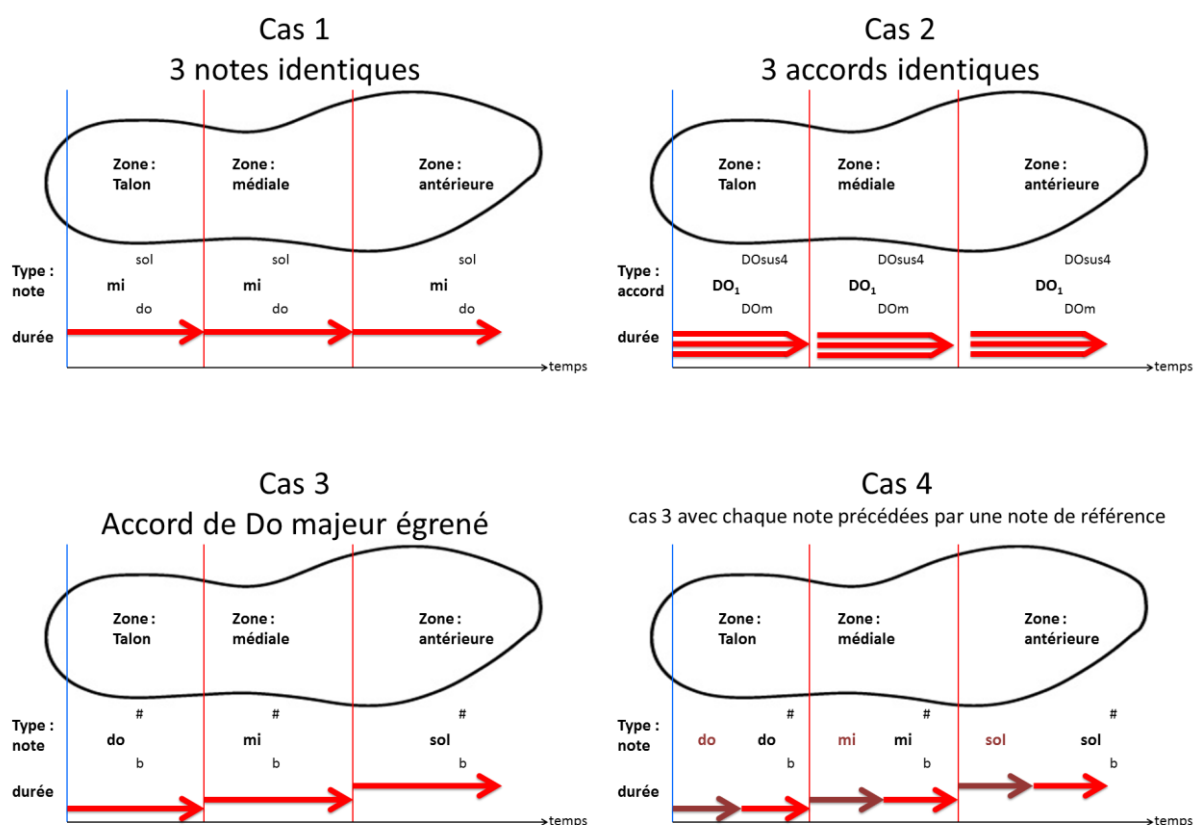


Figure 82 : Description des cas de sonification : Pour chaque cas est indiqué la note ou l'accord qui est joué. Chaque zone contient les hauteurs musicales correspondant aux trois niveaux de pression. Pour des besoins d'évaluation, les notes d'une zone s'arrêtent quand la note de la zone suivante commence.

Cette section visait principalement à décrire l'étape « rendu » du cadre de conception de biofeedback. Cette description s'est faite à travers l'illustration de la démarche de

conception de rendus sonores visant à restituer des pressions plantaires sur 3 niveaux, à partir de 3 zones du pied.

Elle a décrit les comportements sonores qui ont été imaginés avec la description de chacun d'entre eux ainsi que la définition des critères qui ont permis de faire une sélection.

Deux points restent à traiter à l'issue de ce travail :

- Le premier concerne la nécessité de valider les différents comportements sonores, c'est ce qui a été présenté au chapitre 4 à travers l'expérimentation numéro 2.
- Le deuxième, d'ordre technique, concerne l'implémentation du fonctionnement de ces comportements sonores. Nous décrivons ce fonctionnement dans la partie qui vient en suivant et qui traite de l'application qui a été notre véhicule d'exploration sonore.

5.2.6 Application d'exploration de comportements sonores

La section 4.2.3 page 121 a défini l'aspect général du rendu c'est-à-dire de la définition du nombre de zones, du nombre de capteurs, ainsi que du nombre de sons associés à chaque zone.

La section 5.2.5 page 163 décrit la mise en œuvre du rendu et détaille précisément les sons qui seront utilisés, comment ils évolueront en fonction de la pression et comment ils se comporteront les uns par rapport aux autres.

La présente section décrit quant à elle la réalisation concrète de ces composants. L'application développée fournit un environnement permettant de faire du prototypage rapide de comportements sonores tout en permettant de les tester rapidement. De plus, le module intégré permettant d'évaluer ces comportements à travers une expérimentation en fait une contribution significative.

Nous présentons dans un premier temps les fonctionnalités de cette application, son architecture et l'interface utilisateur.

Dans un deuxième temps nous décrivons le travail de préparation des fichiers de pression afin de pouvoir les rendre utilisables dans l'application tout en permettant de les associer à des vidéos.

5.2.6.1 Fonctionnalités

L'application est basée sur les étapes du cadre de conception décrites jusqu'à maintenant. Ainsi, la structuration de ses composants reprend l'organisation en capteurs, données, traitement, exploitation et rendu, cela permet de faire des modifications ayant le moins d'impact possible sur les étapes précédentes ou suivantes.

La contribution principale de l'application tient dans les points suivants :

- Elle fournit un environnement permettant d'associer et de synchroniser des enregistrements de pressions plantaires à des vidéos⁷⁴
- il est possible de faire du rejeu de ces enregistrements à volonté
- il est possible de choisir le type de feedback sonore qui accompagnera la lecture de ces enregistrements. Le feedback tiendra compte des pressions plantaires

⁷⁴ réalisées au même instant

- Cette sonification étant faite en temps réel, l'application se comporte comme un simulateur de dispositif de biofeedback de pressions plantaires
- il est possible de visualiser le flux vidéo en même temps que l'écoute du canal audio
- Il est possible de changer de type d'instrument de musique qui jouera le feedback audio
- Il est possible de modifier les seuils de déclenchement des feedback au niveau de chaque zone
- Il est possible d'associer à la vidéo, soit le fichier de pressions plantaires original ou une version modifiée de ce dernier. Ainsi, il est possible d'altérer des pressions plantaires là où elles étaient normales ou de normaliser celles-ci là où elles étaient excessives.⁷⁵
- Il est possible de visualiser les zones du pied sur lesquelles s'exerce une pression et cela en temps réel
- La plus grande partie de la configuration de l'application se fait par la modification d'un fichier texte (i.e. l'ajout de fichiers de données ou de vidéos, de comportements sonores, d'instruments mais aussi le réglage des seuils, la durée des sons, l'emplacement des fichiers de données)
- Le mode exploration, reprenant tous les éléments précités, se voit complété par un mode expérimentation. Celui-ci intègre la gestion complète et automatique d'une session d'expérimentation et des utilisateurs, la lecture des fichiers de questions ainsi que l'enregistrement des fichiers de réponses⁷⁶

A ces fonctionnalités s'ajoute la facilité à concevoir de nouveaux comportements sonores et à les intégrer à l'application, ce qui en fait un outil à la fois de simulation, d'exploration sonore, de test et de validation de ces comportements.

Pour conclure, le diagramme de cas d'utilisation Figure 83 montre les différentes actions que peut réaliser un utilisateur. Ces actions courantes seront décrites lors de la présentation de l'interface utilisateur.

⁷⁵ La modification par elle-même se fait en dehors de l'application en modifiant directement le fichier

⁷⁶ Ce changement de mode se fait lui aussi par simple modification du fichier de configuration. Le mode expérimentation possède un fichier de configuration individuel

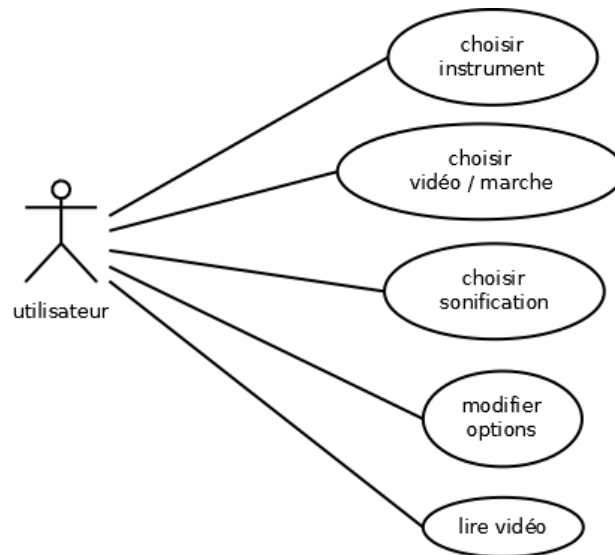


Figure 83 : diagramme de cas d'utilisation de l'application d'exploration sonore

5.2.6.2 Architecture logicielle

5.2.6.2.1 Diagramme de classes

Les classes mettant en œuvre la sonification sont organisées de la façon suivante :

La classe « Zone » est composée d'objets « capteur ». La mise à jour d'un capteur provoque le re-calcule de la somme des pressions de la zone correspondante. La zone peut être liée à une autre zone, c'est par ce lien qu'est obtenu l'arrêt des sons d'une zone précédente. Au moment où une zone détecte qu'elle doit déclencher un son parce que la pression a atteint un niveau fixé, elle vérifie si elle est liée à une autre zone, si c'est le cas elle appelle la méthode `stopperSons()` de l'autre zone. Une zone est associée à une classe « SND » (pour sound) qui est responsable de la production des sons. C'est dans cette classe que se fait la liaison avec le sous-système de production de sons. Dans le cas de cette application il s'agit de l'API JFugue qui pilote le synthétiseur MIDI, mais en associant un autre type de classe il est possible de produire les sons d'une autre manière. La classe Zone est associée aussi à l'interface « Comportement » à travers laquelle peuvent être associés différents types de comportements sonores comme le cumul ou le non-cumul de sons ou le cumul long qui n'arrête pas les sons quand la pression atteint zéro mais uniquement quand la première zone du pied suivant atteint un seuil donné. Chaque implémentation de l'interface Comportement possède une méthode `verifCriteresSons()` qui contient la mise en œuvre de la machine à état correspondante. La classe zone est associée enfin à l'interface « TypeSonif ». Les classes qui implémentent cette interface définissent le type de son qui sera joué : note ou accord ainsi que leur hauteur.

Quand nous parlons d'un son qui peut interrompre un son précédent, il peut s'agir du son de la zone suivante au niveau du même pied ou d'une zone du pied suivant, par exemple si l'objectif est que le son du pied gauche dure jusqu'à ce que le talon du pied droit soit posé au sol.

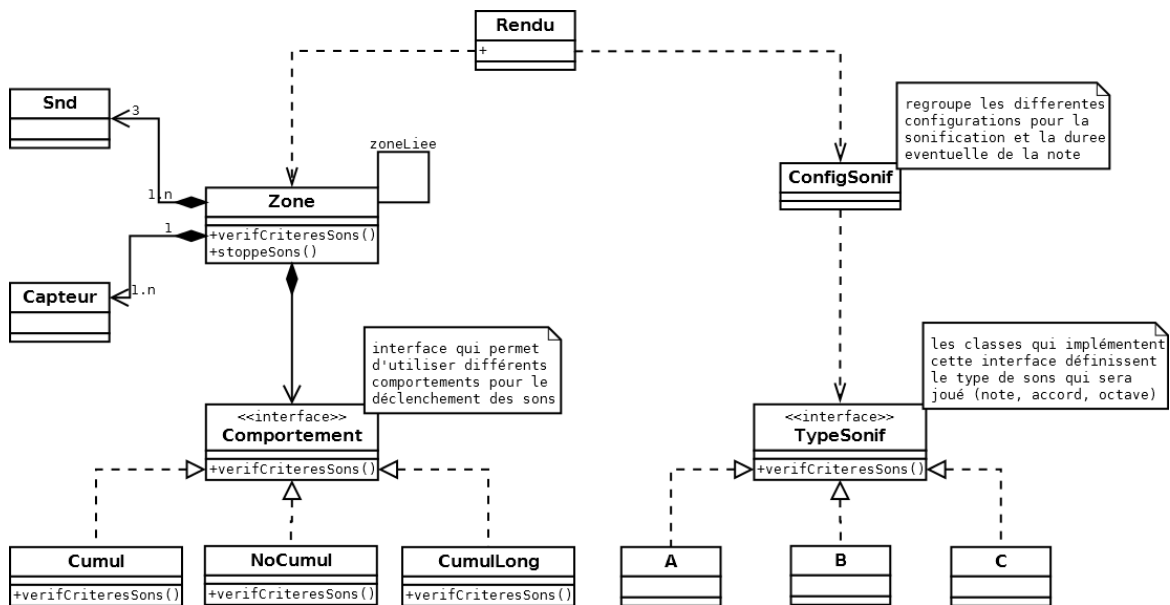


Figure 84 : Diagramme de classes de la partie sonification à partir des capteurs.

5.2.6.2.2 Comportement sonore

Les comportements sonores peuvent être facilement ajoutés : grâce à l'utilisation d'un design pattern⁷⁷ de type « Strategy »⁷⁸ (Figure 84), il suffit de créer une nouvelle classe de comportement de sons qui est l'implémentation directe d'une machine à états définissant un comportement donné. Deux exemples sont montrés en Figure 85 et Figure 86. L'ajout de nouvelles classes demande cependant une recompilation du code source.

⁷⁷ Un patron de conception est la solution conceptuelle ou architecturale à un problème logiciel. C'est un recueil d'expertise en matière de conception orienté objet. Il facilite la réutilisabilité et la maintenance d'un système (Gamma, Helm, Johnson, & Vlissides, 1996)

⁷⁸ Le patron de conception « stratégie » permet d'encapsuler divers algorithmes ayant des comportements différents tout en apportant la facilité d'en changer efficacement (Gamma et al., 1996)

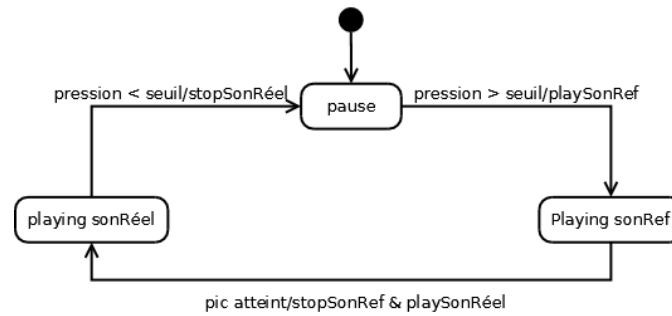


Figure 85 : Machine à états minimale, le son de référence est joué dès que la pression est supérieure à un seuil donné. Une fois celui-ci atteint, le son référence est arrêté et le son réel est joué en tenant compte de la valeur du pic de pression

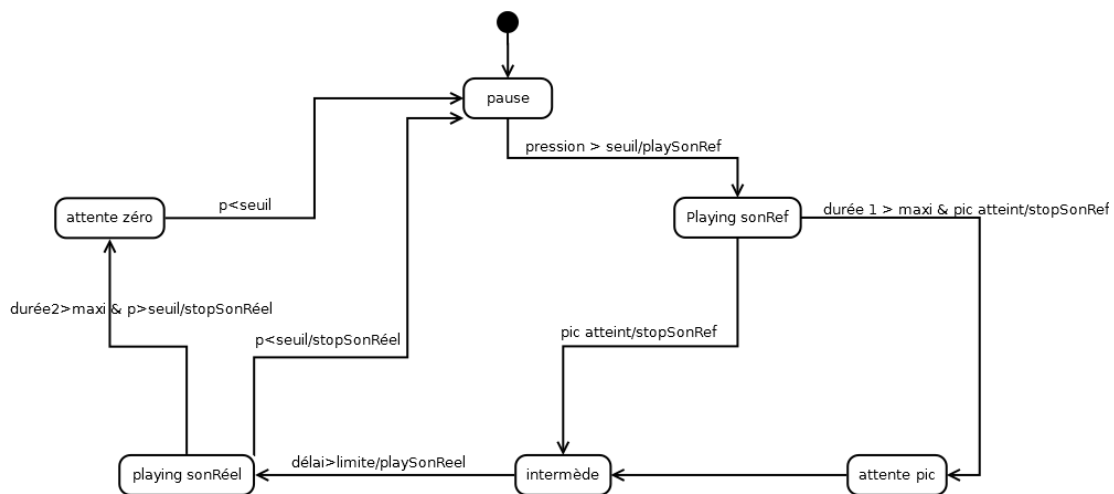


Figure 86 : Machine à états identique à la précédente à la différence que la durée des deux sons est réglable. Chaque son est asservi à deux critères qui sont l'atteinte de la durée maxi programmée ou l'atteinte d'un seuil de pression donné

L'application permet de produire un fichier de sortie indiquant les moments auxquels sont produits les sons. C'est une fonctionnalité tout à fait nécessaire afin de vérifier que la chronologie des sons est respectée par rapport à un comportement donné⁷⁹, Figure 87. Sur cette figure, correspondant à une configuration son ref./son réel (CAS 4), il est possible de visualiser 5 événements temporels ainsi que les actions associées :

1. Apparition du front descendant
2. le son référence est joué pendant 20 ms, suite à la présence de 5 valeurs décroissantes successives

⁷⁹ la production de la figure est réalisée automatiquement avec un utilitaire développé sous R

3. fin du son référence. et pause pendant 20 ms
4. le son réel est joué pendant 20ms
5. fin du son ref.

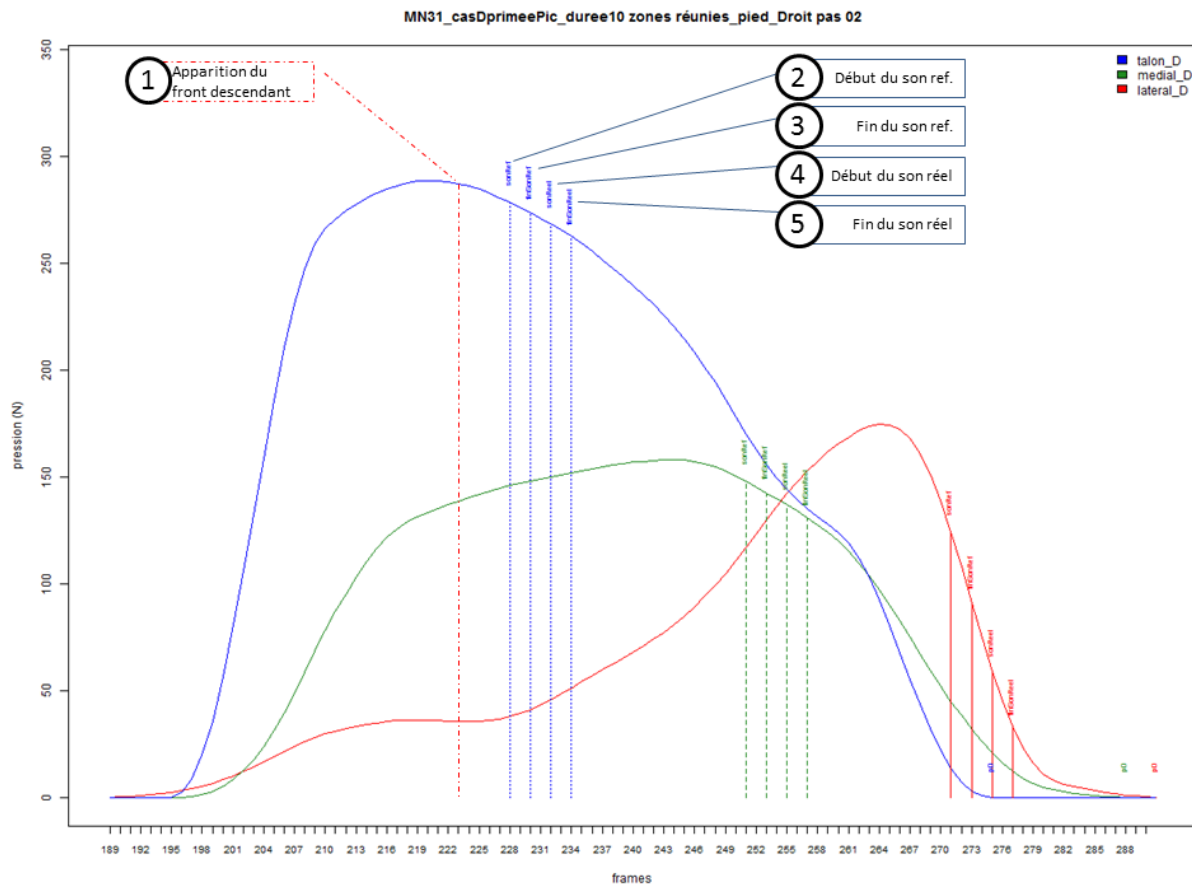


Figure 87 : Détail de l'évolution des pressions sur les trois zones pour un pas. Chaque graduation des abscisses correspond à 10 ms.

La configuration des sons dans l'exemple de la Figure 88 est la suivante :

1. le son référence commence quand un seuil de pression donné est atteint
2. le son référence dure 160ms
3. le son réel commence quand le pic est détecté
4. le son réel dure 160ms.
5. Les sons s'arrêtent lorsque la pression de la zone correspondante passe à zéro

Ainsi, un comportement qui serait difficile à interpréter ou à remarquer auditivement peut être compris visuellement. La représentation graphique du fichier de sortie de notre environnement de prototypage de biofeedback sonore permet par exemple de visualiser le problème pour la zone latérale (en rouge) où il y a eu une mauvaise détection du pic (6). Parfois le son joué peut ne pas avoir la durée qui lui avait été assignée comme cela a failli

être le cas pour la zone médiale (en vert). En effet, le son réel commence quasiment à la fin du pas (7) et se termine 160ms plus tard (8) soit 40 ms avant que la pression ne passe à zéro (9). Le même phénomène aurait pu se produire si le pic descendant correspondant à la zone latérale (en rouge) avait été correctement détecté. En conséquence, la contrainte temporelle de l'accompagnement sonore est forte, le temps d'appui moyen lors de la marche normale étant de 600ms.

La présence de cette fonctionnalité donne à l'application un atout majeur en termes d'exploration sonore en permettant d'analyser et de comprendre le comportement des sons émis au-delà de ce qui est perçu auditivement.

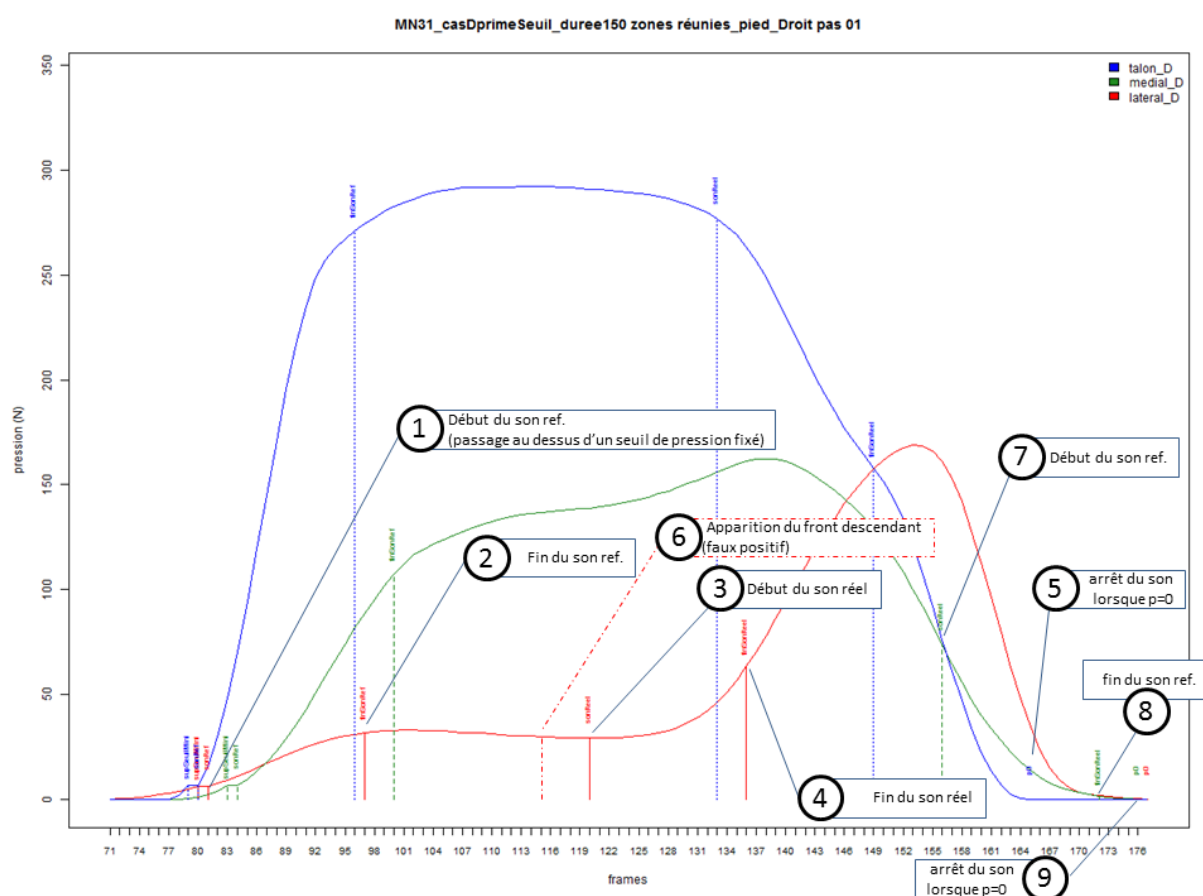


Figure 88 : Comportement des sons différents : le son référence commence quand un seuil donné est atteint, il dure 160ms. Le son réel commence quand le pic est détecté et dure lui aussi 160ms.

5.2.6.3 Implémentation

5.2.6.3.1 Diffusion des vidéos

L'application est réalisée en JAVA. Les vidéos qui ont été enregistrées sont lues via l'API JAVA FX⁸⁰ qui permet aisément de définir leur taille à l'écran, vitesse de lecture et index du début de lecture. Une vidéo est associée à un fichier de données de pressions via un paramètre temporel indiquant le délai de démarrage à respecter pour la synchronisation de l'un en avec l'autre.

5.2.6.3.2 Diffusion des sons

D'un point de vue logiciel, la création de la chaîne MIDI est contraignante car elle nécessite de créer autant d'objets informatiques. Afin de gagner du temps et de l'énergie en évitant cette contrainte nous avons choisi de produire les notes ou accords de musiques à partir de l'API⁸¹ JFugue⁸². Celle-ci permet de programmer facilement de la musique sans se heurter à la complexité du standard MIDI nécessitant de définir les synthétiseurs, canaux, voies, banques de sons et séquenceurs. Le Tableau 21 montre la facilité à définir des notes ou des accords ainsi que leur durée, à préciser s'ils seront joués ensemble ou à la suite, mais aussi avec quel rythme et par quel instruments de musique. Dans les exemples illustrés, la durée des sons est définie avant leur exécution. Nous avons aussi exploité dans notre application la capacité de cette API à produire aussi des sons en temps réel, c'est-à-dire commençant lors de la réception d'une instruction et se maintenant jusqu'à la réception d'une nouvelle instruction leur signifiant de se terminer.

⁸⁰ <http://moogfoundation.org>

⁸⁰ MIDI : Musical Instrument Digital Interface, protocole normalisé permettant à des instruments de musique électronique et des ordinateurs de communiquer entre eux. HYPERLINK "<http://www.midi.org/>"

⁸¹ Application programming interface : Une interface de programmation applicative est un ensemble de fonctionnalités (fonctions ou services) qu'une application met à disposition à une autre application

⁸² <http://www.jfugue.org/>

Tableau 21 Exemples de production de sonorités différentes avec JFugue.

```
// définir un objet Player pour jouer des sons
Player player = new Player();
// jouer une série de notes de musiques (octave n°4 par défaut)
new Player().play(new Pattern("do re mi fa so la si do");
// jouer un do (notation anglosaxone)
player.play("C");//
// jouer un do à l'octave 7 de durée une demi mesure (half)
player.play("C7h");
// jouer un accord de DO majeur 7e à l'octave 5, de durée 1 mesure (whole)
player.play("C5maj7w");
/* jouer ensemble (+) à l'octave 5 sol, si de durée un quart et à l'octave
6 un do de durée un quart. Une fois ces trois notes finies jouer à
l'octave 6 un ré de durée un quart */
player.play("G5h+B5h+C6q_D6q");
/* jouer avec un tempo de 120, sur la voie 0 (V) avec le piano octave 5
deux sol de durée un quart puis sur la voie 9 un claquement de main de
durée un quart et un soupir (Rest) de durée un quart */
player.play("T120 V0 I[Piano] G5q G5q V9 [Hand_Clap]q Rq");
```

5.2.6.3.3 Choix du langage de programmation

Le langage Java a été choisi parce l'objectif à terme est d'utiliser l'application sur des dispositifs comme des smartphones ou tablettes fonctionnant avec le système d'exploitation Android qui reprend une grande partie des API Java développées par Sun puis par Oracle.

5.2.6.4 Interface utilisateur

L'interface principale de l'application d'exploration de comportements sonores est composée de différentes zones, Figure 89 , décrites ci-dessous :

La zone « Choix des vidéos » (Figure 89-1) permet de choisir parmi les vidéos disponibles. Chaque vidéo a préalablement été synchronisée avec le fichier de données de pressions enregistré en même temps afin que l'évolution des pressions corresponde au déroulement de la vidéo.

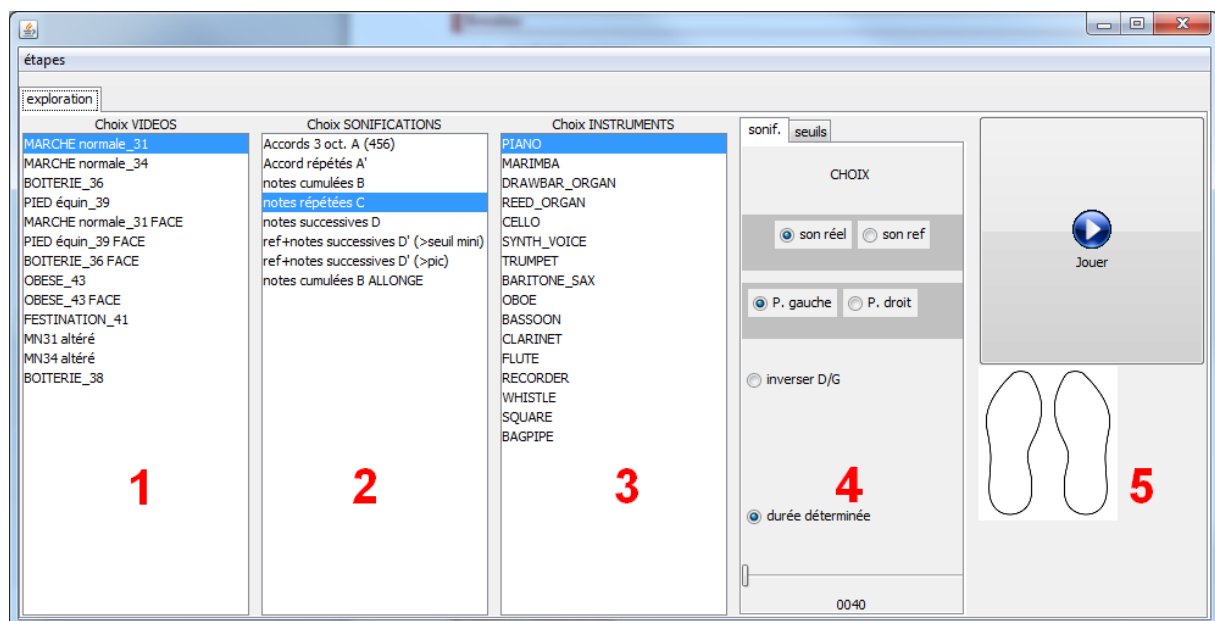


Figure 89 : Écran principal de l'application d'exploration sonore.

La zone « choix des sonifications » (Figure 89-2) permet d'associer une paire vidéo/pressions à un type de sonification. A chaque sonification est associé un comportement de sons particulier. Celui-ci offre la possibilité de jouer des notes ou des accords de musique (CAS 1 ou CAS 2 de l'expérimentation 2), de cumuler des sons pendant la durée du pas (CAS B non retenu) ou de les faire se succéder (CAS 3), de jouer une note correspondant à la pression normale attendue avant la note réelle (CAS 4). L'illustration présente enfin une sonification

qui a été testée sans être utilisée dans l'expérimentation sous le terme « notes cumulées B allongé ». Celle-ci, en plus de cumuler les sons, les faisait durer jusqu'au début du pas suivant.

La zone « Choix des instruments » (Figure 89-3) permet de choisir parmi la liste des instruments disponibles. Une sélection d'instruments a été faite à partir des quelques-uns qui nous avaient été conseillés, comme le piano ou les marimbas. A ceux-ci ont été ajoutés d'autres instruments pour leur différentes enveloppes d'amplitude, voir description au paragraphe suivant.(Y. Park et al., 2015)

La zone suivante (Figure 89-4) est composée de deux onglets :

L'onglet « sonification » contient différentes options. « Son ref » (pour référence) permet de simuler artificiellement des pressions dont la variation se situera à l'intérieur de l'intervalle intermédiaire, c'est-à-dire sans sous-pression ni surpression. « Son réel » à l'inverse permet la lecture des informations de pression telles qu'elles sont dans le fichier enregistré. « Pied droit » et « Pied gauche » permettent d'indiquer le pied qui sera sonifié. « Inverser D/G » permet d'inverser le canal audio pour le pied choisi. Enfin, la durée du son se comporte comme défini par la sonification sauf si « durée déterminée » est cochée auquel cas la durée du son peut être réglée par intervalles de 10 millisecondes.

L'onglet « seuils », Figure 90 , permet d'indiquer les seuils de surpression et de sous-pression pour le pied sélectionné.

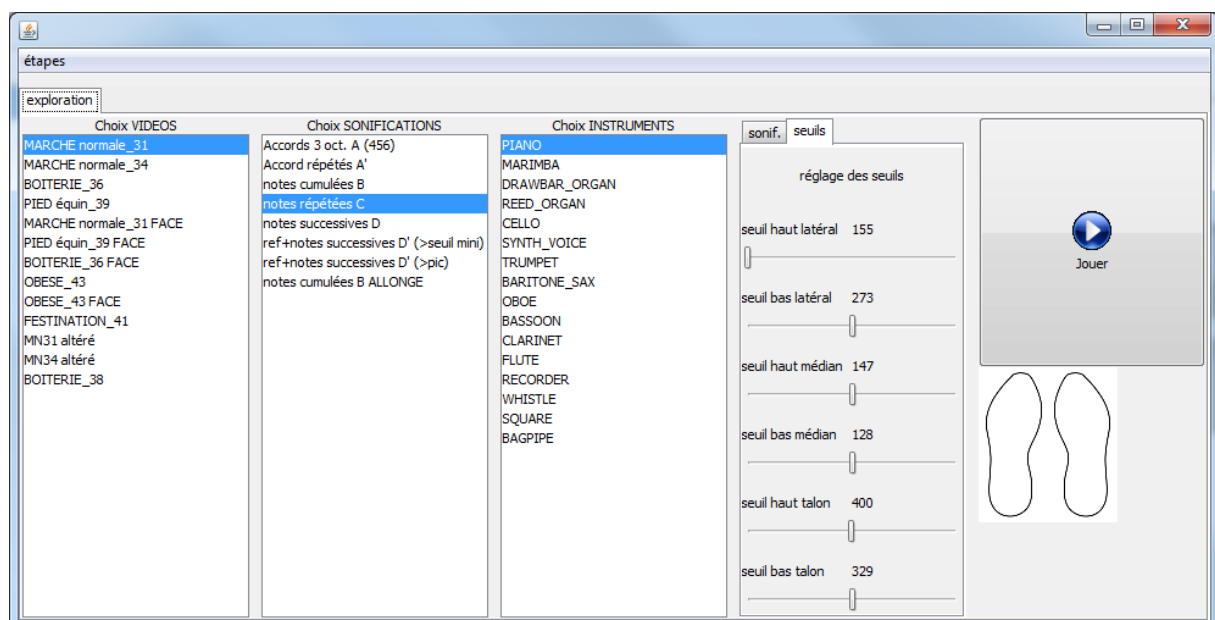


Figure 90 : Accès au réglage des seuils par l'onglet correspondant.

La dernière zone (Figure 89-5) permet de demander la lecture de la vidéo et de visualiser les zones du pied sujettes à des pressions.

A cette interface principale est associée une fenêtre supplémentaire qui diffuse la vidéo, Figure 91 .



Figure 91 : L'écran de visionnage des vidéos.

Une fois cet ensemble fonctionnel, il a été possible d'explorer des comportements sonores et de les mettre en place afin d'en avoir un aperçu dans le but de décider de leur intérêt à être approfondis ou au contraire abandonnés, cf. section 5.2.5.1 « Exploration sonore » page 164.

L'étape suivante a consisté en l'extension de l'application afin de pouvoir évaluer les différents comportements sonores retenus.

Enfin, les paragraphes suivants décrivent les étapes de préparation des fichiers de données baropodométriques ainsi que des fichiers vidéo qui ont été nécessaires pour alimenter cette application, tant dans son volet exploration que dans celui qui traite de l'expérimentation.

5.2.6.5 Préparation des fichiers pour l'application

L'intégration des fichiers vidéo et baropodométriques dans l'application nécessite un travail de préparation qui passe par trois étapes principales, présentées dans la Figure 92. Ces étapes sont au nombre de trois, acquisition, ajustement et utilisation. Il n'y a pas

d'acquisition de données audio à proprement parler étant donné que le but final de l'application d'exploration est justement la production sonore.

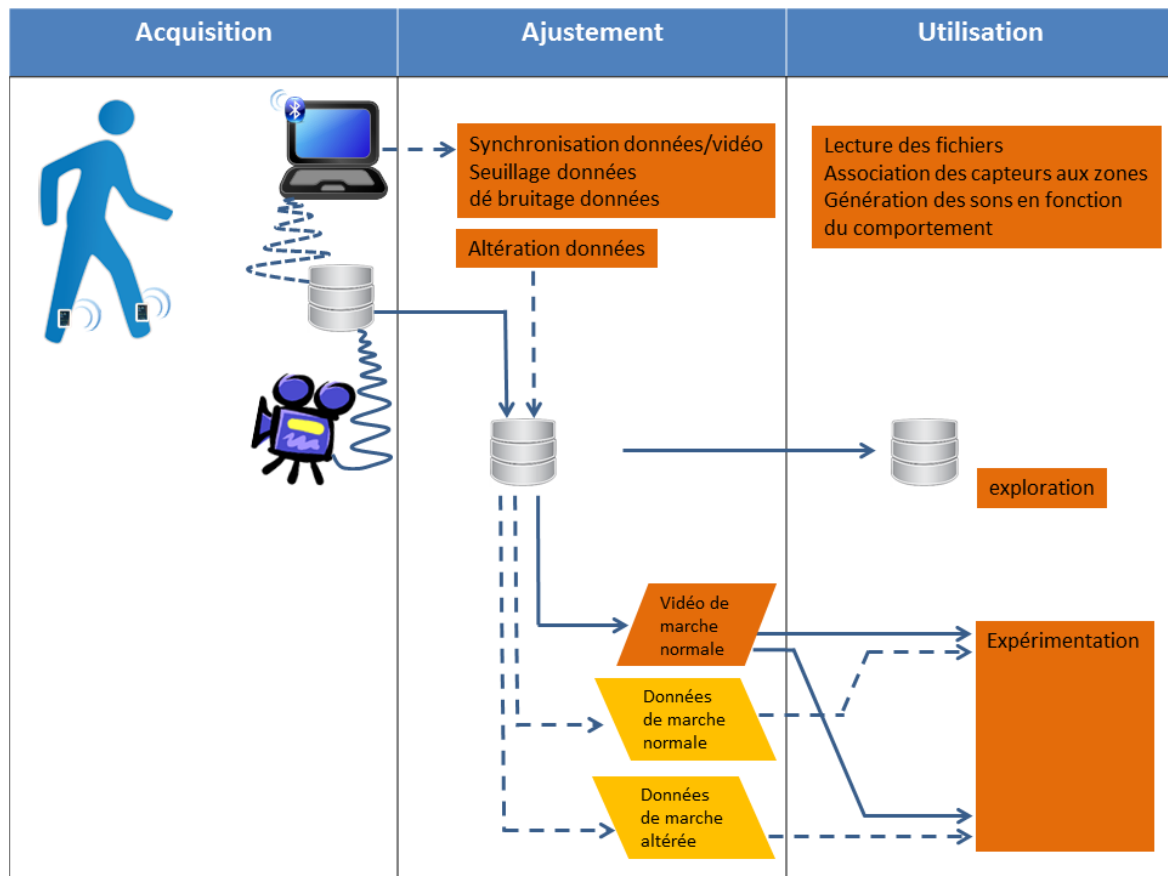


Figure 92 : processus de préparation des données avant leur intégration dans l'application

5.2.6.5.1 Étape d'acquisition

L'application d'exploration sonore est un dispositif virtuel de biofeedback sonore appliqué au cadre de la marche. L'objectif de cette étape est donc de virtualiser la partie d'acquisition des pressions plantaires ainsi que les vidéos correspondantes. Ainsi, à partir d'informations enregistrées une fois lors d'une situation de marche, il devient possible de reproduire virtuellement cette situation de marche en produisant à chaque fois le type de retour sonore désiré.

Dans cette étape nous avons fait l'acquisition de différents types de marche mettant en scène certaines pathologies. Les différents types de marches pathologiques enregistrés sont

la boiterie, la marche d'obèse, la festination (sujet parkinsonien), le pied équin et la marche normale. Voici une description sommaire de ces pathologies⁸³ :

1. Pied équin : Marche sur la pointe des pieds, le talon n'est jamais appuyé sur le sol
2. Boiterie : la marche se fait avec une asymétrie du pas.
3. Marche obèse : la personne obèse marche en étant penchée vers l'arrière, les épaules sont renvoyées vers l'arrière. Les appuis sur le talon sont plus importants
4. festination : marche particulière des sujets atteints de la maladie de parkinson, la marche est normale puis subitement elle se convertit en une succession de pas de très faible amplitude

Toutes ces marches ont été réalisées par un individu sain qui a adopté des démarches spécifiques pour réaliser les enregistrements de marche pathologique. Bien qu'une simulation soit moins précise et réaliste, il n'était pas nécessaire à ce stade de faire appel à des personnes souffrant effectivement de ces pathologies. En effet, l'objectif n'était pas tant de vérifier s'il était possible de discriminer des pathologies entre elles mais seulement de vérifier la capacité à discriminer une marche saine d'une marche pathologique.

5.2.6.5.2 Étape d'ajustement

L'opération principale de cette étape est la synchronisation des flux de données de pressions plantaires avec la vidéo. D'autres opérations sont nécessaires du fait que le dispositif est encore à l'état de prototype. Ainsi, certains comportements ne sont pas complètement maîtrisés, les caractéristiques des capteurs ne sont, elles, pas encore complètement figées. Le fait de travailler avec des pré-séries peut nécessiter certaines interventions, automatiques ou manuelles, qui sont détaillées succinctement ci-dessous.

Fichiers vidéo

L'acquisition vidéo consiste en l'enregistrement de deux vidéos, l'une sur le plan sagittal et l'autre sur le plan frontal. Pour chaque type de marche, deux acquisitions sont réalisées, soit 8 vidéos. Les vidéos réalisées sur le plan frontal ne seront finalement pas utilisées. Pour chaque type de marche, les fichiers sont préfixés avec le mot « marche » auquel est ajouté le type de marche complété par le chiffre 1 ou 2, par exemple, « marche normale 1 » et « marche normale 2 » ou « MN1 » et « MN2 ».

⁸³ Les troubles de la démarche par Pr. Jean-Philippe CAHUZAC, Pr. Joël LECHEVALLIER <http://www.uvp5.univ-paris5.fr/campus-pediatrie/cycle2/>

Fichiers de pressions plantaires

Le sujet réalisant les différents types de marche est équipé des semelles de pressions plantaires. Ces pressions sont transmises via une liaison Bluetooth à un pc qui enregistre ces données à la fréquence de 100 hertz. Avant chaque marche un double saut sur place est réalisé afin d'avoir une repère clair sur tous les enregistrements, ce qui permettra de synchroniser les fichiers entre eux.

Synchronisation et ajustement des fichiers

La synchronisation des fichiers est une étape manuelle. Elle consiste principalement à réaligner les fichiers entre eux par rapport aux repères de chaque enregistrement.

Une fois cette opération réalisée, le début et la fin des fichiers de pression peuvent être supprimés de façon manuelle, Figure 93. Ces opérations doivent être réalisées manuellement, c'est le cas aussi pour la suppression de valeurs parasites, Figure 94.

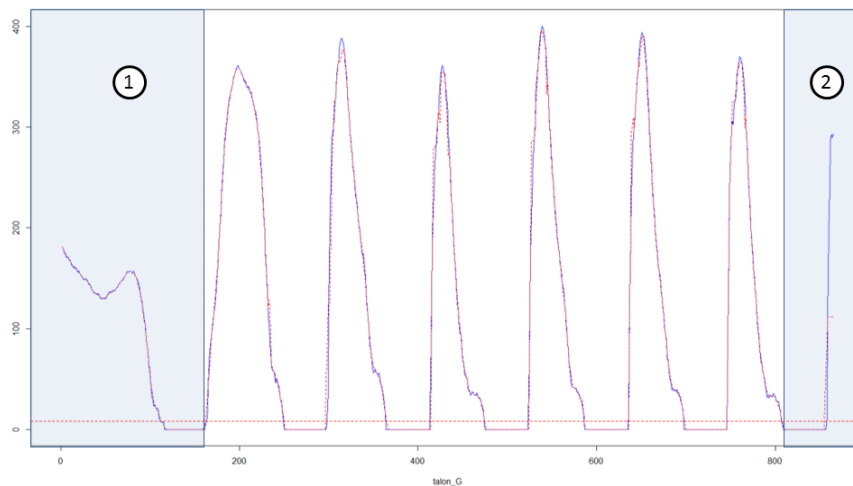


Figure 93 : Détermination des limites début et fin : les valeurs des zones 1 et 2 sont mises à zéro (semi-auto)

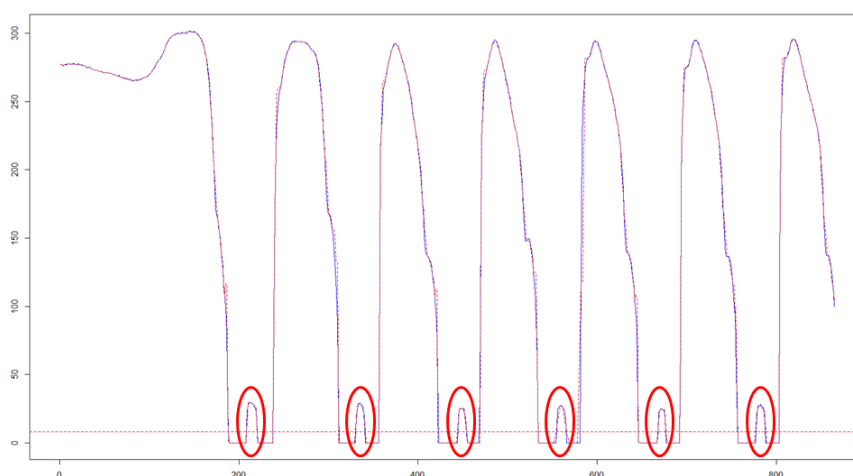


Figure 94 : Suppression des valeurs parasites (semi-manuel).

5.2.6.5.3 Moyenne et écart-type

Pour calculer la moyenne et l'écart-type de chaque groupe de capteurs, il a été nécessaire d'harmoniser l'ensemble des courbes correspondant à chaque pas d'un enregistrement. Ainsi, l'ensemble des pas auront la même longueur. Nous avons donc développé un algorithme automatique faisant les opérations suivantes :

- Détermination de la longueur du pas le plus long, L_{Max}
- Pour chaque autre pas de longueur L_p :
 - Calculer la différence de longueur avec le pas le plus long $d = L_{Max} - L_p$
 - Répartir les d éléments sur le pas courant de façon équilibrée
 - Pour chaque nouvel élément Ne :
 - Calculer la valeur de Ne à partir de la moyenne de l'élément précédent et de l'élément suivant, $Ne = \frac{Ne-1 + Ne+1}{2}$
 - Fin
- Fin

La Figure 95 montre un exemple des différentes courbes avec leurs longueurs respectives, la Figure 96 montre les courbes de moyenne et d'écart-type résultants.

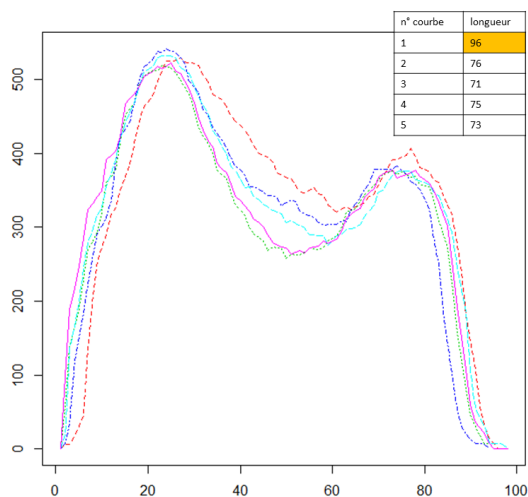


Figure 95 : Harmonisation de 5 courbes afin de les moyenner.

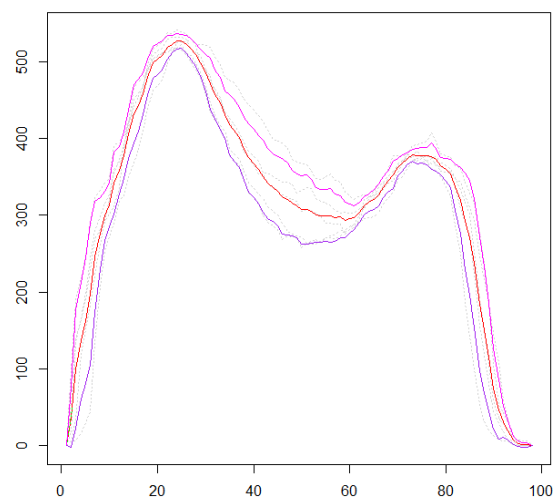


Figure 96 : Calcul des courbes, moyenne (rouge), +1sd (magenta), -1sd (violet).

5.2.6.5.4 Seuils de déclenchement des sons

Les seuils de déclenchement des sons suite à des suppressions ou à des sous-pressions sont fixés relativement à la moyenne. L'écart de $\pm 1SD$ autour de la moyenne

définit la pression normale attendue. La sous-pression et la surpression se trouvent respectivement en dessous et au-dessus de cette zone.

Aux fins de l'expérimentation, l'ensemble des pas constituant un enregistrement doit être homogène, c'est-à-dire que les pressions doivent se situer dans la même zone afin de présenter une information cohérente à l'utilisateur. Des vérifications sont donc faites et des corrections sont apportées éventuellement comme décrit ci-dessous.

Dans le cas de la marche normale, afin de diminuer la variabilité inhérente à la locomotion humaine, les valeurs supérieures ou inférieures à un écart-type sont ramenées dans cet intervalle.

Dans le cas de la marche pathologique, la correction consiste à faire en sorte que tous les pics de pression soient situés en dessus ou en dessous de l'intervalle $[-1SD, +1SD]$. Dans l'exemple de la Figure 97 les pics de pression 1 et 2 sont dans l'intervalle $[-1SD, +1SD]$ et produisent un son correspondant à la pression intermédiaire, alors que le troisième est au-dessus de l'intervalle et devrait produire par conséquent un autre son correspondant à une surpression. Cette opération est semi-automatique, le début et la fin de chaque pas est déterminé automatiquement, reste à l'utilisateur à indiquer la zone à laquelle appliquer un coefficient modificateur.

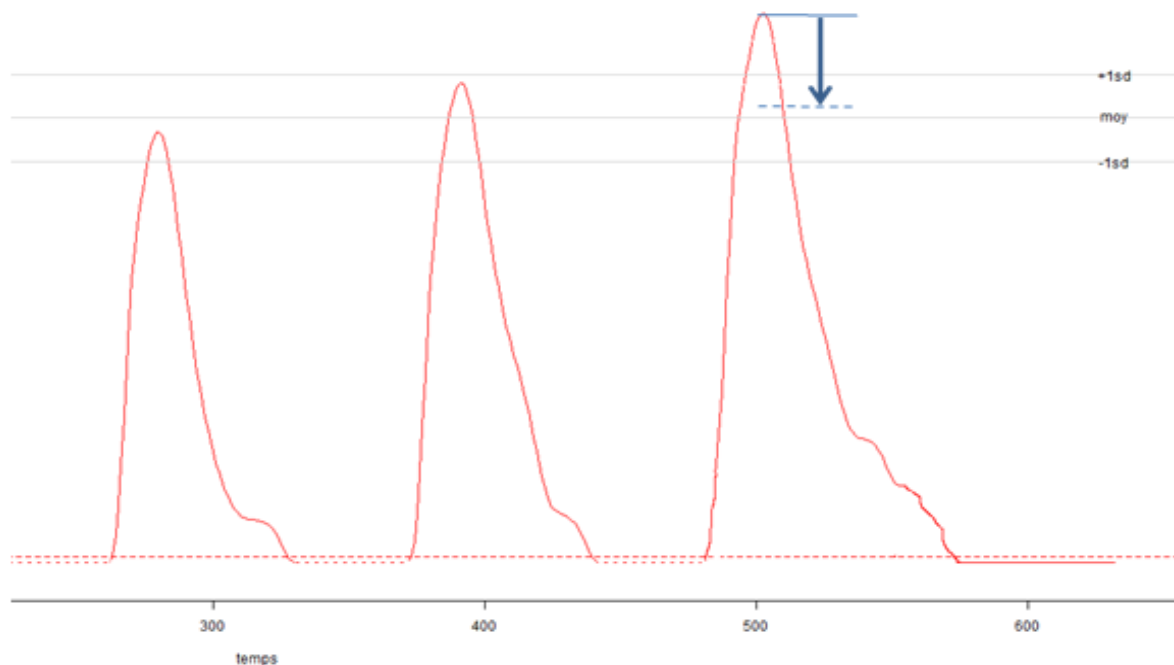


Figure 97 : Filtrage des pressions afin d'être dans l'intervalle $[-1SD, +1SD]$.

5.2.6.5.5 *Création de fichiers altérés*

Pour la partie audio vidéo de l'expérimentation, nous avons besoin de présenter à l'utilisateur deux types de fichiers audio pour un même fichier vidéo (Figure 98)⁸⁴ :

- Audiovidéo congruent : le fichier vidéo et le fichier de pression tels qu'ils ont été enregistrés
- Audiovidéo non congruents : le fichier vidéo tel qu'il a été enregistré et un fichier de pressions altérées. Ce fichier est produit en modifiant artificiellement les données d'une zone du pied (par ex. le talon).

En conséquence, altérer le fichier de pression d'une marche normale consiste à modifier les valeurs d'une zone afin qu'elles sortent de l'intervalle de pression normale attendue.

A l'inverse, altérer un fichier de marche pathologique consiste à modifier les valeurs d'une zone afin qu'elles entrent dans l'intervalle de pression normale attendue.

Ce procédé produira des informations sonores différentes des informations initiales, mais elles se produiront néanmoins toujours de façon synchronisée. Comme le montre la Figure 98, les altérations ont porté sur une même zone pour l'ensemble d'une marche et elles sont constantes (i.e., si le talon est altéré c'est toujours en surpression et pour tous les pas).

⁸⁴ Cf. section 4.2.5.3, « Protocole d'expérimentation » page 96

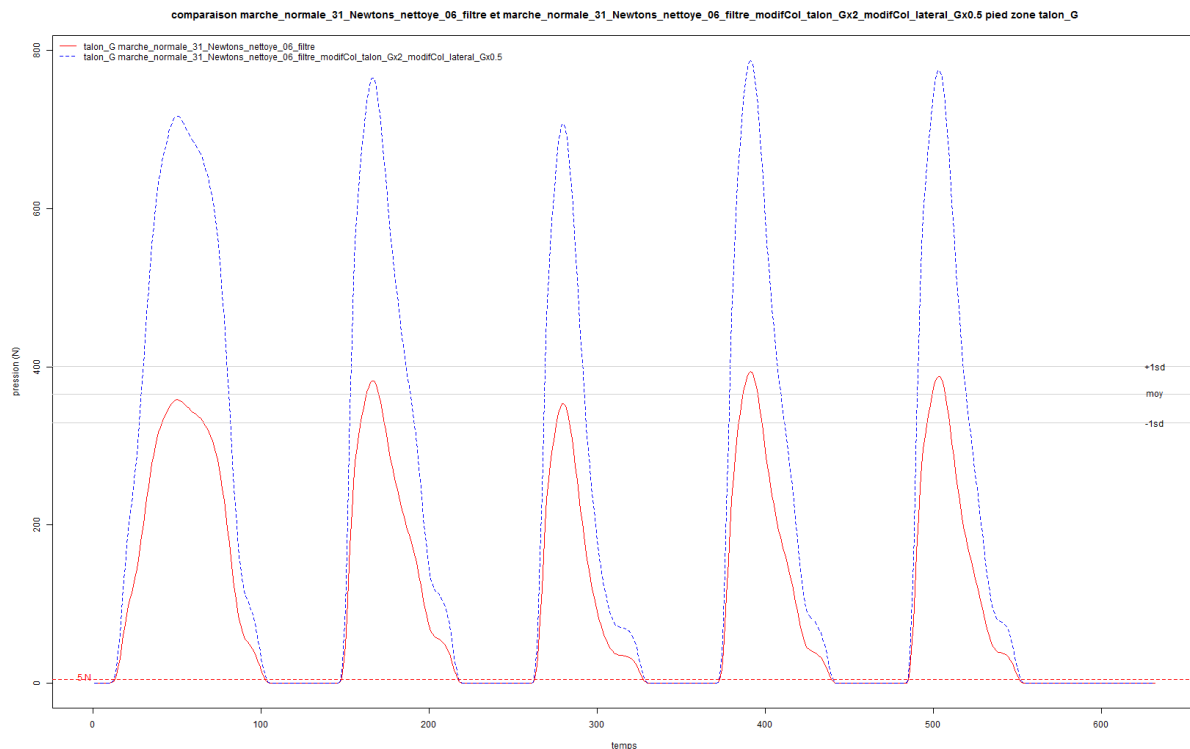


Figure 98 : Exemple de modification de fichier de marche normale sur lequel les valeurs de pression du talon ont été augmentées afin d'avoir un résultat non congruent avec la vidéo (avant=courbe rouge, après = courbe bleue).

5.2.7 Conclusion

Ici se termine la section traitant de l'environnement de test en laboratoire.

La contribution du modèle de conception s'est avéré être un levier puissant pour structurer les composants de notre application d'exploration sonore.

De la même façon, l'extension de cette application afin de la convertir en un outil gérant de bout en bout une expérimentation, n'en a été que plus facile.

Un autre aspect de l'application développée est celui d'un dispositif de biofeedback virtuel. De ce point de vue, il a montré l'intérêt de ce type d'outil pour l'exploration mais aussi, pour le jeu ou la simulation.

Pour ces différents points, une évolution de l'application pour qu'elle puisse s'adapter à d'autres cas de figure serait une contribution significative. Elle devra entre autres, prendre en compte les contraintes qui sont liées au développement et à l'utilisation d'applications mobiles.

La section suivante traite de la conception et du développement d'une première version d'application embarquée à partir d'éléments de l'application qui vient d'être présentée.

6 Environnement de tests in vivo

La présente section décrit l'environnement de test in vivo, dispositif embarqué sur un smartphone, qui s'appuie sur le socle des applications précédentes et le résultat des expérimentations.

Les points abordés traitent principalement des adaptations au système d'exploitation Android et des contraintes liées à l'utilisation embarquée.

La section 6.11, enfin, évoquera les évolutions envisagées pour ces applications.

6.1 Objectifs

Les objectifs d'un environnement de test in vivo sont multiples, ils sont décrits dans les paragraphes suivants.

Il s'agit de développer un dispositif de biofeedback fonctionnant avec un smartphone et permettant d'accompagner les pathologies de la marche, celui-ci devra se baser sur une architecture qui mette en application le cadre de conception. D'autre part, il devra utiliser un rendu audio en accord avec les résultats obtenus par les expérimentations numéro 1 et 2. Enfin, ce dispositif fera lui-même l'objet d'une expérimentation afin de valider les hypothèses précédemment énoncées, cette fois-ci dans un contexte embarqué.

L'utilisation d'un smartphone comme dispositif d'acquisition, de traitement et rendu, se justifie par différents points. En effet, on pourrait s'en tenir à un dispositif dédié de type Arduino⁸⁵ qui est tout à fait accessible financièrement. Cependant, l'utilisation de smartphones étant de plus en plus systématique, il est tout à fait raisonnable d'espérer une acceptabilité importante de la part d'un grand public. D'autre part, un marché s'est créé autour des assistants personnels de santé, il est donc intéressant de se pencher sur l'utilisation des smartphones dans le cadre de la rééducation d'un point de vue d'utilisabilité.

D'autre part, comme démontré par (Petrofsky, 2001a), l'utilisation complémentaire de biofeedback en dehors des séances de rééducation chez un praticien permet d'améliorer les résultats de façon significative. L'objectif est que ce dispositif puisse jouer ce rôle d'une part et d'autre part, qu'il puisse fournir au praticien les enregistrements de données collectées hors séances à des fins d'analyse supplémentaire. Le praticien pourra ainsi évaluer le taux de progression hors cabinet et ceci en fonction des différents types de rendus utilisés par un patient.

⁸⁵ Arduino est une plateforme électronique programmable embarquant un microcontrôleur. Tous types de capteurs peuvent y être raccordés, elle peut communiquer en BLUETOOTH ou Wi-Fi

La mise en pratique de notre cadre de conception à travers un dispositif embarqué permettra de mettre à jour des contraintes supplémentaires, des problèmes de conception ou encore des problèmes techniques en le confrontant à une situation concrète. Cela donnera l'occasion d'apporter des améliorations et de vérifier la capacité à faire évoluer rapidement le dispositif.

L'évaluation du dispositif utilisant les sonifications retenues en situation de marche réelle renforcera les réponses et observations obtenues en environnement de simulation uniquement.

Enfin, la conception et le développement précoces d'un prototype basse fidélité évoluant en parallèle de la définition du cadre de développement et des expérimentations aura permis que le dispositif s'enrichisse des concepts qui auront émergés. Dans la direction opposée, les problèmes rencontrés lors de son développement ainsi que les questions qui se sont posées ont aidés à consolider le cadre de développement et à préciser les hypothèses à vérifier à travers les expérimentations.

Pour arriver à ces fins, le développement à travers un cycle itératif et incrémental a permis, malgré l'absence du dispositif Win-Shoe, de commencer à vérifier nos hypothèses et aussi d'avancer sur des briques logicielles, par exemple une partie des boucles de communication. De la même façon, le développement s'est fait à travers la volonté de ne pas être impacté par les contraintes matérielles, il devait donc être conçu par modules indépendants et susceptibles d'être remplacés à mesure que les spécifications du dispositif d'acquisition Win-Shoe se précisaient.

6.2 *Architecture matérielle*

Cette partie présente deux architectures, la première a été conçue en l'absence de dispositif d'acquisition de pressions plantaires. Elle utilise un émulateur remplaçant le système d'acquisition non encore disponible. Dans la seconde, une adaptation de la première, l'émulateur a été remplacé par le dispositif d'acquisition et de transmission sans fil de pressions plantaires. Elle reprend la majorité des composants développés dans l'architecture précédente. Sa description se résume donc à la présentation du dispositif fourni par Médicapteurs.

La Figure 99 décrit l'architecture matérielle utilisée en attendant qu'une solution définitive soit arrêtée. Un pc joue le rôle de dispositif d'acquisition de pressions plantaires. Deux types de communication vers le smartphone sont développés, Bluetooth et Wi-Fi. Les détails de la partie logicielle sont décrits dans la section suivante.

La conception par blocs fonctionnels vise à pouvoir remplacer un étage par un autre sans impacter le fonctionnement de l’ensemble, afin que sa cohérence soit maintenue.

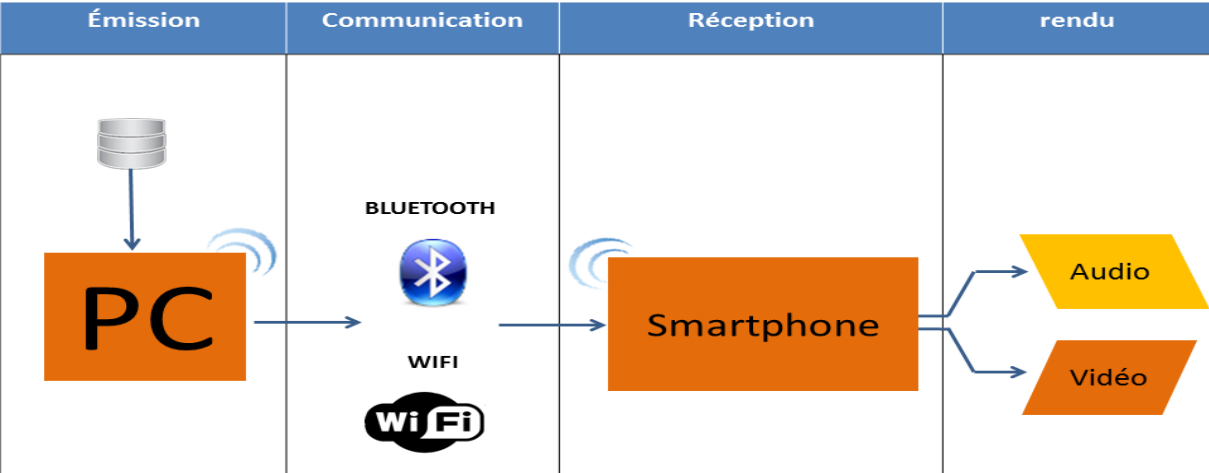


Figure 99 : Architecture matérielle : configuration de développement.

La Figure 100 présente la configuration utilisée pour la mise en pratique du cadre de conception et des résultats donnés par les expérimentations. Le dispositif de Médicapteurs est utilisé pour l’acquisition des données de pressions plantaires. Les données BLUETOOTH sont capturées et traitées par le smartphone en utilisant la sortie audio pour le rendu. Le smartphone peut recevoir des données complémentaires issues d’un accéléromètre externe connecté à un Arduino qui communique lui aussi en BLUETOOTH.

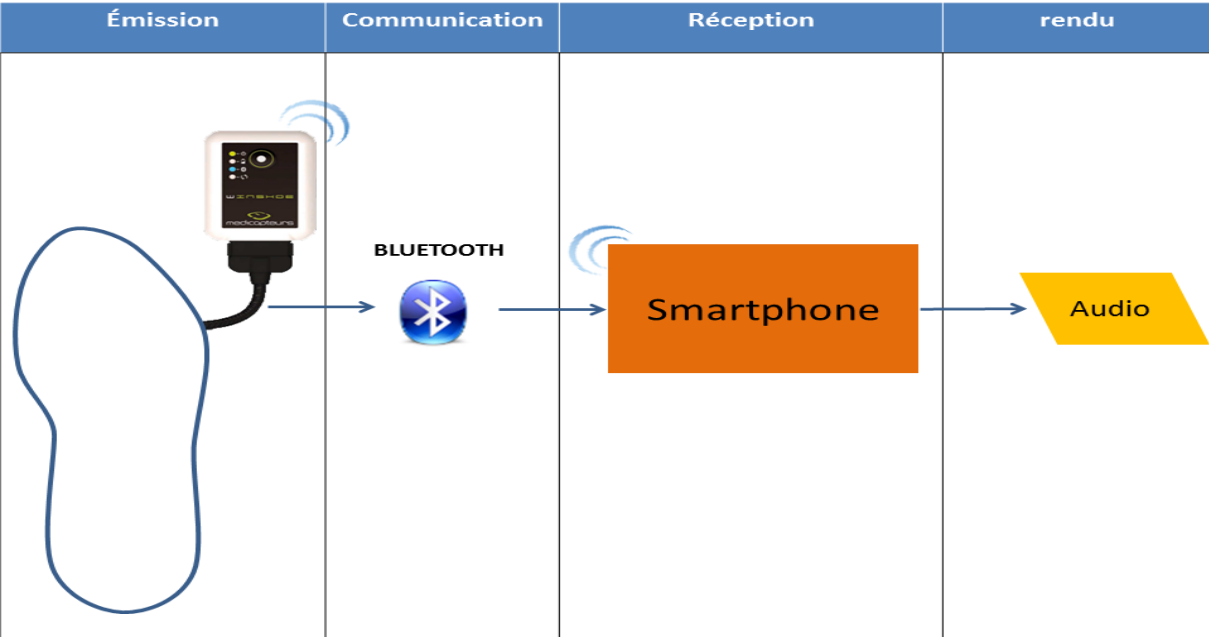


Figure 100 : Architecture matérielle : configuration finale.

6.2.1 Émulateur de dispositif de pressions plantaires

La partie chargée de réaliser l'émulation d'un dispositif de pression plantaire a été réutilisée ici afin de valider la communication avec le smartphone (voir la partie « capteurs » de la section 5.2).

Elle est enrichie par les fonctionnalités suivantes : choix du fichier de données en entrée, attente de la connexion d'un smartphone, puis des commandes START ou STOP. Lorsqu'une commande START est reçue, une tâche lit le buffer de lecture jusqu'à qu'il soit vide ou qu'une commande STOP soit reçue.

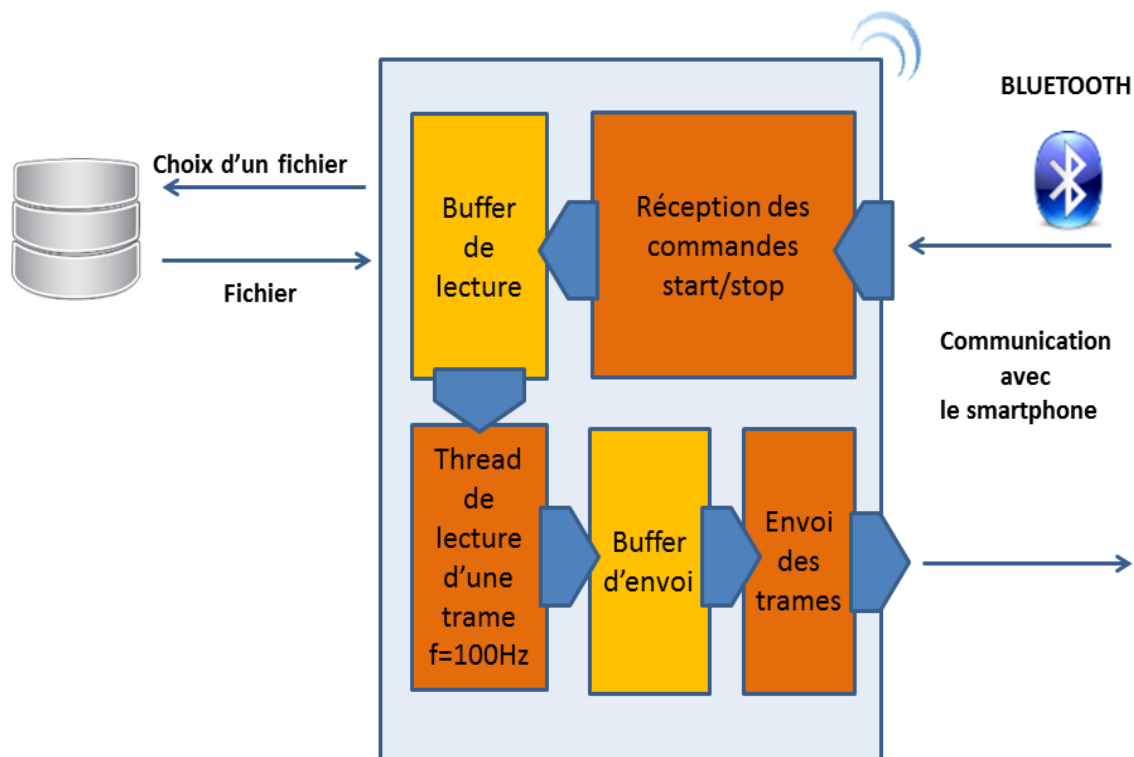


Figure 101 : Diagramme fonctionnel de l'émulateur de Win-Shoe.

6.2.2 Communication Bluetooth

La première application est de bas niveau. Elle est responsable de la communication en Bluetooth avec les deux Win-Shoe. Elle permet d'une part d'établir la connexion avec celles-ci et d'autre part d'envoyer toutes les commandes afin de demander le démarrage ou

l'arrêt de l'envoi de données comme fonctions principales. A cela s'ajoute la possibilité de choisir les boitiers Win-Shoe à partir de leur adresse MAC⁸⁶.

La deuxième principale fonctionnalité est la conversion et la mise en forme des données binaires des trames reçues. Le format d'une trame est composé de 24 octets organisés selon la description du Tableau 22 .

Tableau 22 : Organisation d'une trame de données Win-Shoe.

Octet numéro	Valeur	description
1	02	STX : Start of Text (début du texte)
2 -3-4 -5	0.. 4 294 967 295	Valeur du time code codée sur 4 octets little-endian ⁸⁷
6 -7	0..4095	Valeur du capteur 9 codée sur 2 octets little-endian
8 -9	0..4095	Valeur du capteur 8 codée sur 2 octets little-endian
10-11	0..4095	Valeur du capteur 7 codée sur 2 octets little-endian
12-13	0..4095	Valeur du capteur 6 codée sur 2 octets little-endian
14-15	0..4095	Valeur du capteur 5 codée sur 2 octets little-endian
16-17	0..4095	Valeur du capteur 4 codée sur 2 octets little-endian
18-19	0..4095	Valeur du capteur 3 codée sur 2 octets little-endian
20-21	0..4095	Valeur du capteur 2 codée sur 2 octets little-endian
22-23	0..4095	Valeur du capteur 1 codée sur 2 octets little-endian
24	03	ETX : End of Text (fin du texte)

Lorsque des informations arrivent dans le buffer d'entrée, la tâche d'analyse parcourt ces données à la recherche d'une trame valide (c'est-à-dire 24 octets commençant par STX et se terminant par ETX). Quand une trame valide est trouvée, celle-ci est transmise au décodeur qui va se charger de la convertir en un format utilisable. Après décodage, elle est transmise au bloc d'envoi qui va construire un message BroadCast⁸⁸ à destination des applications abonnées (voir Figure 102).

⁸⁶ Media Access Control address ou adresse de contrôle d'accès au support, c'est un identifiant unique permettant de marquer physiquement un composant réseau.

⁸⁷ Codage des octets tel que l'octet de poids le plus faible est le plus à droite

⁸⁸ Technique de diffusion large de messages. C'est une des techniques mises à disposition par le système d'exploitation Android pour réaliser une communication entre applications de façon relativement sûre. Seules les applications qui se seront abonnées au broadcast recevront les messages de l'émetteur

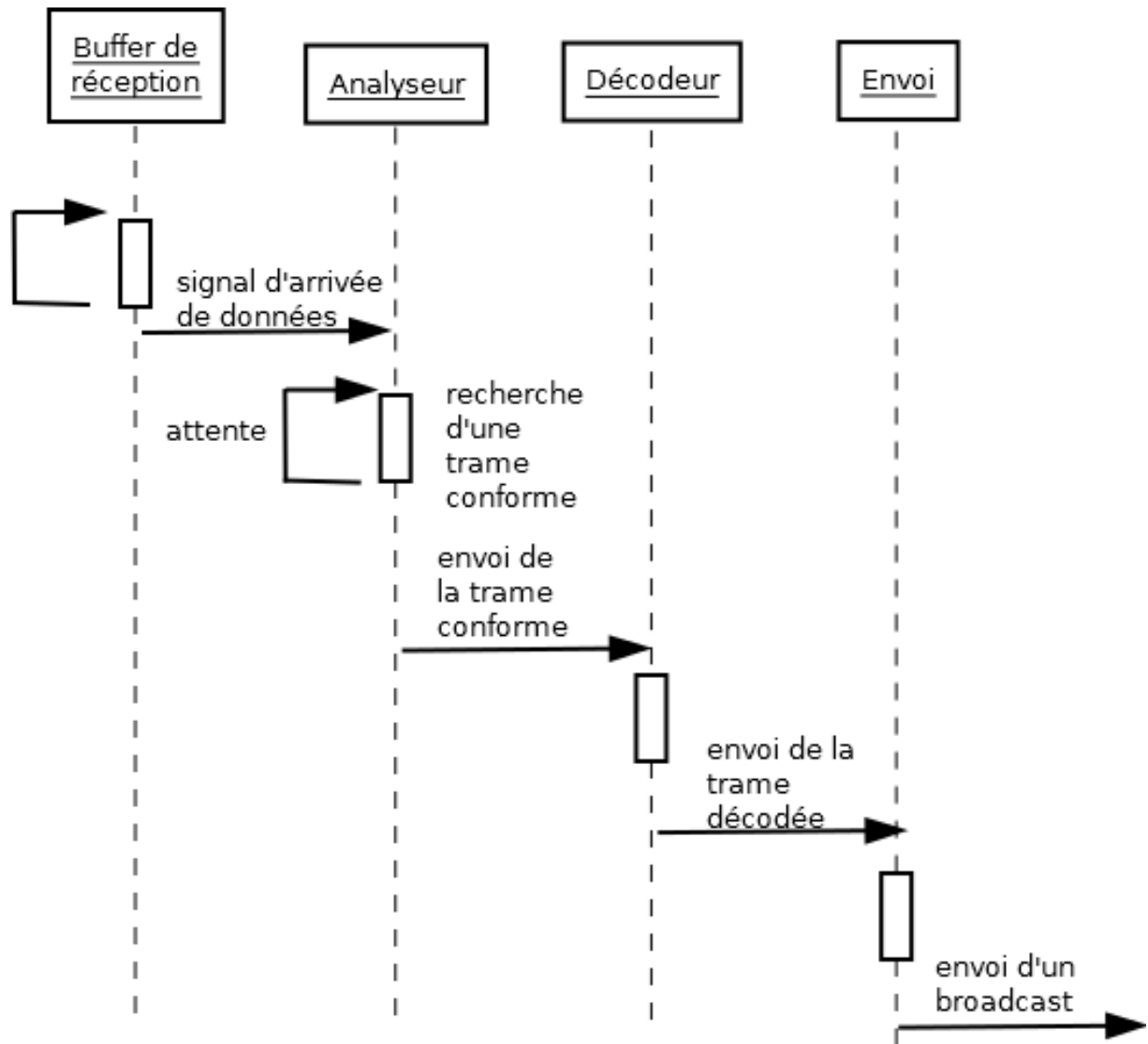


Figure 102 : Diagramme de séquence décrivant la chronologie de la réception, analyse, décodage et renvoi des données reçues

C'est donc ici la dernière étape de cette application de bas niveau. Elle remet à l'étape suivante des données lisibles et exploitables qui seront converties en grandeurs physiques.

6.3 Capteurs

Cette partie décrit les capteurs utilisés ainsi que le dispositif électronique qui permet de délivrer une information numérique proportionnelle à leur état.

Le matériel se compose d'une nappe de 9 capteurs de pression reliée à un boîtier d'acquisition et de transmission via BLUETOOTH dénommé Win-Shoe. Le boîtier fait l'acquisition des données des capteurs à une fréquence de 100 hertz. Les caractéristiques des capteurs et du boîtier auquel ils sont reliés sont données dans le Tableau 23.

Tableau 23 : Caractéristiques des capteurs de pression et du boîtier de communication sans fil Win-Shoe.

Dimension du boîtier	65 x 46,5 x 18,3 mm
Poids d'un boîtier	50 gr
Technologie capteur	Résistif HD calibré
Nombre de capteurs	9 capteurs par boîtier
Surface active capteur	12 mm de Ø
Epaisseur du capteur	0,5 mm
Pression mini/maxi par capteur	0,1 KgF à 8 KgF
Nombre d'utilisations garanties	> 1 000 000
Fréquence d'acquisition	100 images/secondes
interface PC/boîtier	Bluetooth®
Autonomie en acquisition	5 heures
Méthode de chargement	Secteur/USB

La Figure 103 présente une nappe de capteurs et le boîtier vu sous deux angles différents. La nature de la nappe permet un positionnement libre des capteurs. Pour une utilisation dans le contexte de la marche, les 9 capteurs sont positionnés sur une semelle et sont reliés par leur nappe à un boîtier fixé à la cheville qui communique par liaison sans fil Bluetooth⁸⁹ vers le récepteur avec lequel ils sont appariés. Ce récepteur peut être de type ordinateur personnel équipé de Bluetooth et fonctionnant avec le système d'exploitation Windows dans le cas de l'utilisation du logiciel fourni par le fabricant. Tout autre dispositif peut être utilisé pour peu qu'il utilise la connexion SPP⁹⁰ par-dessus la couche Bluetooth : smartphone, Arduino ou ordinateur sous d'autres systèmes d'exploitation possibles.

⁸⁹ Le Bluetooth est une technologie de liaison sans fil destiné à l'échange de données sur de courtes distances.

⁹⁰ Serial Port Profile (SPP) Ce profil est basé sur le protocole RFCOMM (communication par fréquences radio). Il émule un câble série équivalent à une liaison RS-232 en offrant les commandes de contrôle habituelles à ce type de liaison.

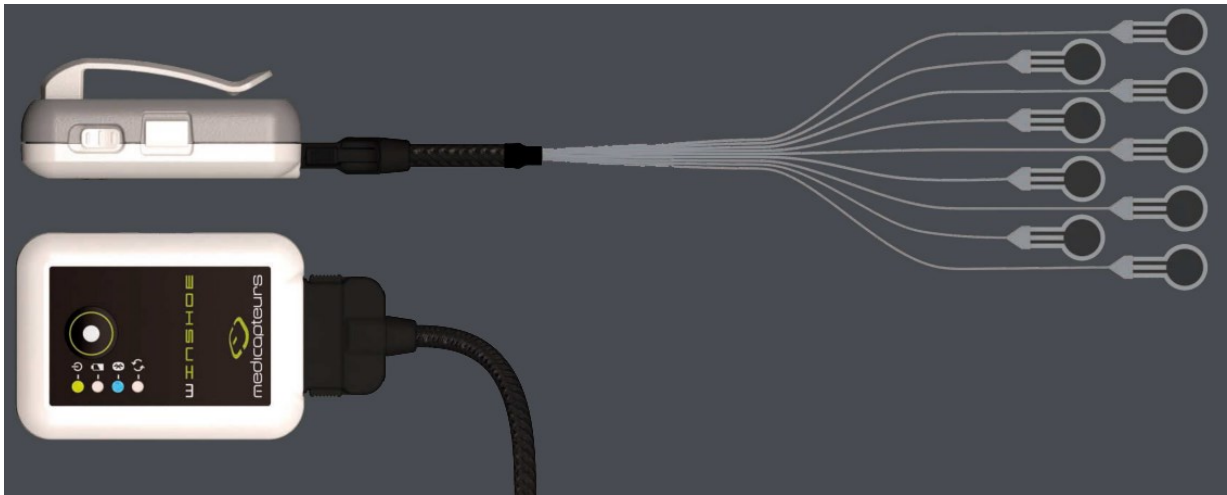


Figure 103 : Boîtier Win-Shoe connecté à sa nappe de capteurs. Si le nom de l'appareil laisse entendre une utilisation dans une chaussure, le positionnement libre des capteurs permet d'imaginer d'autres utilisations qui mettent en œuvre des variations de pression.

La partie matérielle s'achève par le smartphone : celui-ci contient toutes les étapes du cadre de conception depuis les données jusqu'au rendu final. Le smartphone utilisé pour le développement est un Galaxy I9000 fonctionnant sous CyanogenMod 10.1⁹¹. Il est équipé d'un Processeur ARM Cortex-A8 à 1 GHz, d'une mémoire interne de 512 Mo et d'une carte mémoire de 8Go.

Les étapes suivantes étant intégrées au smartphone, elles sont décrites en suivant dans l'architecture logicielle.

6.4 Architecture logicielle

L'architecture logicielle est la mise en pratique du cadre de conception de biofeedback, elle reprend donc les différentes étapes qui ont été formalisées au chapitre 3 « Contribution 1 : cadre de conception de systèmes de biofeedback centré utilisateur », page 67. La Figure 104 détaille l'organisation en deux applications, la première est une application de bas niveau chargée de la communication en Bluetooth avec le boîtier des Win-Shoe et la deuxième englobe toutes les couches depuis les données jusqu'au rendu audio.

⁹¹ CyanogenMod est un système d'exploitation basé sur Android auquel il apporte des fonctionnalités supplémentaires ainsi que des optimisations spécifiques au dispositif matériel utilisé

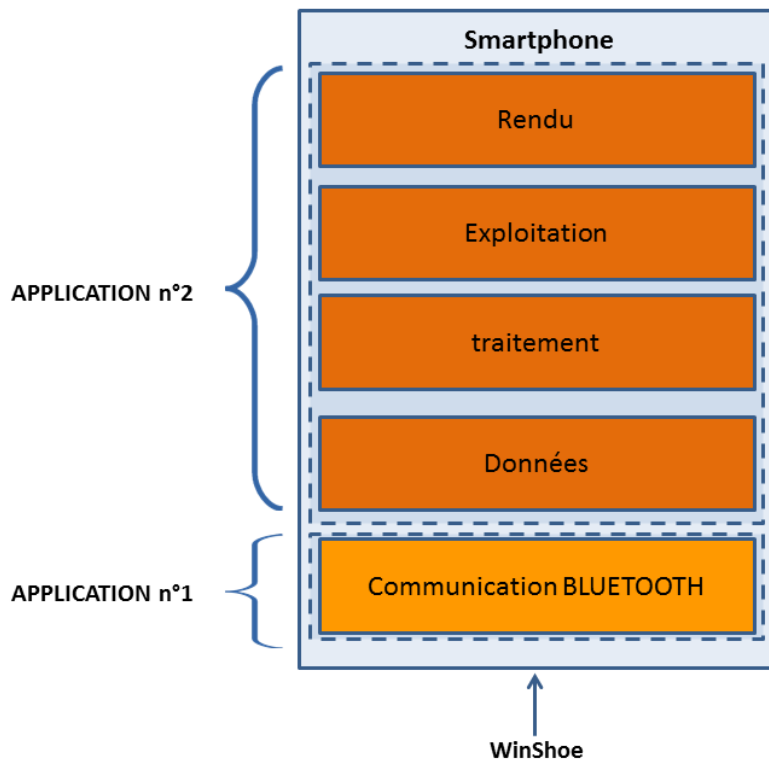


Figure 104 : Architecture logicielle basée sur le cadre de conception de biofeedback.

La Figure 105 présente l'architecture logicielle de l'application. La majeure partie est issue de l'application d'exploration sonore décrite à la section précédente, voir 5.2.6.2, « Architecture logicielle » page 178.

Le couplage faible entre les deux applications est facilité par le principe d'échange de messages fourni par le système d'exploitation Android : l'application de rendu est simplement abonnée aux messages qui seront émis par l'application de communication. La transmission de ces messages est faite de manière asynchrone, elle est entièrement gérée par le système d'exploitation sous-jacent.

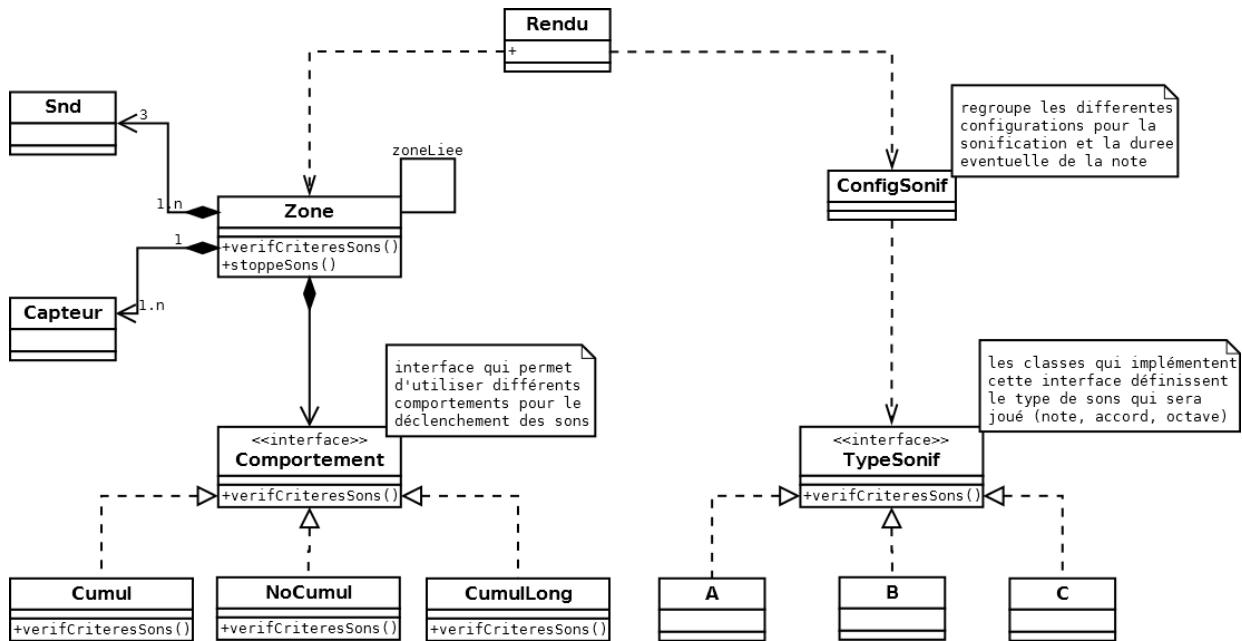


Figure 105 : Architecture logicielle de l'application embarquée

6.5 Données

Les capteurs en tant que dispositifs récepteurs physiques effectuent la conversion d'une grandeur mesurée en une information électrique. Les capteurs FSR vont faire varier la tension appliquée à leurs bornes par la variation de leur résistance interne. Cette variation, appelée courbe de réponse du capteur, n'est pas obligatoirement linéaire et peut être de différents types, voir Figure 106 .

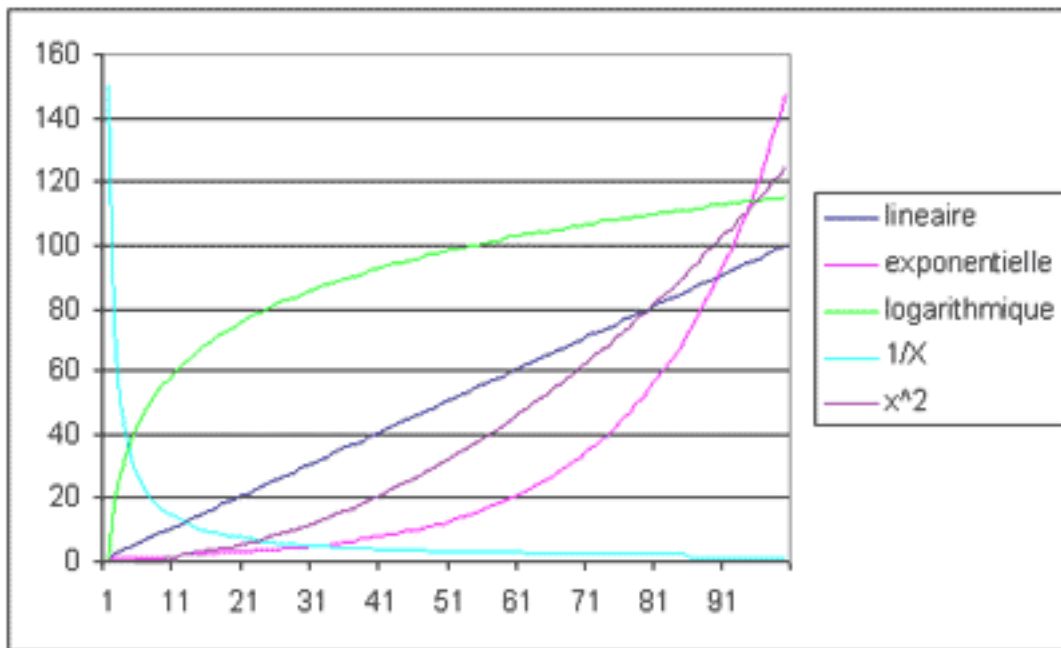


Figure 106: Différents types de courbes de réponses de capteurs.

Cette courbe de réponse doit être déterminée pour chaque capteur lors d'une étape de calibration : La correspondance entre la grandeur physique, appliquée selon une plage de valeurs, et le signal électrique en sortie est mesurée. La courbe de réponse est modélisée par une équation, de type $ax + b$ pour la plus simple, jusqu'à un polynôme de degré n . À l'issue de cette opération, le fournisseur du dispositif a deux possibilités : prendre en compte directement cette information dans le logiciel qui traite les informations issues du capteur ou fournir les équations définissant ces courbes à l'utilisateur. Étant donné que nous utilisons notre propre logiciel, il est nécessaire que notre application prenne en compte les courbes de réponse de chaque capteur.

Dans notre cas, ces courbes de réponse sont définies par un polynôme de degré 5 de la forme :

$$f_{\text{capteur}} = \text{coef}_5 \cdot \text{val}^5 + \text{coef}_4 \cdot \text{val}^4 + \text{coef}_3 \cdot \text{val}^3 + \text{coef}_2 \cdot \text{val}^2 + \text{coef}_1 \cdot \text{val}^1$$

Le résultat f_{capteur} est donné quelque soit val , la valeur brute du capteur.

La pression correspond à une force par unité de surface qu'exerce un solide sur celle-ci. La pression exercée sur notre capteur est donc obtenue en divisant la force exercée par la surface du capteur :

$$P_{\text{capteur}} = \frac{f_{\text{capteur}}}{S_{\text{capteur}}}$$

Cette pression P_{capteur} est exprimée en kilo Pascals.

Comme indiqué précédemment, l'étape données correspond à la conversion des données brutes issues des capteurs vers la grandeur physique correspondante. Selon le type de paramètre à traiter, il convient d'effectuer dans cette étape les conversions nécessaires afin de raisonner dans la grandeur physique la plus appropriée. La Figure 107 montre 4 solutions utilisant différents paramètres qui permettent d'indiquer si un seuil est atteint. Elles sont toutes applicables à notre situation de marche :

1. Correspond à la pression appliquée (kPa), le déclenchement se fait au pic de pression, c'est celle que nous avons présentée dans ce travail de thèse.
2. Correspond au temps de contact (ms), le déclenchement se fait à la fin du temps de contact.
3. Correspond à l'indice de support (kPa.s), c'est-à-dire l'intégrale de la pression selon le temps, le déclenchement se fait à la fin du temps de contact.
4. Correspond au taux de variation de la pression (kPa/s), c'est-à-dire le coefficient directeur de la droite, le déclenchement se faisant au pic de pression.

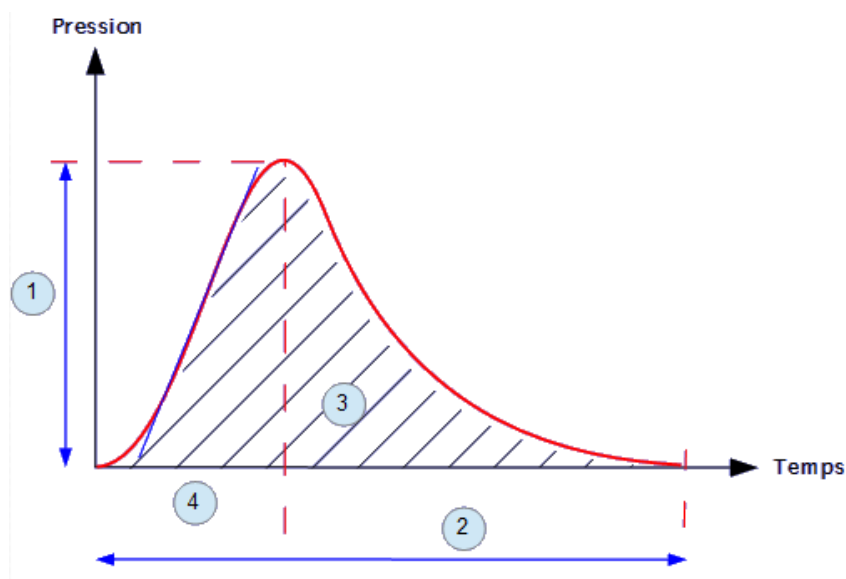


Figure 107: Description des différents paramètres traités.

6.6 Traitement

Cette étape correspond aux traitements de bas niveau qui sont des opérations basiques sur les grandeurs physiques, telles que les opérations de seuillage, de filtrage et de fusion avec d'autres grandeurs physiques issues d'autres capteurs le cas échéant.

L'étape de seuillage permet d'écarter les informations de pression en dessous d'un seuil qui est considéré comme non exploitable car trop proche d'informations relevant du bruit, dans notre cas, le seuil de bruit des capteurs correspond à une unité de force de 5 Newton.

Afin d'éviter des variations trop brutales, une étape de filtrage est appliquée sur les données entrantes : il consiste en une moyenne mobile effectuée sur les cinq dernières valeurs arrivées au niveau de chaque capteur⁹². En termes de conception, la classe Capteur est associée à une classe filtrage.

La circulation des informations, depuis les données brutes issues des capteurs, en passant par leur conversion en grandeurs physiques, se prolonge dans l'organisation logique des capteurs. C'est un niveau d'abstraction supplémentaire qui ne considère plus les capteurs en tant que tels mais qui les englobe dans une dimension spatiale. En effet, il devient nécessaire à ce niveau que le système se comporte selon la variation des capteurs regroupés en zones logiques qui correspondent à des regroupements spatiaux au niveau de la semelle. Malgré la notion spatiale portée par le terme zone, nous préférons le remplacer par le terme groupe. En effet, comme nous le verrons plus avant, il sera parfois nécessaire de faire des regroupements de capteurs selon une logique qui ne sera pas d'ordre spatial et le terme de zone apporterait alors une confusion, il ne sera donc utilisé que pour mentionner des zones du pied.

Le groupe est une agrégation de capteurs, il est caractérisé par la somme des pressions des capteurs qui le composent et il a un barycentre de pression. Il est aussi caractérisé par une relation d'influence vis-à-vis des autres groupes que nous appelons « lien » ou « groupe lié ». Cela permet d'intégrer la notion temporelle, ainsi le fait de lier le groupe « zone médiane » au groupe « zone talon » permet à la première d'influencer le rendu de la seconde » en l'occurrence stopper les sons du groupe précédent. Le principe de fonctionnement de l'expérimentation numéro 2 où les sons d'une zone s'arrêtent lorsque les sons de la suivante commencent en est une illustration.

6.7 Fusion

L'étape fusion n'intervient que dans le cas où, par exemple, des accéléromètres ou autres capteurs seraient pris en compte dans la boucle de biofeedback. Une fois passé par les étapes précédentes, les différentes grandeurs physiques sont fusionnées selon des règles qui viennent s'appliquer ici. Un important travail de fusion de capteurs a été fait dans le

⁹² Nous aurions pu appliquer un filtre passe bas de type Butterworth à 6 ou 10Hz

cadre du projet NAVIG⁹³ qui aurait pu être intégré ici (Brilhault et al., 2011). Cela n'a pas été réalisé principalement à cause de problèmes liés à la mise en œuvre des capteurs en temps réel.

6.8 Exploitation

Par rapport aux opérations précédentes, la partie exploitation se situe à un niveau supérieur, dans lequel sont prises les décisions de produire un feedback ou de l'arrêter. Il contient aussi la définition des règles d'interaction entre groupes de capteurs comme vu dans la section précédente. Cette partie correspond à la description des machines à états faite à la section 5.2.6, page 176.

6.8.1 Enregistreur de données

L'enregistrement des données n'est pas une étape à proprement parler de la boucle de biofeedback mais un outil permettant de connaître le comportement de l'application. La comparaison de ces données avec celles qui sont enregistrées dans les boîtiers d'acquisition permet de s'apercevoir que les informations que le smartphone a pu traiter sont moindres que celles envoyées. Cela est lié à la puissance limitée de traitement du smartphone utilisé.

6.9 Rendus

Le système d'exploitation Android reprend la grande majorité des bibliothèques JAVA. Parmi celles qui n'ont pas été implémentées se trouve la bibliothèque MIDI. Cela est très dommage car le synthétiseur embarqué Sonivox⁹⁴, utilisé pour lire et jouer des fichiers MIDI ne peut pas être piloté directement pour jouer des sons MIDI. Cela a fait l'objet d'une demande par nombre d'utilisateurs auprès d'Android depuis 2010⁹⁵ sur le site de demandes corrections et de mises à jour. De ce fait, la portabilité tant vantée de JAVA fait défaut dans l'utilisation des sons MIDI. Ainsi, la bibliothèque de génération de sons JFugue utilisée jusqu'à maintenant n'est pas utilisable puisque le socle sur lequel elle repose n'existe pas sur les plateformes Android. Des parades ont été trouvées par la communauté de développeurs pour réaliser une implémentation MIDI mais avec les contreparties déjà mentionnées

⁹³ Projet ANR NAVIG, Navigation Assistée par Vision artificielle et GNSS <http://navig.irit.fr>

⁹⁴ https://developer.android.com/guide/topics/media/jet/jetcreator_manual.html

⁹⁵ <https://code.google.com/p/android/issues/detail?id=8201>. Selon un post d'Android Developer du 25 juin 2015, la prochaine version M d'Android intégrerait un support étendu du protocole MIDI. <https://plus.google.com/+AndroidDevelopers/posts/QcY8Ue34WGB?cfem=1>

précédemment. L'obligation d'installer et de programmer des bibliothèques de bas niveau s'ajoute à celles-ci. Nous avons fait le choix de ne pas investir de temps et d'énergie dans cette tâche étant donné les délais impartis.

En profitant de la modularité de notre application, nous avons donc remplacé la partie inutilisable sur Android par un autre système de génération de sons⁹⁶. Il permet de créer des sons moins élaborés qui ressemblent à des sons synthétiques. Il s'agit d'utiliser un objet de type `AudioTrack` de la bibliothèque Android. Son rôle est de produire un son à partir d'un tampon dont le contenu correspond à un son PCM⁹⁷, voir Figure 108. Le buffer est simplement rempli en y stockant les valeurs successives que prend la sinusoïde.

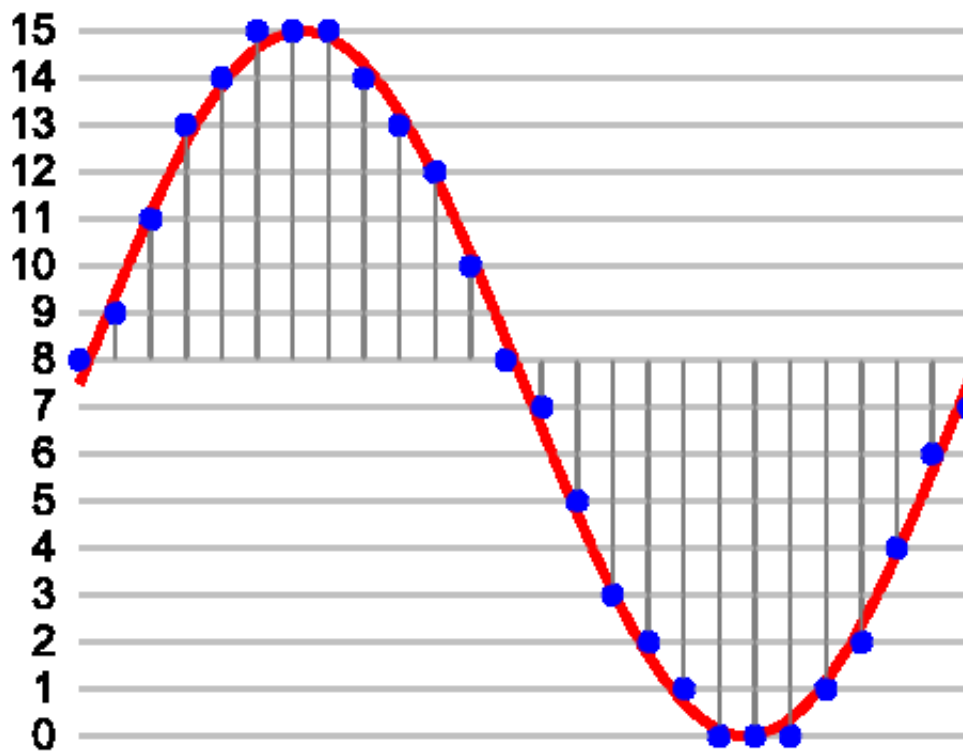


Figure 108 : Échantillonnage (en bleu) d'un son analogique (en rouge) « Pcm ». Sous licence CC BY-SA 3.0 via Wikimedia Commons.

Lors de la création de l'objet `AudioTrack`, il faut lui associer un buffer dont la taille corresponde au nombre d'échantillons par seconde souhaité et, générer notre sinusoïde.

⁹⁶ <http://marblemice.blogspot.fr/2010/04/generate-and-play-tone-in-android.html>

⁹⁷ Pulse Code Modulation ou modulation par impulsion et codage : c'est la représentation en valeurs discrètes d'un signal analogique, dit d'une autre manière, c'est l'équivalent d'un son qui a été numérisé

Par exemple, pour produire un son de fréquence 440Hz, avec 10 000 échantillons par seconde⁹⁸, un buffer de taille 10000 est nécessaire. Il sera rempli des valeurs que prendra la sinusoïde, la durée de chaque échantillon étant de $\frac{1}{10\,000}$ de seconde.

$$x = A.\sin\left(2\pi f t \cdot \frac{1}{nbEch}\right), \quad 0 < t < nbEch$$

Pour faire varier la fréquence du son pendant qu'il est joué il suffit d'appeler la méthode `setPlaybackRate(f)`. Si f correspond à la moitié de la valeur de la fréquence définie lors du remplissage du buffer, le buffer sera vidé deux fois moins vite et le son joué aura aussi une fréquence divisée par deux. L'appel de la méthode provoque instantanément le changement de fréquence du son, c'est donc une façon facile de jouer une mélodie. Bien entendu, l'augmentation de la fréquence augmente aussi la vitesse de vidage du buffer mais il est possible de produire un événement une fois qu'une certaine quantité du buffer a été consommée afin de le remplir à nouveau.

Enfin, il est possible de créer et faire fonctionner jusqu'à 16 objets de type `AudioTrack` en même temps, ce qui représente autant de canaux sonores qui peuvent être joués en parallèle. Tous ces facteurs montrent que le choix de cette solution temporaire de remplacement est un bon compromis en attendant un meilleur système de production de sons.

6.10 Difficultés rencontrées

Android n'étant pas un système temps réel, l'utilisation de l'application sur un smartphone a posé des problèmes notamment dans la perte d'une partie des trames arrivant des semelles. Ce problème est dû aux tâches de fond du système qui consomment des ressources. Cela a été constaté tardivement lors d'essais réels en situation de marche, alors que les essais préliminaires n'avaient fait apparaître aucun symptôme. Cela est gênant pour la production du rendu du biofeedback puisque que cela peut impacter le moment où se déclenchent des sons mais aussi la détection des pics de pression. Certaines optimisations ont déjà été faites qui améliorent le comportement mais d'autres plus globales sont nécessaires et apporteront certainement un fonctionnement tout à fait satisfaisant. Enfin, la souplesse apportée par l'utilisation de messages afin de communiquer entre les deux applications apporte est un point à approfondir : étant donné que la transmission de ces messages est faite de manière asynchrone et qu'elle est totalement déléguée au système

⁹⁸ La musique de qualité CD correspond à 44 100 échantillons par seconde, soit ce que l'on appelle une fréquence d'échantillonnage

d'exploitation, il serait intéressant de s'assurer que cette partie n'est pas un goulot d'étranglement pour la circulation des données.

Dans la même veine, la puissance du smartphone en terme de capacité de calcul s'est avéré être un problème qui n'était pas apparu lors des tests préliminaires. Le fait de désactiver le maximum de services comme le Wi-Fi ou même mettre le téléphone en mode avion en conservant le Bluetooth a permis de diminuer les ralentissements. Cependant, la réalisation de tests afin de déterminer une configuration matérielle minimale tout en ayant une configuration de logiciels pouvant fonctionner en même temps serait un grand apport.

Même si l'utilisation de sons synthétiques a permis de pallier l'impossibilité d'utiliser des sons MIDI de façon temporaire, il serait nécessaire et très profitable d'investir du temps dans la mise en place d'une solution MIDI fournie par la communauté de développeurs. L'utilisation de l'API JFugue avec une de ces solutions alternatives permettrait un gain manifeste en confort d'utilisation notamment dans la recherche et le test de nouveaux comportements sonores. Enfin, cela permettrait de comparer les résultats obtenus lors de l'expérimentation numéro 2 avec un dispositif embarqué utilisant un contenu sonore et une richesse identiques.

Ces différents inconvénients réunis sont en partie à l'origine du manque de résultats expérimentaux de l'application embarquée dans ce travail de thèse. Ces expérimentations devraient cependant être programmées dans un futur proche.

6.11 Évolution de l'application

Les modifications envisagées pour la version suivante de l'application visent dans leur ensemble à augmenter la souplesse d'utilisation notamment en diminuant le plus possible le recours à la compilation lors des changements.

Les opérations visées sont par exemple la possibilité de choisir l'association de capteurs directement dans l'application, ce qui permettra entre autres d'adapter la topologie en fonction des individus et de leur pathologie.

L'exploration sonore serait décuplée par la possibilité d'avoir un module d'ajout de nouveaux comportements sonores indépendant de l'application pour le compiler à part, dans un premier temps. Une évolution encore plus prometteuse serait la mise en place de règles de comportements sonores qu'il serait possible d'activer ou pas depuis l'application. Cela offrirait la possibilité de configurer et tester quasiment en temps réel de nouvelles configurations.

Au niveau du rejeu, l'amélioration de la gestion du rejeu permettrait par exemple de mieux gérer la vitesse, de faire des pauses pendant l'exécution d'un rejeu, de faire un retour arrière.

Enfin, la liaison directe du logiciel R (ou d'un autre) à l'appli d'exploration offrira la visualisation systématique du comportement sonore étudié.

Si l'application présentée a montré son potentiel et sa facilité à mettre en place de nouvelles sonifications avec des comportements différents, elle s'avère aussi très performante dans un cas de figure bien particulier. En effet, sa capacité à agir sur la fréquence des notes et accords, les temps de déclenchement et d'arrêt des sons sont réellement aisés à modifier. Cependant, la hauteur et la durée sont seulement deux des quatre caractéristiques principales d'un son, l'intensité (le volume) et le timbre (le type d'instrument) ne sont définissables qu'à priori mais ne peuvent pas être modulées par la variation des pressions plantaires. Il y a aussi tout un éventail de modulations sonores qui n'ont pas été explorées, comme la possibilité de créer de la réverbération, ou d'agir seulement sur des harmoniques particulières d'un son, etc⁹⁹.

Afin de contribuer à faciliter les développements des systèmes de Biofeedback, nous envisageons une autre extension de notre application par l'ajout d'un outil existant, apportant d'autres fonctionnalités d'exploration. Ce sera d'une part, un support plus important à l'évaluation et à la validation de nouvelles formes de rendu comme indiqué au paragraphe précédent. D'autre part, il permettra notamment de construire une base de connaissances de sonorités liant leurs caractéristiques et leur cadre d'utilisation ainsi que leur capacité sémantique à exprimer un type de variations. Enfin ce sera un support possible pour le diagnostic et la formation des praticiens à travers un outil de rejeu.

FromDaDy¹⁰⁰ est un logiciel de visualisation de données de trafic aérien, il est puissant, rapide et facile à utiliser. Il permet d'explorer, filtrer et afficher d'énormes ensembles de données hétérogènes de façon rapide et intuitive (Hurter, Tissoires, & Conversy, 2009).

FromDaDy est un outil d'exploration par les données, il pourrait offrir dans notre contexte, la possibilité de faire émerger des schémas de marche par l'accumulation de données.

La Figure 109 montre deux vues montrant le trafic aérien d'une journée au-dessus de la France. Ces deux vues, tout à fait différentes, sont obtenues instantanément : il suffit pour cela de modifier les liaisons de la boîte de dialogue présentée sur la partie gauche de la figure. En procédant à des modifications intuitives, il est possible de constater

⁹⁹ Pour une liste plus complète, voir le tableau numéro 2 dans (Dubus & Bresin, 2013) où l'on trouvera 30 dimensions sonores sans compter les éventuelles déclinaisons.

¹⁰⁰ Acronyme de from data to display

immédiatement des configurations qui seraient difficilement imaginables, sauf à fournir un effort important de conception.

Ainsi, la carte de France en partie gauche montre une vue classique du trafic aérien : celle de droite reprend les mêmes données mais les complète en faisant apparaître le cumul d'occupation de chaque point géographique. La modification de cet outil à nos fins de recherche présente un réel potentiel.

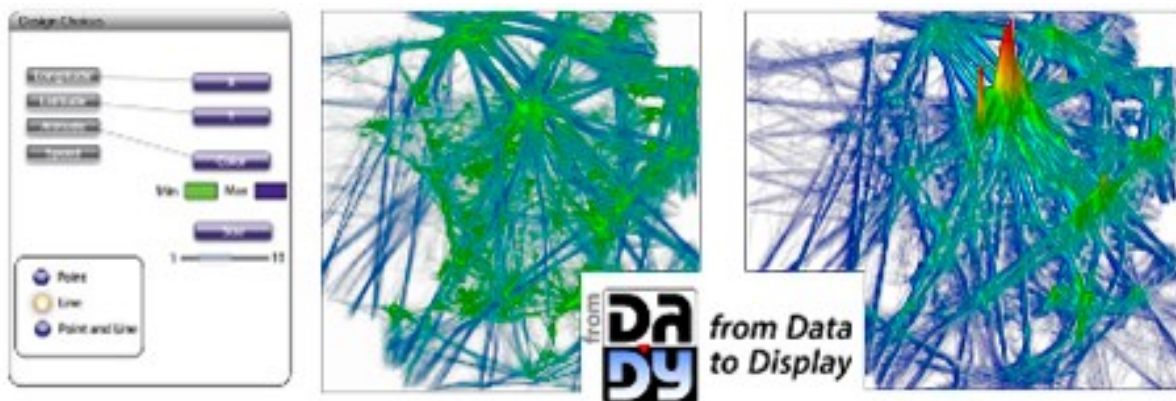


Figure 109 : FromDaDy permet d'explorer intuitivement de nouvelles formes de rendu.

La Figure 110 permet d'expliquer combien l'utilisation de ce logiciel est intuitive : les boutons de la zone (1) sont ajoutés à l'interface de façon dynamique, à partir des colonnes du fichier de données en entrée. Les boutons de la zone (2) sont les dimensions de sortie. Ainsi, dans l'exemple, le fait d'avoir relié la « longitude » à l'axe « x » par un simple glisser/déplacer dirigera ce flux de données vers cet axe. Enfin, la zone (3) permet d'indiquer le type de représentation visuelle des données, par un point, une ligne ou les deux.

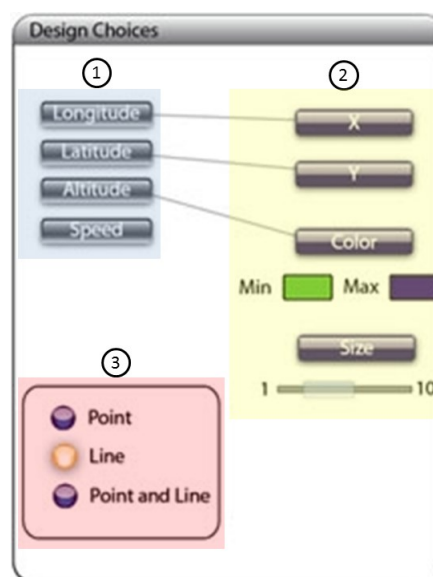


Figure 110 : détail de la fenêtre des choix de représentation

Évolution de l'application

Les Figure 111 et Figure 112 montrent le résultat de deux représentations de données plantaires. Celles-ci évoluent instantanément à mesure que l'utilisateur fait varier le curseur du temps. La première, montre une vue topologique avec des cercles changeant de couleur et de taille selon la pression exercée. La seconde, montre les pressions selon l'axe y pour tous les capteurs.

Le passage de l'une à l'autre se fait simplement par un glisser/relâcher de la souris directement sur la fenêtre de visualisation. Cela produit une rotation des axes, faisant apparaître l'axe y sur les ordonnées et le temps sur les abscisses. **Cela montre la puissance de cet outil en termes de manipulations interactives.**

Il est à noter qu'aucune modification n'a été requise pour utiliser FromDaDy et réaliser ces représentations.

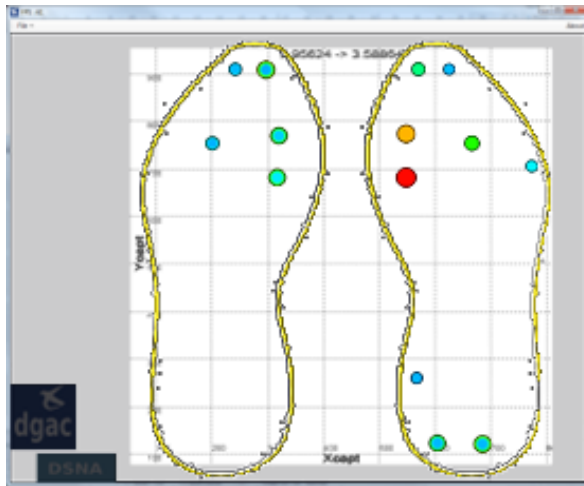


Figure 111 : FromDaDy, vue topologique

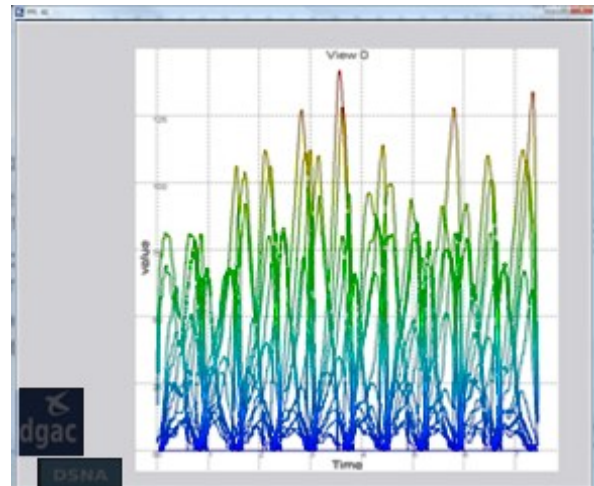


Figure 112 : FromDaDy, vue temporelle

Les modifications et ajouts à apporter à l'application FromDaDy afin de la convertir en une application dédiée au biofeedback sont ébauchés ci-dessous.

Identification des propriétés à représenter

En plus des principales propriétés que nous avons abordées, la position des capteurs et la pression appliquée (kPa), d'autres peuvent être représentées comme le temps de contact (ms), l'indice de support (kPa.s), le taux de variation de la pression (kPa/s). Ces dernières ont été abordées dans la section 6.5 « Données » page 206.

Ces données apparaîtront dans la zone (1) de la Figure 110.

Les modes de rendu non visuels

Ce sont des options qui devront apparaître dans la zone (2) de la Figure 110 en plus de celles existantes. Il restera à préciser toutes les dimensions sonores possibles (i.e. le timbre, la réverbération, le volume, etc.) qui devront être rajoutées dans cette fenêtre ou bien si seulement un bouton.

L'intégration de vidéos

Ce point consiste en l'ajout d'une fenêtre qui permettra de lire les données vidéo. Le principe de synchronisation de la lecture vidéo avec les pressions plantaires suivra le principe présenté à la section 5.2.6.5 « Étape d'ajustement» page 189.

L'intégration de sons

Au-delà de l'aspect visuel qui vient d'être présenté ci-dessus, la connexion avec un outil de traitement du son tel que PureData pour le feedback audio semble indispensable pour accéder à toutes les possibilités de variation des sons. Pure Data est facilement ineffaçable avec le protocole Open sound control¹⁰¹.

La Figure 113 montre une architecture conceptuelle liant les modules que nous avons développés et FromBody, une évolution de FromDady adaptée à notre contexte d'utilisation.

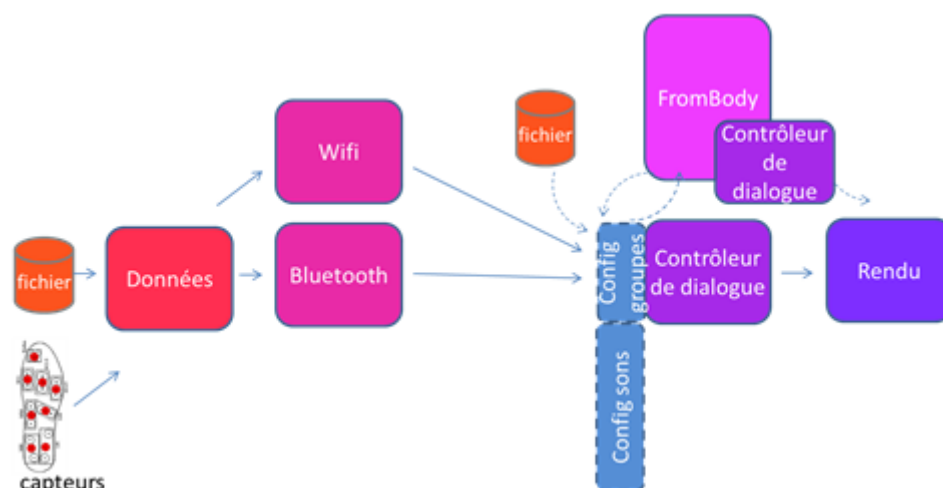


Figure 113 : Évolution de l'architecture pour intégrer le nouveau composant FromBoDy.

¹⁰¹ OSC est un format de transmission de données entre ordinateurs ou synthétiseurs

6.12 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons présenté la première version du dispositif de biofeedback embarqué. Plus qu'une version finalisée et opérationnelle, il faut en retenir la démonstration de la mise en œuvre de l'ensemble du processus de conception à partir du modèle jusqu'à un dispositif fonctionnel.

Les pistes de création d'un outil permettant d'explorer de nouvelles formes de biofeedback audio sont elles aussi très prometteuses, principalement dans les possibilités qui s'offrent en termes d'exploration sonore.

7 Conclusion

Les travaux présentés dans ce manuscrit contribuent à rapprocher les contributions issues du domaine médical appliquées aux dispositifs de biofeedback, celles de l'auditory display, plus particulièrement de la sonification par association de paramètres et enfin celles du domaine de l'interaction homme machine. Depuis que le biofeedback est apparu, cela fera 80 ans en 2018, il est resté principalement cantonné au domaine médical, ne semblant intéresser que les spécialistes de ce domaine. Ceux-ci ont développés des dispositifs centrés autour de la pathologie à laquelle ils désiraient apporter une solution.

Ce n'est que depuis une vingtaine d'années qu'il commence à être considéré comme étant capable de faire un apport dans le domaine sportif par exemple. Depuis cette époque, des voix s'élèvent et montrent le besoin de méthodes de conception plus générales. Ces voix viennent de différents domaines, de celui la sonification qui constate le peu de prise en compte des effets de l'utilisation d'un type de son ou d'un autre. Elles viennent aussi du domaine de l'IHM, qui souligne les apports que seraient la prise en compte des utilisateurs dans la conception des dispositifs ou l'évaluation auprès d'eux des modalités envisagées pour les dispositifs futurs. Nos travaux ont contribué à structurer et formaliser la conception de systèmes de biofeedback à travers la définition d'un cadre et d'une terminologie communs afin de permettre la réutilisation de composants d'un système à l'autre mais aussi de permettre l'évaluation et surtout la comparaison de ces systèmes entre eux.

Pour conclure ces travaux de thèse, nous retracerons nos contributions à la fois conceptuelles et pratiques, en incluant des études expérimentales que nous avons menées. Puis nous identifierons plusieurs perspectives de nos travaux.

7.1 Contributions conceptuelles

Afin de guider et formaliser la conception de nouveaux dispositifs de biofeedback nous avons proposé un cadre de conception offrant une vue globale sur les boucles de biofeedback. Ce cadre de conception doit être utilisé lors des premières phases de conception d'un dispositif de biofeedback. Il se compose de deux éléments fondamentaux, le système de biofeedback par lui-même et la chaine d'influence. Il permet :

à propos de la chaine d'influence

- la définition de métriques afin d'évaluer l'efficacité de ces systèmes individuellement ou comparativement, dans leurs résultats immédiats ou à plus long terme. Ce sont l'évaluation, la rétention et l'efficacité

- la formalisation des buts du praticien du point de vue de la rééducation, de la correction, de l'information et de l'apprentissage
- la formalisation des buts du patient en abordant l'aspect de son confort, le gain en efficacité, l'expérience utilisateur
- la prise en compte du contexte d'utilisation du dispositif qui a des répercussions sur le matériel selon qu'il soit clinique, de recherche ou celui de la vie quotidienne
- la définition des tâches qui est intimement liée au contexte d'utilisation. Selon celui-ci en effet, ces tâches sont plus ou moins contraintes, leur durée est différente ainsi que le matériel utilisé
- la prise en compte des capacités de l'utilisateur afin d'éviter une charge cognitive trop importante ainsi que les cas de cécité attentionnelle envers le système ou envers l'entourage

à propos du système de biofeedback

- la possibilité de différencier l'aspect « capteurs » de l'aspect « données » produites par ces derniers. Cela permet de mettre le focus sur les données qui ont une existence propre au-delà des capteurs qui peuvent être amené à changer et génère une modularité supplémentaire dans le processus de mise en œuvre du dispositif
- la formalisation du traitement bas niveau des données correspondant à des opérations telles que la conversion des signaux, le filtrage et le regroupement.
- La prise en compte de la fusion de données comme une étape à part entière afin de rajouter à la modularité. La fusion permet la convergence de données de dimensions hétérogènes en une donnée d'une seule dimension ayant pour conséquence la baisse de la charge cognitive
- De séparer dans une étape particulière la prise de décision. La prise de décision est à la charnière entre les données d'entrée et les données de sortie, c'est-à-dire le rendu final. Dans cette étape se trouvent la logique de comportement du système qui prend les décisions sur le type de rendu à réaliser
- La formalisation du rendu et la définition de ses caractéristiques comme les modalités mises en œuvre, sa localisation, sa destination et sa fréquence

Ce cadre de conception de systèmes de biofeedback a servi de fil conducteur tout au long de nos travaux dans le sens où chaque section a été décrite en la situant dans le contexte de ce cadre. Ceci afin de vérifier la pertinence du cadre et de l'enrichir le cas échéant. Cela a été aussi le cas dans la mise en œuvre de nos contributions pratiques.

Comme indiqué précédemment, les expérimentations que nous avons menées visent à illustrer la mise en œuvre du cadre de conception que nous avons formalisé. A ce titre, elles placent l'utilisateur au centre de la tâche de conception et de réalisation d'un dispositif de biofeedback. Par conséquent, les deux expérimentations que nous avons menées sont focalisées sur l'évaluation auprès des utilisateurs des hypothèses que nous avons formulées.

En effet, de notre point de vue, la pertinence d'un dispositif de biofeedback se situe à sa frontière avec l'utilisateur qui n'est autre que le rendu. Ce rendu une fois validé doit guider la réalisation de toutes les étapes précédentes du dispositif.

La première expérimentation a permis de valider le nombre de niveaux sonores que les utilisateurs étaient capables de discriminer.

La deuxième expérimentation reprend les résultats de la précédente et décline différentes techniques de sonification afin de comparer leur aptitude à véhiculer de l'information dans une forme compréhensible et interprétable par les utilisateurs. Nous avons proposé une correspondance entre des attributs de pression localisés sur la sole plantaire et les messages destinés à l'utilisateur. Nous avons aussi abordé un aspect mélodique par le biais d'accords et de notes de musique pour présenter cette information à l'utilisateur.

Nous avons montré que certaines particularités de l'utilisation de notes de musique associées à un accord permettaient une augmentation de la discrimination. Avec l'ajout de la présentation de notes correspondant à la marche de référence, les performances sont encore meilleures.

Notre première contribution pratique est une application d'exploration sonore que nous avons réalisée en lien étroit avec la préparation et la mise en œuvre de nos expérimentations. Si les expérimentations sont le moyen de valider des hypothèses de configuration sonore, l'application d'exploration est, elle, un outil de prototypage rapide de configurations sonores liées à une logique de comportement. C'est aussi un outil de rejeu de données permettant de simuler des situations de marche et de tester rapidement les configurations sonores citées précédemment. Enfin le résultat de ces simulations permet de se faire une idée subjective immédiate mais aussi de connaître de manière objective le comportement des sons grâce à l'enregistreur de données.

La dernière contribution pratique est la mise en œuvre d'un dispositif de biofeedback embarqué utilisant un smartphone couplé à des semelles de pression. Ce système, en cours d'évaluation dans d'autres travaux de thèse, est lui aussi la mise en application du cadre de conception adaptée à une situation nomade. Il a été rendu possible grâce à la conception

modulaire fournie par le cadre de conception, ainsi une grande partie des briques logicielles conçues pour les applications précédentes ont pu être réutilisées.

7.3 Perspectives

Les travaux décrits dans ce manuscrit ouvrent plusieurs perspectives de recherche.

Nous aimerions que le cadre de conception que nous avons formalisé, même s'il est unique dans sa démarche de synthèse de la littérature dans différents domaines scientifiques, ne soit qu'un point de départ qui gagnerait à être fortement enrichi par les apports des différents spécialistes des différents domaines concernés. Notamment, la collaboration avec ceux-ci particulièrement dans l'aspect comparaison de dispositifs de biofeedback entre eux, nous semble autant nécessaire qu'enrichissante.

Étant donné la facilité d'accès à des capteurs à bas coûts mais aussi la démocratisation des smartphones et l'engouement pour les traqueurs d'activités, la solution des systèmes de biofeedback embarqués nous semble être une piste majeure d'exploration. Nous estimons qu'elle sera d'autant plus intéressante qu'elle aura été conçue en complément d'un dispositif de biofeedback utilisé en contexte médical. Ainsi, le praticien pourrait profiter de l'avantage de l'environnement clinique utilisé ponctuellement par le patient, couplé à un dispositif embarqué. L'utilisation de données communes aux deux systèmes laisse présager des possibilités de gestion de la rééducation très prometteuses.

L'autre perspective d'évolution qui a été abordée concerne le développement de l'outil d'exploration de configurations sonores. Grâce à des modifications mineures, il est manifeste que ce dispositif peut être un support de formation pour de nouveaux praticiens. Il leur permettrait de se familiariser avec les concepts du biofeedback, mais aussi de prendre conscience de l'importance et de l'impact du rendu sur l'utilisateur final. A ce titre, l'exploration de rendus serait grandement facilitée par l'intégration des possibilités offertes par FromDady.

Annexes

7.3.1 Protocole

Intitulé : Expérience d'écoute et d'évaluation d'accords de musique

Présentation

Un dispositif de mesure de pression émet différents accords de musique selon la pression exercée sur lui. Une pression moyenne produit un accord appelé accord intermédiaire qui se situe au milieu d'une échelle verticale de 7 valeurs. Selon que l'appui est plus ou moins fort par rapport à cette pression moyenne, d'autres accords seront produits. Vous allez réaliser plusieurs fois les tâches suivantes : après l'écoute de l'accord intermédiaire, vous écouterez un deuxième accord et il vous sera demandé de le positionner en dessous, au même niveau ou en dessus de l'accord intermédiaire. Afin de vous aider, l'échelle des 7 valeurs est associée à autant de couleurs allant du violet, situé en bas, au rouge, situé en haut, la valeur intermédiaire étant associée à la couleur verte, situé au milieu. Il n'y a pas de bonne ou de mauvaise réponse, l'objectif de ce travail est de déterminer la pression à laquelle les utilisateurs associent chaque accord.

Interface d'interaction

L'interface d'interaction se manipule simplement avec une souris. Cette interface vous informera pas à pas sur votre progression dans l'expérimentation. Elle vous permettra de réaliser des écoutes en cliquant sur un bouton "jouer". Cela déclenchera la lecture de l'accord intermédiaire puis d'un accord de musique. Une fois cette lecture terminée vous pourrez effectuer la qualification de cet accord. L'interface attendra que votre choix soit fait pour passer à la suite. Vous aurez toujours une seule opération possible à la fois quel que soit votre stade d'avancement dans le déroulement de l'expérimentation. L'interface vous préviendra lors d'événements particuliers via une boîte de dialogue qui vous demandera une validation pour continuer. L'interface permet d'écouter des groupes de 7 accords, ensuite un bouton suivant permet, une fois actionné, de passer à un nouveau groupe.

Déroulement de l'expérimentation

L'expérimentation se déroule en trois étapes :

La première étape consiste en la création d'une nouvelle session en ouvrant le menu étapes et en cliquant sur l'option nouvelle session, l'expérimentateur vous accompagnera dans cette étape. Une fois les données nécessaires chargées dans l'application vous pourrez passer à la deuxième étape en ouvrant le menu étapes et en cliquant sur l'option prise en main.

La deuxième étape sera une étape de prise en main dans laquelle vous prendrez contact avec l'interface d'interaction et le contenu médiatique. Vous serez prévenu du moment où vous pourrez quitter l'étape de prise en main pour passer à l'étape de manipulation. À ce moment vous resterez dans l'étape de prise en main si vous le jugez nécessaire et c'est vous qui déciderez du moment de changer d'étape en ouvrant le menu étapes et en cliquant sur l'option commencer la manipulation.

La troisième étape sera alternée par une succession d'actions sur un bouton pour écouter un accord et ensuite qualifier l'écoute une fois que celle-ci sera terminée. Une fois ce choix réalisé vous ne pourrez pas le modifier si vous revenez sur votre décision, mais cela n'est pas grave. Chaque accord est différent et indépendant de ses voisins mais il est techniquement possible de qualifier au même degré des écoutes d'accords différents. Vous serez prévenu du moment où l'expérimentation sera terminée.

7.3.2 Protocole

Intitulé : **Évaluation de rendus sonores dans le contexte de la marche**

Présentation

Cette expérimentation va vous présenter différents rendus sonores d'une personne en train de marcher. Il y a 4 types de marches, deux marches d'un sujet sain et deux marches correspondant à une pathologie. Afin d'informer sur le type de marche, un son est produit pour trois zones particulières du pied, le talon, le médian (milieu du pied) et l'antérieur. Lors de chaque appui de la zone du pied vous entendrez un son, ce son peut varier en hauteur selon la pression exercée : plus cette pression sera faible et plus le son sera grave. Inversement, plus la pression sera forte et plus le son sera aigu. La hauteur du son varie selon trois niveaux : faible, intermédiaire, fort.

Pour des raisons d'évaluation :

- seul le rendu du pied gauche de l'individu est audible sur la voie gauche du casque audio.
- la séquence qui vous est présentée est celle d'une personne faisant quatre pas. Cette séquence est répétée 2 fois ainsi le nombre total de pas est de 12.

Les rendus sonores possibles sont au nombre de quatre et se présentent de la façon suivante :

CAS 1 : trois notes de musique identiques

CAS 2 : un accord en Do majeur par zone,

CAS 3 : Un accord en Do majeur égrené sur les 3 zones (une note par zone)

CAS 4 : Cas 3 précédé de la note de référence du pas valide (correspondant à une pression intermédiaire)

Un seul rendu parmi les quatre vous sera présenté

Interface d'interaction

L'interface **d'interaction** se manipule simplement avec une souris. Cette interface vous informera pas à pas sur votre progression dans l'expérimentation. Elle vous permettra de réaliser des écoutes en cliquant sur un bouton "jouer". Cela déclenchera la lecture du contenu. A la fin de celle-ci les boutons vous permettant de répondre deviendront actifs. L'interface attendra que votre choix soit fait pour passer à la suite. Vous aurez toujours une seule opération possible à la fois quel que soit votre stade d'avancement dans le déroulement de l'expérimentation. L'interface vous préviendra au début de chaque étape via une boîte de dialogue qui vous demandera une validation pour continuer.

Déroulement de l'expérimentation

L'expérimentation se déroule en trois étapes précédée par une période de mise en contexte.

Étape de mise en contexte

Cette étape est clairement mentionnée par le mot «mise en contexte» dans l'interface d'interaction. Dans cette étape vous visionnerez plusieurs fois la même vidéo d'une personne effectuant une marche normale, non pathologique, accompagnée des sons correspondants à cette marche normale. Une fois cette période terminée, l'indication disparaît et les réponses de l'utilisateur sont prises en compte.

Détail des étapes

Vous effectuerez les trois étapes dans un ordre qui peut être différent de celui qui est présenté ci-dessous.

Il vous est demandé de répondre le plus rapidement possible une fois que l'interface vous le permet.

Étape numéro 1 (rythme)

Dans cette étape (16 questions) vous entendrez le rendu sonore correspondant à une personne en train de marcher. Lors de chaque appui de la zone du pied vous entendrez un son mais, dans cette étape, il ne variera pas en fonction de la pression. A la fin de l'écoute il vous sera demandé d'indiquer si vous considérez que la sonification correspond à la marche d'un sujet sain, c'est-à-dire une « marche normale ». Si vous considérez que ce n'est pas le cas, vous actionnerez le bouton « marche pathologique ».

Étape numéro 2 (rythme et pressions)

Dans cette étape (16 questions) vous entendrez le rendu sonore correspondant à une personne en train de marcher. Lors de chaque appui de la zone du pied vous entendrez un son, ce son variera en hauteur selon la pression exercée: plus cette pression sera faible et plus le son sera grave, et inversement, plus la pression sera forte et plus le son sera aigu. La hauteur du son varie selon trois niveaux : faible, intermédiaire, fort. A la fin de l'écoute il vous sera demandé d'indiquer si vous considérez que la sonification correspond à la marche d'un sujet sain, c'est à dire une « marche normale ». Si vous considérez que ce n'est pas le cas, vous actionnerez le bouton « marche pathologique ».

Étape numéro 3 (rythme et pressions plus vidéo)

Cette étape diffuse un contenu audio et vidéo (l'audio varie de la même façon qu'à l'étape numéro 2)

Dans cette étape (32 questions) vous verrez un individu effectuer des marches normales ou pathologiques en même temps que vous entendrez un rendu sonore qui correspondra ou pas à ce qui s'affiche à l'écran. Attention, La différence ne se situe pas dans le rythme qui correspond toujours à la marche, elle se situe dans les pressions exercées. A la fin de l'écoute il vous sera demandé si vous considérez que la sonification audio correspond à la

vidéo que vous avez visionnée ou pas. Si oui, vous presserez le bouton « vidéo+audio identiques », sinon vous presserez le bouton « vidéo+audio différentes ».

Étape finale

Vous serez prévenu du moment où l'expérimentation sera terminée.

REMARQUE : parfois l'individu qui marche est accompagné par une personne située à l'arrière-plan qui porte un ordinateur portable afin d'enregistrer des données, sa présence ne fournit aucune indication sur les réponses à donner.

Formulaire anonyme de renseignements

Expérience d'évaluation de rendus sonores dans le contexte de la marche

Age :

Sexe :

Niveau scolaire :

Ma formation scolaire :

☐ informatique ☐ STAPS ☐ autre (préciser)

Mon emploi actuel :

J'estime mon niveau musical :

☐ novice ☐ solfège ☐ pratique d'un instrument ☐ confirmé ☐ expert

J'estime mes connaissances sur les pathologies de la marche :

☐ aucune ☐ novice ☐ intermédiaire ☐ confirmé ☐ expert

J'ai déjà participé à des expériences sur les pathologies de la marche :

☐ oui ☐ non

A Toulouse, le / /

7.3.4 Principes éthiques

Extrait de la table des matières de la page web « Ethical Principles »

<http://www.aapb.org/i4a/pages/index.cfm?pageID=3306>

About AAPB

I. Preamble

Revision

II. Purpose and Scope

Responsibility

Competence

Standards

Public Statements

Confidentiality

Protections of Client Rights and Welfare

Professional Relationships

Research with Human and Animals

III. Complaints and Concerns

IV. Ethics Committee Procedures

V. History of Document

7.3.5 Standards de mise en œuvre du biofeedback

Extrait de la table des matières de la page « Standards for Performing Biofeedback »

<http://www.aapb.org/i4a/pages/index.cfm?pageid=3678>

I. Definition and Explanation of Biofeedback

II. What Biofeedback is Used for and Efficacy of its Applications

III. Organizations Setting the Standards for Biofeedback

IV. Training Required to Ethically and Knowledgeably Provide Biofeedback-Based Services

Professional Training and Credentials Needed to Provide Interventions

Technicians

Licensed/credentialed providers

Academic providers

The Requirement to Understand the Physiological and Psychological Relationships Between the Problem and the Underlying Physiological Dysfunction Causing or Contributing to It

The Requirement to Know How to Effectively Use Biofeedback Devices to Produce Accurate Readings and to Provide Optimal Learning

Maintaining Competency Through Training and Supervision

V. Special Issues Related to Biofeedback Equipment Use

Using Biofeedback Devices Initially Designed for Health Care for Optimal Performance Training

Selling Biofeedback Devices Directly to the Public

VI. Special Issues Related to Biofeedback Practice

Selecting and Charging for Interventions, Informed Consent and Duty to Protect/Client Abandonment
Issues in Advertising Biofeedback-Based Services
Considerations for Client Privacy and Dignity
Touch
Chaperones
Hygiene
Providing Distance Interventions
Coaching Clients During a Biofeedback Session
Medications and Other Co-occurring Therapies
VII. Use of Biofeedback Within the Research Environment
VIII. Appendix
AAPB Ethics Document
BCIA Ethics Document

Logiciels et API utilisés

7.3.6 Logiciels

- Aria maestosa, <http://ariamaestosa.sourceforge.net/>
- Audacity, <http://sourceforge.net/projects/audacity/>
- FFmpeg, <http://ffmpeg.org/>
- R, <http://cran.r-project.org/>
- VideoLan, <http://www.videolan.org/>
- IrfanView, <http://www.irfanview.com/>
- Photofiltre, <http://www.photofiltre.com/>

7.3.7 API

- JAVA & JAVAFX, <https://www.java.com/fr/>
- JFugue, <http://www.ifugue.org/>

7.3.8 Ressources web

- <http://anastats.fr/> pour les ressources mises gracieusement à disposition
- <http://www.duclert.org> pour l'aide-mémoire consacré au logiciel R

Publications

Articles de revues internationales

Brian F.G. Katz, Slim Kammoun, Gaetan Parseihian, Olivier Gutierrez, Adrien Brilhault, Malika Auvray, Philippe Truillet, Michel Denis, Simon Thorpe, Christophe Jouffrais. NAVIG: Augmented reality guidance system for the visually impaired: Combining object localization, GNSS, and spatial audio. Dans : *Virtual Reality*, Springer-Verlag, Vol. 16 N. 3, p. 17, 2012.

Slim Kammoun, Gaetan Parseihian, Olivier Gutierrez, Adrien Brilhault, Antonio Serpa, Mathieu Raynal, Bernard Oriola, Marc Macé, Malika Auvray, Michel Denis, Simon Thorpe, Philippe Truillet, Brian F.G. Katz, Christophe Jouffrais. Navigation and space perception assistance for the visually impaired: The NAVIG project. Dans : *IRBM, Elsevier, Numéro spécial Numéro spécial ANR TECSAN*, Vol. 33 N. 2, p. 182-189, avril 2012.

Brian F.G. Katz, Florian Dramas, Gaetan Parseihian, Olivier Gutierrez, Slim Kammoun, Adrien Brilhault, Lucie Brunet, Mathieu Gallay, Bernard Oriola, Malika Auvray, Philippe Truillet, Michel Denis, Simon Thorpe, Christophe Jouffrais. NAVIG: Guidance system for the visually impaired using virtual augmented reality. Dans : *Technology and Disability, IOS Press*, Vol. 24 N. 2, p. 163- 178, juin 2012.

Conférences et workshops internationaux

Adrien Brilhault, Slim Kammoun, Olivier Gutierrez, Philippe Truillet, Christophe Jouffrais. Fusion of Artificial Vision and GPS to Improve Blind Pedestrian Positioning (regular paper). Dans : *IFIP International Conference on New Technologies, Mobility and Security (NTMS 2011)*, PARIS, FRANCE, 07/02/2011-10/02/2011, IEEE Computer Society, p. 1-5, février 2011.

Bibliographie

- AAPB, the Association for Applied Psychophysiology and Biofeedback. (2014). Consulté à l'adresse <http://www.aapb.org/i4a/pages/index.cfm?pageid=3287>
- Ahissar, M., Lubin, Y., Putter-Katz, H., & Banai, K. (2006). Dyslexia and the failure to form a perceptual anchor. *Nature neuroscience*, 9(12), 1558-64. doi:10.1038/nn1800
- André, J.-M., Brugerolle de Fraissinette, B., & Chellig, L. (1986). Le biofeedback en rééducation motrice. In *Annales de réadaptation et de médecine physique* (Vol. 29, p. 289-310). Nancy: Elsevier. Consulté à l'adresse <http://cat.inist.fr/?aModele=afficheN&cpsidt=7917401>
- Bach-y-Rita, P., Kaczmarek, K. A., Tyler, M. E., & Garcia-Lara, J. (1998). Form perception with a 49-point electrotactile stimulus array on the tongue: a technical note. *Journal of rehabilitation research and development*, 35(4), 427-30.
- Barbancho, A. M., Barbancho, I., Tardón, L. J., & Molina, E. (2013). *Database of Piano Chords*. New York, NY: Springer New York. doi:10.1007/978-1-4614-7476-0
- Basmajian, J. V. (1963). Control and training of individual motor units. *Science (New York, N.Y.)*, 141, 440-441. doi:10.1126/science.141.3579.440
- Basmajian, J. V. (1967). *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*. (W. & Wilkins, Éd.) (2d ed.). Baltimore.
- Bastien, J. M. ., & Scapin, D. L. (1993). *Critères Ergonomiques pour l'Évaluation d'Interfaces Utilisateurs*.
- Batavia, M., Gianutsos, J. G., & Kambouris, M. (1997a). An augmented auditory feedback device. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78(12), 1389-1392. doi:10.1016/S0003-9993(97)90317-8
- Batavia, M., Gianutsos, J. G., & Kambouris, M. (1997b). An augmented auditory feedback device. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78(12), 1389 - 1392. Consulté à l'adresse <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999397903178>
- Batavia, M., Gianutsos, J. G., Vaccaro, A., & Gold, J. T. (2001). A do-it-yourself membrane-activated auditory feedback device for weight bearing and gait training: A case report. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(4), 541-545. doi:10.1053/apmr.2001.21931
- Batavia, M., Gianutsos, J. G., Vaccaro, A., & Gold, J. T. (2001). A do-it-yourself membrane-activated auditory feedback device for weight bearing and gait training: a case report. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 82(4), 541-5. doi:10.1053/apmr.2001.21931
- Bearman, Nick and Brown, E. (2012). Who's sonifying data and how are they doing it? A comparison of ICAD and other venues since 2009 (p. 231-232). Georgia Institute of Technology.
- Beaudouin-Lafon, M., & Mackay, W. E. (2002). *Prototyping Development and Tools*. (Lawrence Erlbaum Associates, Éd.). New York, New York, USA.
- Bellettiere, J., C. Hughes, S., Liles, S., Boman-Davis, M., E. Klepeis, N., Blumberg, E., ... F. Hovell, M. (2014). Developing and Selecting Auditory Warnings for a Real-Time Behavioral Intervention. *American Journal of Public Health Research*, 2(6), 232-238. doi:10.12691/ajphr-2-6-3
- Bianchi, L., Babiloni, F., Cincotti, F., Arrivas, M., Bollero, P., & Marciani, M. G. (2003). Developing wearable bio-feedback systems: a general-purpose platform. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 11(2), 117-9. doi:10.1109/TNSRE.2003.814452
- Blattner, M. M., Sumikawa, D. A., & Greenberg, R. M. (1989). Earcons and Icons: Their Structure and Common Design Principles. *Human-Computer Interaction*, 4(1), 11 - 44. Consulté à l'adresse http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1207/s15327051hci0401_1
http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1207/s15327051hci0401_1#.UYiLK6lqTzw

- Blattner, M., Papp, A., & Glinert, E. (1992). Sonic enhancements of two-dimensional graphic displays. In Addison-Wesley (Éd.), *International Conference on Auditory Display* (p. 447,470). Santa Fe.
- Brewster, S. A. (1994). *Providing a Structured Method for Integrating Non-Speech Audio into Human-Computer Interfaces*. University of York.
- Brewster, S. A. (1998). Using non-speech sounds to provide navigation cues, 5, 1 - 22. doi:10.1145/292834.292839
- Brilhault, A., Kammoun, S., Gutierrez, O., Truillet, P., & Jouffrais, C. (2011). Fusion of Artificial Vision and GPS to Improve Blind Pedestrian Positioning. In *2011 4th IFIP International Conference on New Technologies, Mobility and Security* (p. 1-5). IEEE. doi:10.1109/NTMS.2011.5721061
- Brooke, J. (1986). SUS: a « quick and dirty » usability scale. In Taylor and Francis. (Éd.), *usability evaluation in industry* (p. 252). London.
- Callahan, J., Hopkins, D., Weiser, M., & Shneiderman, B. (1988). An empirical comparison of pie vs. linear menus. In *Proceedings of the SIGCHI conference on Human factors in computing systems - CHI '88* (p. 95-100). New York, New York, USA: ACM Press. doi:10.1145/57167.57182
- Chenu, O. (2009). *Conception et validation d ' un dispositif de suppléance perceptive dédié à la prévention des escarres*.
- Chenu, O., Vuillerme, N., Moreau-Gaudry, A., Fleury, A., Demongeot, J., & Payan, Y. (2007). Suppléance perceptive par électro-stimulation linguale embarquée : perspectives pour la prévention des escarres chez le blessé médullaire. *Assisth*, 5. Consulté à l'adresse <http://arxiv.org/abs/0711.3786>
- Chollet, D. (1987). *Apprentissage et développement des actions motrices complexes*. (Laurent & T. P. M, Éd.). Aix-Marseille: centre de recherches de l'UEREPS.
- Claverie, L., Ille, A., & Moretto, P. (2015). Validation of a method for dispatching discrete sensors on an insole for plantar pressure analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 1-2. doi:10.1080/10255842.2015.1069563
- Dawber Rodney, Bristow Ivan, M. J. (1996). *The foot: problems in podiatry and dermatology*. (Martin Dunitz Medical Pocket, Éd.). London, UK: CRC Press.
- Degara, N., Hunt, A., & Hermann, T. (2015). Interactive Sonification [Guest editors' introduction]. *IEEE MultiMedia*, 22(1), 20-23. doi:10.1109/MMUL.2015.8
- Del Olmo, M. F., & Cudeiro, J. (2005). Temporal variability of gait in Parkinson disease: Effectsof a rehabilitation programme based on rhythmic sound cues. *Parkinsonism and Related Disorders*, 11(1), 25 - 33. doi:10.1016/j.parkreldis.2004.09.002
- Descatoire, A. (2009). *Dispositif de biofeedback baropodométrie embarqué : Appareillage de substitution sensorielle : application à la décharge du pied*. Université du Droit et de la Santé de Lille 2.
- Descatoire, A., & Moretto, P. (2008). Does BIRD foot control supply sensitivity disturbance induced by EMLA cream anaesthesia. *Journal of Medical Informatics & Technologies*, 12, 123-127. Consulté à l'adresse http://mit.us.edu.pl.sci-hub.club/new/ftp/journal/2008/MIT_2008-17.pdf
- Deutsch, R., & Deutsch, Leslie, J. (1978). ADSR envelope generator. Consulté à l'adresse <https://www.google.com/patents/US4079650>
- Dozza, M., Chiari, L., Peterka, R. J., Wall, C., & Horak, F. B. (2011a). What is the most effective type of audio-biofeedback for postural motor learning? *Gait & posture*, 34(3), 319 - 313. doi:10.1016/j.gaitpost.2011.05.016
- Dozza, M., Chiari, L., Peterka, R. J., Wall, C., & Horak, F. B. (2011b). What is the most effective type of audio-biofeedback for postural motor learning? *Gait & posture*, 34(3), 313 - 9. doi:10.1016/j.gaitpost.2011.05.016
- Dozza, M., Chiari, L., Peterka, R. J., Wall, C., & Horak, F. B. (2011c). What is the most effective type of audio-biofeedback for postural motor learning? *Gait & posture*, 34(3), 319-313. Consulté à l'adresse

<http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.05.016>

- Dubus, G. (2012). Evaluation of four models for the sonification of elite rowing. *Journal on Multimodal User Interfaces*, 5(3-4), 143-156. doi:10.1007/s12193-011-0085-1
- Dubus, G., & Bresin, R. (2013). A Systematic Review of Mapping Strategies for the Sonification of Physical Quantities. *PLoS ONE*, 8(12), e82491. doi:10.1371/journal.pone.0082491
- Effenberg, A. O. (2005). Movement Sonification: Effects on Perception and Action. *IEEE Multimedia*, 12(2), 53-59. doi:10.1109/MMUL.2005.31
- Fitzgerald, D., Foody, J., Kelly, D., Ward, T., Markham, C., McDonald, J., & Caulfield, B. (2007). Development of a wearable motion capture suit and virtual reality biofeedback system for the instruction and analysis of sports rehabilitation exercises. In *2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (p. 4870-4874). Lyon - France: IEEE. doi:10.1109/IEMBS.2007.4353431
- Gamma, E., Helm, R., Johnson, R., & Vlissides, J. (1996). Design Patterns: Elements of Reusable Software. *Addison-Wesley Professional Computing Series*, 395.
- Gaver, W., Smith, R., & O'Shea, T. (1991). An interface that uses auditory icons. In A. Press (Éd.), *Human Computer Interaction* (p. 67,94). New Orleans: addison-Wesley.
- Gelfand Stanley A. (2004). *Hearing : An Introduction To Psychological And Physiological Acoustics*. (M. Dekker, Éd.) (4^e éd.). New York: Taylor & Francis.
- Gentile, a. M. (1972). A Working Model of Skill Acquisition with Application to Teaching. *Quest*, 17(1), 3-23. doi:10.1080/00336297.1972.10519717
- Goudarzi, V. (2015). Designing an Interactive Audio Interface for Climate Science. *IEEE MultiMedia*, 22(1), 41-47. doi:10.1109/MMUL.2015.4
- Harris, J. donald. (1952). pitch discrimination. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 24(6).
- Hausdorff, J. M., Lowenthal, J., Herman, T., Gruendlinger, L., Peretz, C., & Giladi, N. (2007). Rhythmic auditory stimulation modulates gait variability in Parkinson's disease. *European Journal of Neuroscience*, 26(8), 2369-2375. doi:10.1111/j.1460-9568.2007.05810.x
- Hennig, E. M., & Milani, T. L. (1995). In-Shoe Pressure Distribution for Running in Various Types of Footwear. *Journal of applied biomechanics*, 11, 299-310.
- Hermann , Kerstin Bunte, H. R. (2007). RELEVANCE-BASED INTERACTIVE OPTIMIZATION OF SONIFICATION Thomas Neuroinformatics Group Faculty of Technology , Bielefeld University. In *International Conference on Auditory Display* (p. 461- 467).
- Hermann, T. (2008). Taxonomy And Definitions For Sonification And Auditory Display. In B. Katz (Éd.), *14th Int. Conf. Auditory Display (ICAD 2008)* (p. 1 - 8). Paris, France: ICAD. Consulté à l'adresse <http://sonification.de/publications/media/Hermann2008-TAD.pdf>
- Hermann, T., Hunt, A., & Neuhoff, J. (2011). *The Sonification Handbook*. (J. G. N. Thomas Hermann, Andy Hunt, Éd.). Berlin, Germany: Logos Verlag. Consulté à l'adresse <http://sonification.de/handbook/>
- Hlavackova, P., Chenu, O., Payan, Y., Diot, B., Cannard, F., Bucki, M., ... Tronche, L. (2011). Conception et évaluation centrée utilisateur d ' une technologie innovante au service de l ' autonomie et du handicap : « VIGI-SORE » - Dispositif embarqué de prévention des escarres, 457-465.
- Hoeschele, M., Cook, R. G., Guillette, L. M., Brooks, D. I., & Sturdy, C. B. (2012). Black-capped chickadee (*Parus atricapillus*) and human (*Homo sapiens*) chord discrimination. *Journal of Comparative Psychology*, 126(1), 57-67. doi:10.1037/a0024627
- Huang, H., Chen, Y., Xu, W., Sundaram, H., Olson, L., Ingalls, T., ... He, J. (2006). Novel design of interactive multimodal biofeedback system for neurorehabilitation. In *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings* (Vol. 1, p. 4925 - 4928). doi:10.1109/IEMBS.2006.260409

- Huang, H., Wolf, S. L., & He, J. (2006). Recent developments in biofeedback for neuromotor rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 3, 11. doi:10.1186/1743-0003-3-11
- Hurter, C., Tissoires, B., & Conversy, S. (2009). FromDaDy: spreading aircraft trajectories across views to support iterative queries. *IEEE transactions on visualization and computer graphics*, 15(6), 1017-24. doi:10.1109/TVCG.2009.145
- ISO. (2010). *9241-210:2010, Ergonomics of human-system interaction - part 210: human-centred design for interactive systems. Technical specification International Organisation for Standardisation*. Switzerland.
- Jovanov, E., Milenkovic, A., Otto, C., & de Groen, P. C. (2005). A wireless body area network of intelligent motion sensors for computer assisted physical rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 2(1), 6. doi:10.1186/1743-0003-2-6
- Kammoun, S., Macé, M. J.-M., Oriola, B., & Jouffrais, C. (2012). Towards a geographic information system facilitating navigation of visually impaired users. In *Computers helping people with special needs* (p. 521–528). Springer.
- Kaye, J. D., & Palmer, L. S. (2008). Animated biofeedback yields more rapid results than nonanimated biofeedback in the treatment of dysfunctional voiding in girls. *The Journal of urology*, 180(1), 300-5. Consulté à l'adresse <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18499170>
- Kelso, J. A. S. (1995). *Dynamic Patterns: the Self-Organization of Brain and Behavior*. MIT Press, Cambridge. MIT Press.
- KIGER, D. M. (1989). EFFECTS OF MUSIC INFORMATION LOAD ON A READING COMPREHENSION TASK. *Perceptual and Motor Skills*, 69(2), 531-534. doi:10.2466/pms.1989.69.2.531
- Klein, L. A. (1993). *Sensor and data fusion concepts and applications*. Bellingham, WA, USA: Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE). Consulté à l'adresse <http://dl.acm.org/citation.cfm?id=529743>
- Kuusi, T. (2015). Musical training and musical ability: Effects on chord discrimination. *Psychology of Music*, 43(2), 291-301. doi:10.1177/0305735613511504
- Lahdelma, I., & Eerola, T. (2014). Single chords convey distinct emotional qualities to both naïve and expert listeners. *Psychology of Music*, 44(1), 37-54. doi:10.1177/0305735614552006
- Leboeuf, F., de Leluardière, F. A., Lacouture, P., Duboy, J., Leplanquais, F., & Junqua, A. (2006). *Étude biomécanique de la course à pied. Podologie* (Vol. 27 - 020-A-2). EMC Elsevier SAS, Paris. doi:10.1016/S0292-062X(13)59910-7
- Levitin, D. (2010). *De la note au cerveau*. (H. D'Ormesson, Éd.). Editions de l'Homme.
- Liu, H., Hu, J., & Rauterberg, M. (2009). Software architecture support for biofeedback based in-flight music systems. In *2009 2nd IEEE International Conference on Computer Science and Information Technology* (p. 580-584). Beijing, China: IEEE. doi:10.1109/ICCSIT.2009.5234489
- Lunenburger, L., Colombo, G., & Riener, R. (2007). Biofeedback for robotic gait rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 4(1), 1. doi:10.1186/1743-0003-4-1
- Ma, C. Z. H., Wong, D. W. C., Lam, W. K., Wan, A. H. P., & Lee, W. C. C. (2016). Balance improvement effects of biofeedback systems with state-of-the-art wearable sensors: A systematic review. *Sensors (Switzerland)*. MDPI AG.
- Macdonald, D., & Stockman, T. (2014). Towards a Method, Techniques and Tools to Support the Development of Auditory Displays. In *HCI Engineering* (p. p29). Consulté à l'adresse http://hci-engineering.di.uminho.pt/Program_files/MacDonald.pdf
- Mackay, W. E. (2003). Educating Multi-disciplinary Design Teams. In *Tales of the Disappearing Computer* (p. 105-118). Santorini, Greece.
- Maculewicz, J., Jylha, A., Serafin, S., & Erku, C. (2015). The Effects of Ecological Auditory Feedback on Rhythmic Walking Interaction. *IEEE MultiMedia*, 22(1), 24-31. doi:10.1109/MMUL.2015.17

- Maes, P.-J., Leman, M., & Lesaffre, M. (2010). A model-based sonification system for directional movement behavior. In *Proceedings of the 3rd Interactive Sonification Workshop (ISon 2010)* (p. 91-94).
- Mansion, J. E., Ledesert, D. M., & Ledesert, R. P. L. (1967). *New Shorter French-English, English-French Dictionary*. Chambers.
- Matsubara, M., Oba, T., Kadone, H., Terasawa, H., Suzuki, K., & Iguchi, M. (2015). Wearable Auditory Biofeedback Device for Blind and Sighted Individuals. *IEEE MultiMedia*, 22(1), 68 - 73. doi:10.1109/MMUL.2015.20
- Maury, S., Athènes, S., & Chatty, S. (1999). Rhythmic menus. In *CHI '99 extended abstracts on Human factors in computing systems - CHI '99* (p. 254). New York, New York, USA: ACM Press. doi:10.1145/632716.632873
- Maxwell, J. C. (1867). On Governors. *Proceedings of the Royal Society of London*. London, UK: Taylor and Francis. doi:10.1098/rspl.1867.0055
- Middaugh, S. J., Haythornthwaite, J. A., Thompson, B., Hill, R., Brown, K. M., Freedman, R. R., ... Smith, E. A. (2001). The Raynaud's Treatment Study: Biofeedback protocols and acquisition of temperature biofeedback skills. *Applied Psychophysiology Biofeedback*, 26(4), 251-278. doi:10.1023/A:1013182519331
- Miller, G. a. (1956). The magical number seven, plus or minus two: some limits on our capacity for processing information. *Psychological review*, 101(2), 343-352. doi:10.1037/h0043158
- Montoya, R., Dupui, P., Pagès, B., & Bessou, P. (1994). Step-length biofeedback device for walk rehabilitation. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 32(4), 416-420. doi:10.1007/BF02524694
- Moore, S and Woollacott, M. (1993). The use of biofeedback devices to improve postural stability. *Physical Therapy Practice*, 2, 1 - 19. Consulté à l'adresse http://scholar.google.com.secure.sci-hub.club/scholar.bib?q=info:Mj5_dLa-w28J:scholar.google.com.sci-hub.club/&output=citation&scisig=AAGBfm0AAAAAVbO18cpKiNaddCSRjDvPRc5oV62H8DY4&scisf=4&hl=fr
- Most, S. B. (2010). What's « inattentional » about inattentional blindness? *Consciousness and Cognition*, 19(4), 1102-1104. doi:10.1016/j.concog.2010.01.011
- Mulder T, H. W. (1985). Sensory feedback and the learning of a novel motor task. *Motor behaviour*, 17(100-28).
- Murray, J., Merrill, J., & Harrison, J. (1955). Renal homotransplantation in identical twins. *Surgical forum*, 6, 432 -436.
- Myers, B. A. (1998). A Brief History of Human Computer Interaction Technology. *ACM Interactions*, 5(December), 44-54. doi:http://doi.acm.org/10.1145/274430.274436
- Osman, A. H., Eid, M., & El Saddik, A. (2014). U-biofeedback: a multimedia-based reference model for ubiquitous biofeedback systems. *Multimedia Tools and Applications*, 72(3), 3143 - 3168. doi:10.1007/s11042-013-1590-x
- Park, S. K., & Suh, Y. S. (2010). A zero velocity detection algorithm using inertial sensors for pedestrian navigation systems. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 10(10), 9163-9178. doi:10.3390/s101009163
- Park, Y., Kim, J., & Lee, K. (2015). Effects of Auditory Feedback on Menu Selection in Hand-Gesture Interfaces. *IEEE MultiMedia*, 22(1), 32-40. doi:10.1109/MMUL.2015.5
- Petrofsky, J. S. (2001a). Microprocessor-based gait analysis system to retrain Trendelenburg gait. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 39(1), 140-143. doi:10.1007/BF02345278
- Petrofsky, J. S. (2001b). The use of electromyogram biofeedback to reduce Trendelenburg gait. *European Journal of Applied Physiology*, 85(5), 491-495. doi:10.1007/s004210100466
- Renaud, P., Albert, G., Chartier, S., Bonin, M., & Decour, P. (2006). Mesures et rétroactions psychophysiologiques en immersion virtuelle : le cas des réponses oculomotrices et sexuelles. *ihm*, 175-178. doi:10.1145/1132736.1132762
- Rodger, M. W. M., Young, W. R., & Craig, C. M. (2014). Synthesis of walking sounds for alleviating gait

- disturbances in Parkinson's disease. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 22(3), 543-548. doi:10.1109/TNSRE.2013.2285410
- Rodrigues, J. J. P. C., Pereira, O. R. E., & Neves, P. A. C. S. (2011). Biofeedback data visualization for body sensor networks. *Journal of Network and Computer Applications*, 34(1), 151 - 158. doi:10.1016/j.jnca.2010.08.005
- Roederer, J. G. (2009). *The Physics and Psychophysics of Music*. New York, NY: Springer US. doi:10.1007/978-0-387-09474-8
- Rosenblueth, A., Wiener, N., & Bigelow, J. (1943). Behavior, Purpose and Teleology. *Philosophy of Science*. doi:10.1086/286788
- Sasiadek, J. Z. (2002). Sensor fusion. *Annual Reviews in Control*, 26(2), 203-228. doi:10.1016/S1367-5788(02)00045-7
- Schaffert, N., & Mattes, K. (2015). Interactive Sonification in Rowing: An Application of Acoustic Feedback for On-Water Training. *IEEE MultiMedia*, 1-1. doi:10.1109/MMUL.2015.25
- Scheef, L., Boecker, H., Daamen, M., Fehse, U., Landsberg, M. W., Granath, D. O., ... Effenberg, A. O. (2009). Multimodal motion processing in area V5/MT: Evidence from an artificial class of audio-visual events. *Brain Research*, 1252, 94-104. doi:10.1016/j.brainres.2008.10.067
- Schnupp, J., Nelken, I., & King, A. (2010). *auditory neuroscience : Making Sense of Sound*. Cambridge, Massachusetts: MIT Press.
- Schwartz, Mark S., Andrasik, F. (1995). *Biofeedback: A Practitioner's Guide*. The Guilford Press; Second Edition edition (March 10, 1995). Consulté à l'adresse http://www.guilford.com/cgi-bin/cartscript.cgi?page=pr/schwartz.htm&sec=prior_editions&dir=pp/hp
- Sigrist, R., Rauter, G., Riener, R., & Wolf, P. (2013). Augmented visual, auditory, haptic, and multimodal feedback in motor learning: A review. *Psychonomic Bulletin & Review*, 20(1), 21-53. doi:10.3758/s13423-012-0333-8
- Skelly, M. M., & Chizeck, H. J. (2001). Real-time gait event detection for paraplegic FES walking. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 9(1), 59-68. doi:10.1109/7333.918277
- Solaiman, B., Debon, R., Pipelier, F., Cauvin, J. M., & Roux, C. (1999). Information fusion: application to data and model fusion for ultrasound image segmentation. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 46(10), 1171-5. Consulté à l'adresse <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10513119>
- Spits, C. (2010). *Les accords au piano*. Consulté à l'adresse <http://www.humeur-piano.com/accords-piano-ebook>
- Stirling, R. G. (2004). Development of a Pedestrian Navigation System Using Shoe Mounted Sensors by, 132.
- Sulewski, T. (2010). *Gait retraining using a smart shoe device*. The Pennsylvania State University - The Graduate School.
- Sutherland, I. E. (1963). *Sketchpad, A Man-Machine Graphical Communication System*. MASSACHUSETTS INSTITUTE OF TECHNOLOGY. Consulté à l'adresse <http://www.cl.cam.ac.uk/techreports/UCAM-CL-TR-574.pdf>
- Tardieu, J., Misdariis, N., Langlois, S., Gaillard, P., & Lemerrier, C. (2015). Sonification of in-vehicle interface reduces gaze movements under dual-task condition. *Applied Ergonomics*, 50(September 2015), 41-49. doi:10.1016/j.apergo.2015.02.004
- Thaut, M. H., McIntosh, G. C., Rice, R. R., Miller, R. a, Rathbun, J., & Brault, J. M. (1996). Rhythmic auditory stimulation in gait training for Parkinson's disease patients. *Movement Disorders*, 11(2), 193-200. doi:10.1002/mds.870110213
- Thaut, M. H., Rathbun, J. A., & Miller, R. A. (1997). Music vs metronome timekeeper in a rhythmic motor task. *International Journal of Arts Medicine*, 5, 4-12.

- Tobias Nef, W. Z. R. V. D. (Éd.). (2012). *Neurorehabilitation Technology*. London: Springer London. doi:10.1007/978-1-4471-2277-7
- Trehub, S. e, Cohen, A. j, Thorpe, L. a, & Morrongiello, B. a. (1987). Organizational processes in infants' perception of auditory patterns. *Child Development*, 741-749.
- Vaseghi, S. V. (2007). *Multimedia Signal Processing*. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd. doi:10.1002/9780470066508
- Vuillerme, N., & Boisgontier, M. (2009). Effectiveness of a tongue-placed electrotactile biofeedback to improve ankle force sense following plantar-flexor muscles fatigue. *Gait & posture*, 30(4), 556-9. Consulté à l'adresse <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19726192>
- Vuillerme, N., Chenu, O., Pinsault, N., Boisgontier, M., Demongeot, J., & Payan, Y. (2007). Inter-individual variability in sensory weighting of a plantar pressure-based, tongue-placed tactile biofeedback for controlling posture. *Neuroscience letters*, 421(2), 173-7. doi:10.1016/j.neulet.2007.03.076
- Whittle, M. W. (2007). *An Introduction to Gait Analysis. Library*. doi:10.1016/B978-075068883-3.50013-1
- Wiener, N. (1948). *Cybernetics or the Control and Communication in the Animal and the Machine*. (MIT Press ., Éd.).
- Williamson, J., Murray-Smith, R., & Hughes, S. (2007). Shoogle: excitatory multimodal interaction on mobile devices. In A. Press (Éd.), *SIGCHI conference on Human factors in computing systems* (p. 121-124). San Jose, California, USA.
- Wolf, S. L. (1983). Electromyographic biofeedback applications to stroke patients. A critical review. *Physical therapy*, 63(9), 1448-59. Consulté à l'adresse <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6351119>
- Xiong, N., & Svensson, P. (2002). Multi-sensor management for information fusion: issues and approaches. *Information Fusion*, 3(2), 163-186. doi:10.1016/S1566-2535(02)00055-6

Table des figures

Figure 1 : La compensation de la cécité chez les déficients visuels (DV) représente un cas typique de remplacement d'un sens défaillant par un capteur et un circuit externe. L'information visuelle, inaccessible, est captée par une caméra puis présentée au sens de l'ouïe par le dispositif via un circuit externe.	14
Figure 2 : Boucle de rétroaction : le cerveau envoie une commande aux organes effecteurs (les muscles), le résultat fonctionnel est renvoyé grâce aux récepteurs proprioceptifs (le sens du toucher par exemple). L'information en retour est évaluée (comparée à la commande motrice initiale) afin de corriger le mouvement. Les lésions citées sont a) le sens du toucher et b) une lésion dans le cervelet, toutes deux interrompant la boucle.	22
Figure 3 : Illustration du système en boucle fermée (Descatoire, 2009).....	23
Figure 4 : boucles de rétroaction, (Chollet, 1987; Descatoire, 2009) 1) boucle intrinsèque. 2) boucle extrinsèque. 3) boucle de biofeedback ou boucle de bio rétroaction.	23
Figure 5 : Domaines d'application du biofeedback et modalités utilisées. GVS : Galvanic vestibular stimulation. TDU : Tongue Display Unit.	25
Figure 6 : Le dispositif de biofeedback réalisé avec un vibreur pour délivrer une stimulation tactile.	27
Figure 7 : Schéma d'assemblage du contacteur à membrane connecté à la pile et haut-parleur.....	27
Figure 8 : Organisation fonctionnelle du dispositif de biofeedback de mesure de longueur de pas.	29
Figure 9 : Schéma d'architecture du dispositif de biofeedback de mesure de longueur et de guidage par leds.	29
Figure 10 : Les phases de la marche et notamment la phase d'oscillation, (Whittle, 2007). 32	32
Figure 11 : principe d'évolution des notes selon l'avancée du pied pendant l'étape d'oscillation.....	32
Figure 12 : Schéma du dispositif avec les marqueurs dont la position est renvoyée au système via les caméras de capture de mouvement.	32
Figure 13 : Une représentation des domaines de l'IHM (HCI) et de l'AD, (T Hermann et al., 2011).....	44
Figure 14 : classement de projets mettant en œuvre la production de sons à partir de données. Les auteurs proposent une classification par niveau, catégorie, protocole et logiciel.....	50
Figure 15 : utilisation des outils de synthèse sonore selon l'appartenance au domaine ICAD ou pas. L'astérisque * représente les outils de synthèse de haut niveau selon la classification de (Dubus & Bresin, 2013).....	51
Figure 16 : les outils de synthèse sonore de haut niveau (OSHN) dans le domaine ICAD représentent 73% des outils utilisés	52

Figure 17 : les outils de synthèse sonore de haut niveau (OSHN) dans le domaine non ICAD représentent 45% des outils utilisés et 68% si MIDI est pris en compte	52
Figure 18 : dans chaque domaine, les 2 outils les plus utilisés représentent quasiment la moitié de ceux utilisés.....	53
Figure 19: Les 4 types de sonifications comparées par (Dozza et al., 2011a). Les signaux sonores sont émis en cas de déplacement de l'utilisateur en dehors de la zone RT, c'est-à-dire « Reference Thresold » ou seuil de référence.	57
Figure 20 : schéma de principe du dispositif de rééducation de la marche (Matsubara et al., 2015).....	59
Figure 21 : vue d'un utilisateur en interaction avec le pie-menu. Le feedback sonore permet à l'utilisateur de se situer plus précisément dans le menu, que ce soit pour se déplacer ou pour effectuer une sélection	60
Figure 22 Illustration des quatre types de sonification différents employés par (Y. Park, Kim, & Lee, 2015) pour accompagner la sélection dans un pie-menu	61
Figure 23 : Le cadre de conception de dispositifs de biofeedback avec la chaine d'influence et la boucle de biofeedback	72
Figure 24 : processus de présentation des composants : la partie 1 est présentée dans sa globalité puis l'étape 1 de façon générale suivie par la description de chacun de ses constituants.....	73
Figure 25 : la chaine d'influence.....	74
Figure 26 : l'étape "étude" dans la chaine d'influence	76
Figure 27 : l'étape "buts" dans la chaine d'influence.....	78
Figure 28 l'étape "contexte et tâches" dans la chaine d'influence.....	81
Figure 29 l'étape "capacités de l'utilisateur" dans la chaine d'influence	84
Figure 30 : répartition des composants d'architecture recensés	86
Figure 31 vue générale de la boucle de biofeedback.....	87
Figure 32 l'étape "capteurs" dans la boucle de biofeedback.....	88
Figure 33 l'étape "données" dans la boucle de biofeedback.....	89
Figure 34 l'étape "traitement de bas niveau" dans la boucle de biofeedback.....	90
Figure 35 l'étape "fusion" dans la boucle de biofeedback.....	92
Figure 36 l'étape "exploitation" dans la boucle de biofeedback	94
Figure 37 l'étape "rendu" dans la boucle de biofeedback	96
Figure 38 : variation de la pression sur l'ensemble du pied. Il se produit deux pics, le premier lors de l'attaque du talon, le second lors du décollage de l'avant pied.....	104
Figure 39 : l'accord majeur noté S+ est comparé à toutes les autres variations de l'accord obtenues à partir des modifications de la tierce et de la quinte (Hoeschele et al., 2012)....	107
Figure 40 : l'interface d'interaction. 1) Echelle des 7 niveaux. Le niveau intermédiaire (en vert) correspond à l'accord intermédiaire. Les trois niveaux au dessus (resp. dessous) correspondent à trois accords de hauteur supérieure (resp. inférieure). 2) L'interface permet	

de répondre à 7 questions. 3) Une fois répondu aux 7 questions, le bouton « suivant » s'active pour passer à l'écran suivant.	109
Figure 41 : succession des interactions. 1) L'utilisateur en cliquant sur le bouton « jouer accord 1 » provoque la lecture de la séquence. 2a) Une fois la séquence terminée, le bouton se détactive et 2b) la zone au dessous s'active afin de permettre à l'utilisateur d'évaluer le niveau de l'accord par rapport à la référence. Une seule réponse parmi les 7 possibles. 3) Une fois la réponse faite en cliquant, le choix réalisé disparaît ainsi que le bouton correspondant. Le processus recommence en activant le bouton « jouer accord » suivant	110
Figure 42 : exemple d'un ensemble de combinaisons d'accords déterminé aléatoirement : Un accord quel qu'il soit n'est jamais présenté deux fois de suite. Il est au minimum séparé par un accord différent (par exemple la suite 535 au premier tiers de la ligne du haut montre que les deux accord portant le numéro 5 sont séparés par l'accord numéro 3).....	112
Figure 43 : La modalité visuelle permet à travers une vue d'ensemble de constater les zones en surpression (rouge), ayant une pression normale(verts) et les zones en sous pression (bleus). Source Médicapeurs.	122
Figure 44 : Attribution d'une note à chaque capteur.	123
Figure 45 : L'utilisation d'une note permet d'indiquer uniquement une information relative à un seuil.	123
Figure 46 : Attribution de deux fréquences à chaque capteur.	124
Figure 47 : Attribution d'une plage de fréquence à chaque capteur.....	124
Figure 48 a et b : 2 notes permettent d'indiquer des informations relatives à 2 seuils. Les zones hachurées correspondent à l'absence d'information sonore.	124
Figure 49 : L'utilisation de la modalité audio nécessite de faire un choix entre les attributs de position et de valeur : pour une zone sonifiée, l'attribut position est nul alors que l'attribut valeur est important. A l'inverse l'augmentation des zones augmente l'attribut position et fait diminuer l'attribut valeur.....	126
Figure 50 : Localisation des trois zones, talon, médiale et latérale et leur activation pendant le déroulé du pied. Partie supérieure de l'image : (Dawber Rodney, Bristow Ivan, 1996) ...	126
Figure 51 : Niveaux de pression : chaque zone génère une information de pression sur 3 niveaux	126
Figure 52 : Emplacement des capteurs selon la proposition originale de (Hennig & Milani, 1995).....	127
Figure 53 : Répartition des capteurs et regroupement en trois zones.....	127
Figure 54 : Interface de l'application pour l'expérimentation numéro 2. 1) zone de menu. 2) zone des vidéos. 3) zone de réponses et transitions. En l'occurrence, l'étape présentée est l'étape de mise en contexte dans laquelle l'utilisateur visionne des informations audio vidéo d'une marche normale. Dans cette étape de mise en contexte, l'utilisateur n'a pas à donner de réponse mais se contente de demander le passage à la suite.	129
Figure 55 : détail de la zone réponses et transitions correspondant aux étapes "rythme seul" et "rythme et pression". Dans cette étape, l'utilisateur doit indiquer s'il considère que	

l'information sonore qu'il a entendue correspond à une marche normale ou pathologique.	129
Figure 56 : détail de la zone réponses et transition correspondant à l'étape "audio vidéo". Dans cette étape, l'utilisateur doit indiquer s'il considère que l'information sonore qu'il a entendue correspondait ou pas à la vidéo qu'il a visionnée.	130
Figure 57 : fenêtres popup avertissant l'utilisateur qu'il entre dans une nouvelle étape. Chaque fenêtre répète la consigne à réaliser pour la suite. 1) étape rythme seul. 2) étape rythme plus pression. 3) étape audio vidéo.	130
Figure 58 : Pourcentage de réponses justes selon les conditions expérimentales et les étapes (1, 2 et 3) : les étapes 1	136
Figure 59 : Comparaison des résultats entre conditions expérimentales.	138
Figure 60 : Comparaison des résultats entre les phases rythme et mélodie pour les conditions expérimentales 1 et 2. Une baisse de performances entre les deux étapes est constatée.	139
Figure 61 : Comparaison des résultats entre les phases rythme et mélodie pour les conditions expérimentales 3 et 4. Une amélioration des performances entre les deux étapes peut se remarquer.	139
Figure 62 : Comparaison des 4 conditions expérimentales pour l'étape audio vidéo.	140
Figure 63 : Comparaison des marches congruentes (vert) et non congruentes (rouge) pour les 4 conditions expérimentales. La présentation de contenus audiovisuel non congruents fait baisser la discrimination dans les 4 conditions.	141
Figure 64 : Résultats avec uniquement audio vidéo congruents.	142
Figure 65 : Production d'un son d'instrument à partir d'une oscillation à laquelle est appliquée une courbe de timbre. (source : http://www.cs.sfu.ca/~tamaras/addSynth/Sinusoid_with_ADSR.htm)	151
Figure 66 : le modèle habituel d'enveloppe "ADSR", attaque, déclin, maintien, relâchement. (source : http://moogfoundation.org)	152
Figure 67 : Fonctionnement de la chaîne de production MIDI. Les boîtes correspondent à autant de classes logicielles à créer pour reproduire la chaîne MIDI.	153
Figure 68 : étapes du cadre de conception concernées par la présente section. L'étape « capteurs » intervient de façon particulière étant donné que, si les données sont réelles, elles sont issues d'un enregistrement et jouées à loisir.	154
Figure 69 : Correspondance spatiale des capteurs du système Parotec à gauche avec le système Win-Shoe à droite.	157
Figure 70 : arrêt des sons. Dans la configuration proposée, Le son 1 et le son 2 doivent s'arrêter quand le dernier niveau de pression, p2, passe au-dessous d'un seuil mini	160
Figure 71 : arrêt des sons. Le son 1 est arrêté par le démarrage du son 2, suite au passage de la pression p2 au-dessus du seuil de déclenchement. Le son 2 doit s'arrêter quand le niveau de pression passe au-dessous d'un seuil mini	160
Figure 72 : Détection de pic par l'utilisation d'une moyenne sur 3 points.	161

Figure 73 : Détection de pic par calcul de la distance euclidienne.	161
Figure 74 : événements particuliers se produisant lors de l'exécution d'un pas. a) pic de pression se produisant sur la zone talon. b) Minimum local devant être filtré. c) autre minimum local. d) illustration du problème pouvant se produire si l'algorithme de détection de pic est trop long.....	162
Figure 75 : Fiche récapitulative d'un type de sonification permettant de décrire le type de notes ou accords utilisés pour chaque zone, leur variation, leur durée et les hypothèses et commentaires associés.	165
Figure 76 : Configuration formée par une succession de trois accords de DO majeur étagés sur trois octaves.	166
Figure 77 : Cette configuration est une variante du cas précédent, les trois accords sont à la même octave.....	167
Figure 78 Configuration formée par cumul de trois notes	168
Figure 79 : Configuration formée par la succession de trois notes identiques.	169
Figure 80 : Configuration formée par une succession de trois notes composant l'accord de DO majeur.	170
Figure 81 : Ce cas inclut la référence à chaque note dans l'hypothèse que l'ajout d'une référence diminuerait les confusions.....	171
Figure 82 : Description des cas de sonification : Pour chaque cas est indiqué la note ou l'accord qui est joué. Chaque zone contient les hauteurs musicales correspondant aux trois niveaux de pression. Pour des besoins d'évaluation, les notes d'une zone s'arrêtent quand la note de la zone suivante commence.	174
Figure 83 : diagramme de cas d'utilisation de l'application d'exploration sonore	178
Figure 84 : Diagramme de classes de la partie sonification à partir des capteurs.	179
Figure 85 : Machine à états minimale, le son de référence est joué dès que la pression est supérieure à un seuil donné. Une fois celui-ci atteint, le son référence est arrêté et le son réel est joué en tenant compte de la valeur du pic de pression.....	180
Figure 86 : Machine à états identique à la précédente à la différence que la durée des deux sons est réglable. Chaque son est asservi à deux critères qui sont l'atteinte de la durée maxi programmée ou l'atteinte d'un seuil de pression donné	180
Figure 87 : Détail de l'évolution des pressions sur les trois zones pour un pas. Chaque graduation des abscisses correspond à 10 ms.	181
Figure 88 : Comportement des sons différents : le son référence commence quand un seuil donné est atteint, il dure 160ms. Le son réel commence quand le pic est détecté et dure lui aussi 160ms.	182
Figure 89 : Écran principal de l'application d'exploration sonore.	185
Figure 90 : Accès au réglage des seuils par l'onglet correspondant.	186
Figure 91 : L'écran de visionnage des vidéos.	187
Figure 92 : processus de préparation des données avant leur intégration dans l'application	188

Figure 93 : Détermination des limites début et fin : les valeurs des zones 1 et 2 sont mises à zéro (semi-auto)	190
Figure 94 : Suppression des valeurs parasites (semi-manuel).	190
Figure 95 : Harmonisation de 5 courbes afin de les moyenner.	191
Figure 96 : Calcul des courbes, moyenne (rouge), +1sd (magenta), -1sd (violet).	191
Figure 97 : Filtrage des pressions afin d'être dans l'intervalle [-1SD, +1SD].....	192
Figure 98 : Exemple de modification de fichier de marche normale sur lequel les valeurs de pression du talon ont été augmentées afin d'avoir un résultat non congruent avec la vidéo (avant=courbe rouge, après = courbe bleue).....	194
Figure 99 : Architecture matérielle : configuration de développement.....	199
Figure 100 : Architecture matérielle : configuration finale.....	199
Figure 101 : Diagramme fonctionnel de l'émulateur de Win-Shoe.	200
Figure 102 : Diagramme de séquence décrivant la chronologie de la réception, analyse, décodage et renvoi des données reçues.....	202
Figure 103 : Boitier Win-Shoe connecté à sa nappe de capteurs. Si le nom de l'appareil laisse entendre une utilisation dans une chaussure, le positionnement libre des capteurs permet d'imaginer d'autres utilisations qui mettent en œuvre des variations de pression.....	204
Figure 104 : Architecture logicielle basée sur le cadre de conception de biofeedback.	205
Figure 105 : Architecture logicielle de l'application embarquée	206
Figure 106: Différents types de courbes de réponses de capteurs.	207
Figure 107: Description des différents paramètres traités.....	208
Figure 108 : Échantillonnage (en bleu) d'un son analogique (en rouge) « Pcm ». Sous licence CC BY-SA 3.0 via Wikimedia Commons.	211
Figure 109 : FromDaDy permet d'explorer intuitivement de nouvelles formes de rendu. ...	215
Figure 110 : détail de la fenêtre des choix de représentation	215
Figure 111 : FromDaDy, vue topologique	216
Figure 112 : FromDaDy, vue temporelle	216
Figure 113 : Évolution de l'architecture pour intégrer le nouveau composant FromBoDy...	217

Liste des tableaux

Tableau 1 : synthèse des techniques de sonification présentées : la sonification par association de paramètres est la plus appropriée à notre objectif	47
Tableau 2 : correspondance des pressions, couleurs, notes et accords.....	108
Tableau 3 : Test de Mann Whitney Wilcoxon, valeurs significatives.....	115
Tableau 4 : Données des réponses par demande, tous utilisateurs confondus. L'erreur standard est quatre fois moins importante pour la demande 4 que pour les autres demandes	115
Tableau 5 : caractéristiques de chaque type de sonification présenté	120
Tableau 6 : récapitulatif des termes employés avec leur définition.....	120
Tableau 7 : Description des conditions expérimentales de sonifications retenues	132
Tableau 8 : Récapitulatif des réponses possible selon l'étape.....	133
Tableau 9: intitulé des étapes, nombre de questions et leur description.....	133
Tableau 10 : Détail du protocole d'expérimentation.....	134
Tableau 11 : Description des conditions expérimentales de sonifications retenues	135
Tableau 12: Valeur de la p-value suite à la comparaison multiple par paire pour l'étape 1 (rythme).....	137
Tableau 13 : Valeur de la p-value suite à la comparaison multiple par paire pour l'étape 2 (mélodie).	137
Tableau 14 : Format des trames de pressions plantaires disponibles : La colonne verte (1) a son équivalent dans le format d'arrivée. Les colonnes orange (2) ont leur équivalent aussi mais le nombre de capteurs doit passer de 16 à 8. La colonne rouge (*) n'a pas d'équivalent.	156
Tableau 15 : Format des trames de pressions selon la spécification Médicapteurs. La colonne verte (1) a son équivalent dans le format de départ. Les colonnes orange (2) ont leur équivalent aussi mais le nombre de capteurs doit passer de 16 à 9. La colonne rouge (*) n'a pas d'équivalent. Dans les versions suivantes, cette information ne sera plus intégrée à la trame.	156
Tableau 16 : Correspondance logique des capteurs du système Parotec (en noir) avec le système Win-Shoe.....	157
Tableau 17 : Comparaison des cas envisagés selon les critères définis.....	164
Tableau 18 : Accord de DO majeur avec les notes qui le composent ainsi que les variations effectuées pour indiquer les altérations. Pour la surpression (flèche rouge) c'est un mi# ou fa qui est joué à la place du mi. Pour la sous-pression (flèche verte) c'est un mib.....	166
Tableau 19 : Comparaison des caractéristiques des cas de sonification. Les cases marquées du signe « + » représentent les caractéristiques positives et celles marquées « - » les caractéristiques négatives. Les cas retenus ont été renommés CAS 1 à 4.	172

Tableau 20 : Description sommaire des conditions expérimentales des sonifications retenues pour l'expérimentation numéro 2.....	174
Tableau 21 Exemples de production de sonorités différentes avec JFugue.....	184
Tableau 22 : Organisation d'une trame de données Win-Shoe.....	201
Tableau 23 : Caractéristiques des capteurs de pression et du boîtier de communication sans fil Win-Shoe.	203

Résumé

Olivier Gutierrez

Using the auditory mode in an embedded biofeedback device used in the context of pathological gait

Thesis Supervisors :

Pierre Moretto
Emmanuel Dubois
Philippe Truillet

Abstract :

Biofeedback devices are still ad 'hoc developing nowadays. No model or conceptual framework exists which gathers and summarizes all the discoveries, making it difficult or impossible to compare one system to another nor reuse of one or more element. Few devices involve the user in the early stages of design. However, he is involved in its expectations of the system and in consideration of its physiological and cognitive abilities. The information that is returned to him will have an impact on both his personal commitment to the rehabilitation process in its motivation to carry on to completion.

In this context, the purpose of this thesis work is to make a contribution in the design and development of biofeedback devices, adopting an approach that considers the patient foremost as the system's user and placing him in the centre of the biofeedback loop.

Following two literature reviews on biofeedback systems and the use of the auditory modality, we present our first contribution: a user centered biofeedback system design framework that synthesizes the best practices of literature through a common terminology. It highlights the main components involved in the biofeedback loop: sensors, data, low-level processing, multi-sensor fusion, high-level operation and finally rendering. We complete this framework by what we see as a fundamental point: the chain of influence. It relates to the study of biofeedback systems, but also helps to clearly define the goals of the stakeholders that are the practitioner and the user. It cares for the capabilities of the latter and finally the context of use.

The following contributions focus on the information presented back to the user: the rendering. A first experiment evaluates discriminable sound levels by users without learning. The second compares different techniques describing the evolution of plantar pressure within walking to assess the most likely way to allow users to distinguish a pathological walking of healthy walking.

Finally, we present the sound exploration tools we have designed and developed, complemented by a plantar pressure device emulator.

Keywords:

Human-computer interaction, design, mobile device, biofeedback, pathological gait, auditory modality

Discipline : Computer Science

Institut de Recherche en Informatique de Toulouse — UMR 5505

Université Paul Sabatier, 118 route de Narbonne, 31 062 Toulouse Cedex 4, France

Olivier Gutierrez

Utilisation de la modalité auditive dans un dispositif embarqué de biofeedback utilisé dans le contexte de la marche pathologique

Directeurs de thèse :

Pierre Moretto
Emmanuel Dubois
Philippe Truillet

Résumé :

Les systèmes de biofeedback sont encore développés de façon ad hoc de nos jours. Aucun modèle ou cadre conceptuel n'existe qui regroupe et synthétise l'ensemble des découvertes réalisées, cela rendant difficile, voire impossible la comparaison d'un système à un autre pas plus que la réutilisation d'une ou plusieurs parties. Peu de dispositifs impliquent l'utilisateur dès les premières étapes de la conception. Il est pourtant partie prenante, dans ses attentes envers le système et dans la prise en compte de ses capacités physiologiques ou cognitives. L'information qui lui est restituée aura un impact certain, tant sur son engagement personnel dans le processus de rééducation que dans sa motivation à le mener jusqu'à son terme.

Dans ce contexte, l'objectif de ces travaux de thèse est de faire un apport dans la conception et le développement des dispositifs de biofeedback, en adoptant une approche qui considère le patient avant tout comme l'utilisateur d'un système et en le plaçant au centre la boucle de biofeedback.

Après deux revues de littérature sur les systèmes de biofeedback et sur l'utilisation de la modalité audio, nous présentons notre première contribution : le cadre de conception de systèmes de biofeedback centré utilisateur qui synthétise les meilleures pratiques de la littérature à travers une terminologie commune. Il met en évidence les principaux composants qui interviennent dans la boucle de biofeedback : les capteurs, les données, les traitements de bas niveau, la fusion multi capteurs, l'exploitation de haut niveau et enfin le rendu. Nous complétons ce cadre conceptuel par ce que nous considérons comme un point fondamental : la chaîne d'influence. Elle permet de définir ce qui a trait à l'étude des systèmes de biofeedback, mais aide aussi à préciser clairement les buts des parties prenantes que sont le praticien et l'utilisateur, les capacités de ce dernier et enfin le contexte d'utilisation.

Les contributions suivantes mettent l'accent sur l'information présentée en retour à l'utilisateur : le rendu. Une première expérimentation évalue les niveaux sonores discriminables par les utilisateurs sans apprentissage. La seconde compare différentes techniques décrivant l'évolution des pressions plantaires dans le cadre de la marche afin d'évaluer la technique la plus à même de permettre aux utilisateurs de discriminer une marche pathologique d'une marche saine.

Nous présentons enfin les outils d'exploration sonore que nous avons conçus et développés, complétés par un émulateur de dispositif de pressions plantaires.

Mots-clés :

Interaction Homme-machine, conception, dispositif mobile, biofeedback, marche pathologique, modalité audio

Discipline : Informatique

Institut de Recherche en Informatique de Toulouse — UMR 5505
Université Paul Sabatier, 118 route de Narbonne, 31 062 Toulouse Cedex 4, France