

Université de Franche-Comté
École doctorale SPIM

Thèse de Doctorat

Spécialité Sciences Pour l'Ingénieur et Microtechniques

Présentée par

Patrice ANDRIEU

Dispositif de stimulation olfactive pour
l'investigation en imagerie par résonance
magnétique fonctionnelle.

Soutenue le 13 Décembre 2013 devant la commission d'Examen :

Directeur de thèse :	Tijani GHARBI	Professeur Université de Franche-Comté
Rapporteurs :	Sylvain DELPLANQUE	Maître de recherches Université de Genève
	Dominique BARCHIESI	Professeur Université de Troyes
Examineur :	Thierry MOULIN	Professeur Université de Franche-Comté

Remerciements

Le travail de thèse présenté dans ce manuscrit a débuté au sein du département d'optique P. M. Duffieux. Je tiens à remercier à ce titre son directeur Hervé MAILLOTTE. J'ai rejoint au cours de cette thèse le laboratoire de neurosciences de Besançon et je remercie son directeur, Jean-Louis MILLOT, de m'avoir donné le temps nécessaire pour rédiger ce manuscrit.

Je tiens à remercier les personnes qui ont soutenu et accompagné ce projet, Thierry MOULIN, Vincent BONNANS, et Tijani GHARBI, qui a dirigé ce travail de thèse.

J'exprime mes remerciements à Sylvain DELPLANQUE, maître de recherche à l'université de Genève et Dominique BARCHIESI, Professeur à l'université de Troyes, pour avoir accepté de rapporter ce travail. Je remercie aussi le professeur Thierry MOULIN pour avoir accepté de présider ce Jury de thèse.

Merci également à toutes les personnes qui m'ont accompagné pendant cette thèse.

Table des matières

Remerciements	0
1 Introduction	5
1.1 Le système olfactif chez l'homme	5
1.2 Imagerie fonctionnelle cérébrale	7
2 État de l'art	11
2.1 Préparation et présentation des stimuli olfactifs	11
2.1.1 Techniques développées pour des études hors IRM	11
2.1.2 Techniques spécifiques aux études en IRM	15
2.2 Présentation des odeurs et respiration	20
2.3 Caractérisation des systèmes de stimulation	22
2.3.1 Les temps de latence	22
2.3.2 La concentration	23
2.4 Bilan de l'état de l'art	23
3 Conception du stimulateur olfactif	25
3.1 Vue d'ensemble du système	25
3.2 Détecteur de respiration	27
3.2.1 Description du dispositif	27
3.2.2 Capteur de pression et conditionnement du signal	29
3.2.3 Génération du signal de sortie et affichage	29
3.3 Système pneumatique	32
3.3.1 Principe du système pneumatique	32
3.3.2 Conception du système pneumatique	32
3.4 Contrôleur	35
3.4.1 Activation des sorties et protocole de communication	35
3.4.2 Programmation du contrôleur	39

3.5	Diffusion des odeurs	41
3.5.1	Mélangeur	41
3.5.2	Présentation de l'odeur	43
3.6	Outils pour la caractérisation du système	44
3.6.1	Mesure des temps de réponse	45
3.6.2	Mesure de la concentration	46
4	Caractéristiques des diffuseurs	49
4.1	Système porte-filtre	49
4.1.1	Disque de feutre	49
4.1.2	Forme annulaire de section carrée	51
4.1.3	Dynamique du système	58
4.2	Système bonbonne	60
4.2.1	Présentation du dispositif	60
4.2.2	Caractérisation	60
4.2.3	Stabilité de la concentration dans le temps	61
4.2.4	Effet du flux d'air et de la dilution sur la concentration	63
4.2.5	Dynamique du système	64
4.3	Conclusion	66
5	La Modulation de largeur d'impulsion (MLI)	69
5.1	Principe de la MLI	69
5.2	Modèle théorique	70
5.2.1	Modèle simplifié	70
5.2.2	Fonctionnement asynchrone des électrovannes	72
5.2.3	Comportement du flux porteur	73
5.2.4	Conclusion	75
5.3	Évolution temporelle de la concentration	75
5.3.1	Fréquence de découpage	75
5.3.2	Filtre en peigne	77
5.3.3	Filtre par propagation de la concentration dans un tube	80
5.4	Adaptation du contrôleur à la MLI	85
5.4.1	Fréquence de découpage	85
5.4.2	Débit d'air et comportement du système	86
5.4.3	Ajustement de la concentration par dilution	87

<i>TABLE DES MATIÈRES</i>	3
5.5 Modulation de l'intensité perçue	88
5.5.1 Présentation de l'étude	88
5.5.2 Choix des dilutions des produits odorants	88
5.5.3 Matériel et méthodes	90
5.5.4 Résultats	90
5.5.5 Conclusion	92
6 Conclusion	93
6.1 Bilan	93
6.2 Perspective	94

1 Introduction

1.1 Le système olfactif chez l'homme

L'étude de l'olfaction, tous domaines confondus, a longtemps été négligée par rapport à l'étude d'autres sens comme la vue ou l'ouïe. Plusieurs raisons peuvent être évoquées. Tout d'abord, l'olfaction est souvent considérée comme peu importante chez l'Homme. Les maladies liées à la vue ou à l'ouïe font partie du langage courant. La cécité ou la surdité sont connues de tous. Ce sont des maladies handicapantes et reconnues comme telles. Les troubles de l'odorat sont, quant à eux, moins visibles et de ce fait moins connus ou négligés. L'anosmie est ainsi une maladie bien moins connue mais pourtant très handicapante, voire dangereuse. En effet, les individus atteints d'anosmie totale ou partielle sont plus sujets aux accidents domestiques [1, 2]. Une autre raison de cette méconnaissance souvent évoquée est la complexité du système olfactif d'un point de vue chimique. Depuis les années 30, des chercheurs se penchent sur le sujet [3, 4, 5, 6] et, grâce à eux, la compréhension des mécanismes mis en jeu n'a cessé de progresser. Dans ce domaine, ce sont les recherches de Richard Axel et Linda Buck, prix Nobel 2004, qui ont révolutionné cette branche de la recherche sur l'olfaction en 1991 [7]. Dans les sciences cognitives, la recherche a, là aussi, énormément avancé à ce sujet et en particulier dans les neurosciences.

L'av nement de l'IRMf y a contribué. La présentation maîtrisée de stimuli olfactifs n'est pas une tâche aisée. L'environnement et les conditions dans lesquelles se trouve le sujet passant une IRM ne facilitent pas l'exercice. Dans de nombreuses études en IRMf, les stimulations doivent être temporellement et « quantitativement » bien contrôlées [8]. Plusieurs équipes ont développé des stimulateurs adaptés à l'IRM. Certains de ces appareils sont très performants, d'autres moins mais leur simplicité et leur c ut font leur force. Nous avons donc choisi d'aborder le sujet d'une manière différente en concevant un stimulateur olfactif modulaire. En effet, nous avons décomposé ce stimulateur en modules autonomes remplissant chacun une fonction « simple ». Cela présente des avantages : (1) chaque module évolue indépendamment de l'autre, ce qui simplifie le développement du système, (2) certains modules peuvent ne pas être utilisés pour simplifier l'emploi de l'appareil quand cela est possible, (3) chaque module est utilisable à d'autres fins. C'est grâce à cette modularité que nous avons pu faire évoluer notre stimulateur et proposer une technique novatrice de contrôle de l'intensité des stimulations. Mais avant d'aller plus loin dans les techniques de stimulation olfactive, nous allons décrire le système olfactif humain afin de bien comprendre la difficulté à quantifier une stimulation.

Notre système olfactif nous permet de détecter environ 10 000 substances chimiques. Pour détecter ces molécules volatiles, nous possédons deux systèmes complémentaires : le système olfactif dit 'principal', et le système trigéminal.

La région olfactive se situe dans la partie haute des cavités nasales (fig. 1.1). L'appareil olfactif est composé d'une partie extra-crânienne, l'épithélium olfactif, et d'une partie intra-crânienne constituée en particulier du bulbe olfactif, première région cérébrale à traiter l'information. L'épithélium olfactif accueille les neurorécepteurs olfactifs (ou neurones olfactifs). Un neurorécepteur olfactif est un neurone bipolaire. Il se prolonge à une extrémité par un axone (pôle basal remontant vers le bulbe) et se termine à l'autre extrémité par des cils olfactifs (pôle apical descendant vers les cloisons nasales). Les cils olfactifs se situent à l'extérieur de l'épithélium olfactif. Cette surface de l'épithélium est recouverte de mucus qui humecte la surface et dans lequel baignent les cils. Des cellules glandulaires sécrètent continuellement le mucus. Le mucus constitue un solvant pour les molécules olfactives et assure leur parcours jusqu'aux cils. Les cils olfactifs sont recouverts de récepteurs moléculaires au sein desquels s'effectue la transduction de message chimique en message électrique. Ce message électrique remonte vers le bulbe olfactif qui traite l'information.

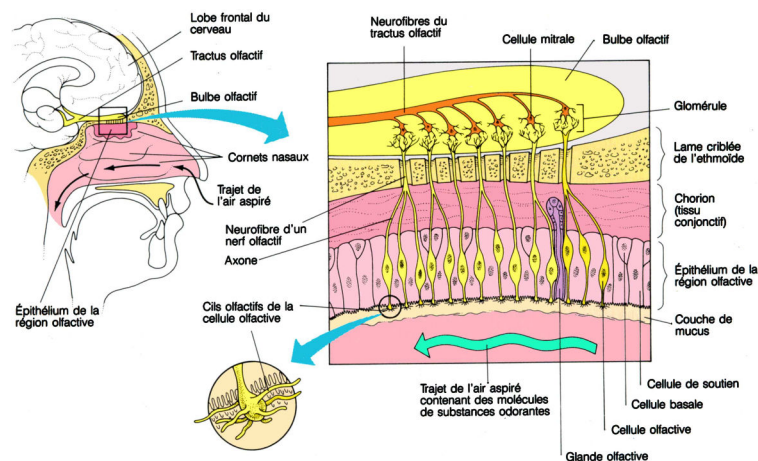


FIGURE 1.1 – Description du système olfactif primaire (adapté de [9].)

Si le système olfactif principal nous permet de différencier un grand nombre de molécules odorantes, d'autres informations liées à la stimulation olfactive nous parviennent du système trigéminal. Le nerf trijumeau est le plus long nerf crânien. Il s'étend sur une grande partie du visage et remonte sur l'os frontal. Des branches de ce nerf innervent la muqueuse nasale (branches ophtalmique et maxillaire). Ce système trigéminal permet non pas de sentir une odeur, mais de ressentir l'effet irritant d'une molécule et d'autres sensations somesthésiques comme la chaleur ou le frais. Le système trigéminal participe donc à l'odorat et nous permet de détecter sans ambiguïté l'odeur de menthe, de moutarde ou de poivre. L'information trigéminal peut avoir une fonction de protection et engendre certains réflexes comme la diminution du rythme respiratoire.

Les molécules olfactives parviennent sur les systèmes olfactif et trigéminal par deux voies : la voie orthonasale (ou voie directe) ou la voie rétronasale (ou

voie indirecte). La voie rétronasale est empruntée par les molécules olfactives lors de la mastication ou de l'expiration. L'air portant ces molécules provient donc des poumons lors de l'expiration ou de la bouche lors de la mastication : ces deux provenances se rejoignent au carrefour rhino-pharyngé et sont donc très liées dans le sens où l'expiration fait remonter vers les cavités les odeurs contenues dans la bouche. La voie qui nous intéresse le plus dans cette thèse est la voie orthonasale ou voie directe. Les molécules olfactives parviennent au système sensoriel lors de l'inspiration en passant par les narines. C'est principalement par cette voie que la stimulation générée par le stimulateur olfactif sera ressentie.

La complexité du système olfactif, les composantes odorantes et trigéminales des odeurs, impliquent qu'une odeur peut être perçue différemment selon la concentration à laquelle elle est présentée au sujet [10]. Une odeur perçue comme plaisante pour une concentration, peut être perçue comme déplaisante pour une concentration différente [11]. On comprend donc la nécessité de maîtriser la présentation des odeurs.

1.2 Imagerie fonctionnelle cérébrale

L'étude fonctionnelle du cerveau a commencé au 19^{ème} siècle. La méthode d'investigation était post-mortem. Elle consistait à étudier des pathologies psychologiques chez des patients de leur vivant, puis à les autopsier afin de trouver les lésions cérébrales ou malformations responsables de leurs troubles. C'est ainsi que Broca et Wernicke ont découvert les aires cérébrales liées au langage et portant leurs noms.

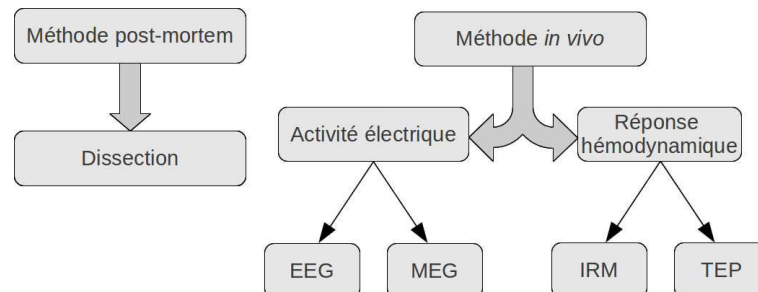


FIGURE 1.2 – Les différentes méthodes d'études d'exploration du cerveau.

De nos jours, l'évolution des techniques d'imagerie cérébrale nous permet de faire des études *in vivo* (fig. 1.2). Les techniques d'imagerie fonctionnelle cérébrale permettent d'observer l'activité cérébrale, de la quantifier et de la localiser. On peut classer ces méthodes en deux grandes familles : les méthodes de mesure de l'activité cérébrale directes et indirectes. Lorsqu'un neurone est activé, il génère un signal électrique qui se traduit par une onde électromagnétique que l'on peut capter au niveau du cuir chevelu. Cette onde électromagnétique peut être mesurée à l'aide de deux techniques : l'électroencéphalographie (EEG) qui enregistre l'activité électrique et la magnétoencéphalographie (MEG) qui enregistre l'activité magnétique. Ce sont des techniques de mesure directe car elles mesurent un phénomène directement lié à l'activité des neurones : l'activité électrique. L'un des atouts de ces

techniques est leur résolution temporelle qui se situe aux alentours de 1 ms (fig. 1.3). l'EEG et la MEG ont respectivement une résolution spatiale de 10 mm et 5 mm . D'autres méthodes d'imagerie cérébrale sont basées sur l'activité hémodynamique du cerveau. Elles reposent sur le principe que l'augmentation de l'activité dans une zone cérébrale engendre une augmentation de la consommation d'oxygène et, de ce fait, une augmentation de l'activité hémodynamique. C'est avec ce principe que la tomographie par émission de positrons (TEP), dans les années 80, a permis d'observer avec une résolution spatiale de 4 mm l'activité cérébrale. Dans les années 90, c'est au tour de l'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle (IRMf) d'exploiter ce phénomène par la mesure de l'effet BOLD (Blood-Oxygen-Level Dependent). L'IRMf s'est imposée comme un outil d'imagerie cérébrale fonctionnelle devant la TEP grâce à sa résolution spatiale et temporelle mais aussi par le fait que ce soit une technique non invasive.

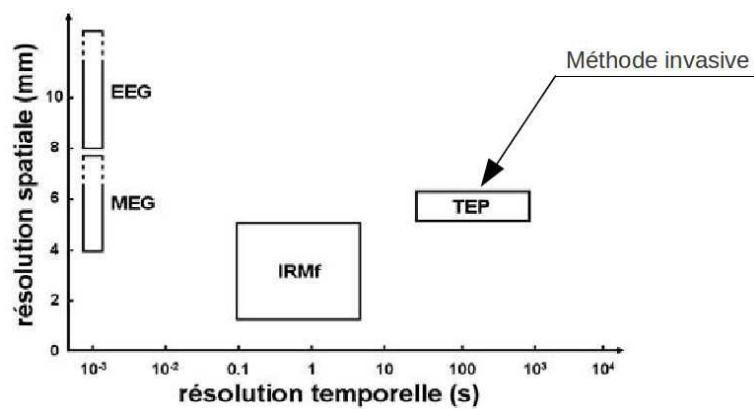


FIGURE 1.3 – Résolutions temporelle et spatiale des méthodes d'imagerie fonctionnelle courantes .

Les études en IRMf consistent à comparer deux états d'activité d'un sujet afin de déterminer quelles zones sont plus activées (ou désactivées) dans un état que dans l'autre. Les états du sujet sont modulés par une tâche à accomplir, une stimulation, ou les deux. L'effet BOLD que l'on cherche à mesurer ne représente qu'une faible partie du signal mesuré (moins de 1 %). Chacun des états doit donc être répété un assez grand nombre de fois et durer assez longtemps pour que l'analyse statistique qui est réalisée en post-traitement donne des résultats satisfaisants. Pour cela, un paradigme est établi. Il précise la durée des événements et leur enchaînement chronologique.

Lors du déroulement de la séquence de tâches et/ou de stimulation, le sujet peut renvoyer des informations, des réponses, qui peuvent être retournées oralement, par un clavier ou d'autres méthodes (fig. 1.4). Pendant cette séquence, les images IRMf sont acquises en continu. En parallèle, des mesures physiologiques peuvent aussi être enregistrées.

Le traitement des images IRMf commence par un groupement des images en fonction des activités que l'on souhaite comparer. Ce groupement peut se faire en fonction des stimulations reçues ou tâches accomplies par le sujet, des réponses retournées par le sujet, par les mesures physiologiques, etc... Une fois ces images

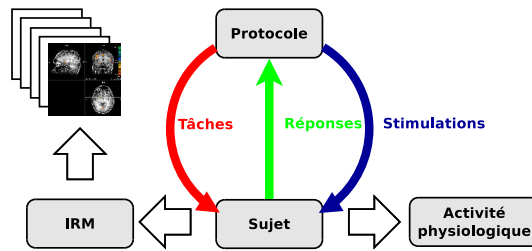


FIGURE 1.4 – Interaction du sujet avec l'environnement expérimental lors d'une étude en IRMf.

groupées, elles sont « sommées » par groupe puis comparées.

Pour déterminer quelles zones cérébrales sont plus activées pendant une phase de stimulation qu'une phase de repos, on peut par exemple utiliser un paradigme en bloc. Le principe de ce paradigme est d'alterner les phases de repos (phases de contrôle) et les phases de stimulation (fig. 1.5). Les images prises pendant les phases de repos (en vert) sont « sommées » et « soustraites » aux images prises pendant les phases de stimulation (en rouge). Les images obtenues (en bleu) correspondent aux activités cérébrales sollicitées uniquement à la stimulation.

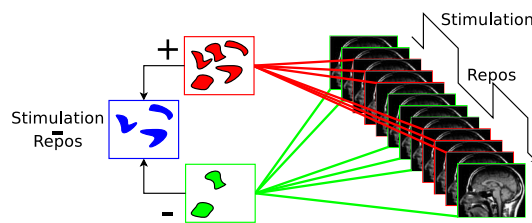


FIGURE 1.5 – Principe de soustraction des images IMRf.

Les études en IRMf liées à l'olfaction rencontrent deux difficultés : la difficulté liée à la maîtrise de la stimulation et les contraintes liées à l'IRMf. Nous aborderons dans ce manuscrit : (1) les différentes techniques de stimulation olfactive développées pour des études hors IRM et leurs adaptations pour l'IRM, (2) la conception détaillée d'un stimulateur olfactif et sa caractérisation, (3) les problématiques liées à la gestion des concentrations et une solution pour modifier simplement l'intensité des stimulations.

2 État de l’art

2.1 Préparation et présentation des stimuli olfactifs

La préparation du mélange gazeux composé d’air et de molécules odorantes que l’on présente au sujet est une partie importante des stimulateurs olfactifs. En parcourant la littérature, nous allons voir que la diffusion des odeurs, leur sélection, l’ajustement de leur concentration et l’automatisation de ces processus ont donné lieu à des choix technologiques divers. La manière dont on présente l’odeur au sujet est aussi un choix complexe : des compromis sont à faire entre facilité de mise en oeuvre, contraintes pour le sujet et maîtrise de la stimulation.

2.1.1 Techniques développées pour des études hors IRM

Les recherches sur l’olfaction ont commencé il y a plusieurs siècles. Les premières études se rapprochent plus du recueil de faits, d’anecdotes commentées [12] que d’études méthodologiques. C’est en 1889 que l’on trouve la première publication portant sur l’évaluation quantitative de la capacité d’un individu à sentir une odeur [13]. C’est dans cette publication que H. Zwaardemaker propose de nommer *olfactometer* l’instrument qui lui permet de faire ses mesures. Zwaardemaker a conçu un appareil permettant d’ajuster très simplement la concentration du produit odorant dans l’air inspiré par le sujet. Le sujet place ses narines au dessus de deux tubes coudés vers le haut (fig. 2.1). A l’autre extrémité, deux tubes enduits de produit odorant sur leur surface intérieure coulissent à l’extérieur des tubes par lesquels la personne inspire. En modifiant la position relative de ces tubes, la surface de contact

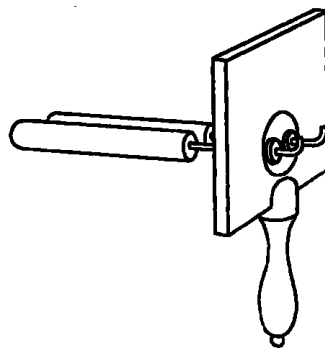


FIGURE 2.1 – Olfactomètre de Zwaardemaker conçu en 1889 [14].

entre l'air et le produit odorant varie et induit une variation de la concentration du produit dans l'air inspiré par le sujet. Des graduations permettent de noter la position du tube coulissant. On retrouve une utilisation de cet appareil deux ans plus tard pour une étude portant sur le goût et l'odeur [14].

Par la suite, des dispositifs plus performants ont été utilisés pour déterminer les seuils de détection des odeurs. L'importance d'une bonne maîtrise de la stimulation est alors mise en avant et les premiers stimulateurs olfactifs dynamiques voient le jour [15, 16] : les flux d'air utilisés par les dispositifs ne sont plus induits par l'inspiration du sujet comme le proposait Zwaardemaker mais générés par le système et présentés au sujet. Une solution proposée par Bozza est de faire circuler de l'air dans une canalisation rectangulaire comportant une ouverture dans laquelle le sujet place son visage (fig. 2.2(A)). L'air qui circule dans le conduit est odorisé. Le sujet est stimulé tout en gardant une respiration naturelle. Le réglage de la concentration des molécules odorantes dans l'air se fait en diluant un flux d'air saturé en vapeur de produit odorant dans un flux d'air pur (sans odeur).

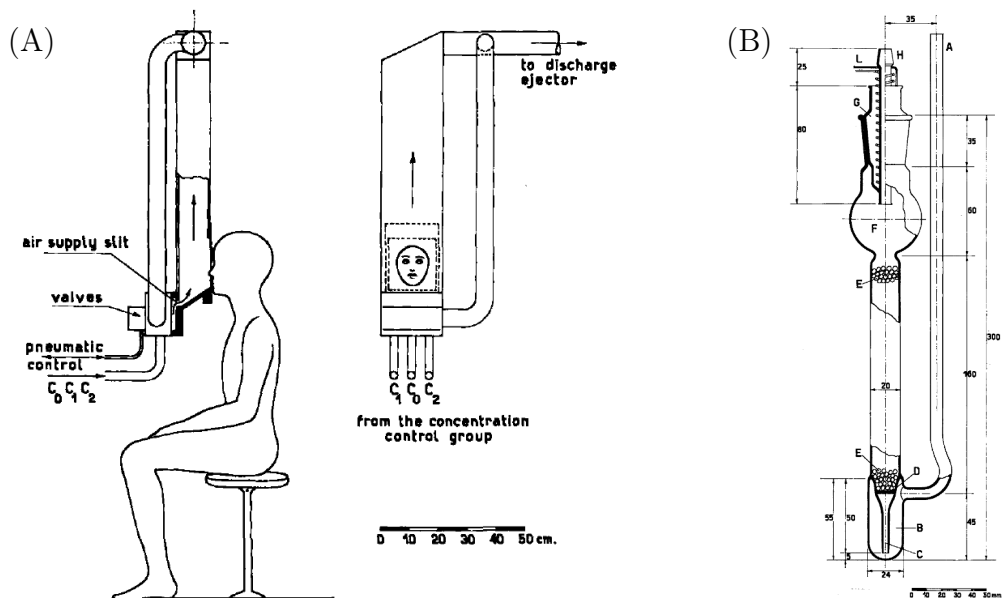


FIGURE 2.2 – Stimulateur olfactif proposé par Bozza en 1960 [16].(A) Le sujet sent les odeurs présentées tout en gardant une respiration naturelle.(B) Saturateur utilisé par Bozza.

Pour saturer l'air, Bozza a élaboré un saturateur (fig. 2.2(B)). Le liquide odorant est placé dans le bas de l'appareil en B. L'air entre par le tube A et fait remonter par C le liquide dans la chambre E où sont disposées des billes en verre. Les billes, enduites du liquide, offrent une grande surface d'évaporation assurant que l'air traversant la chambre soit bien saturé. Une fois saturé, l'air passe par le ballon F pour éviter que les gouttelettes remontent vers la sortie. La température du saturateur est contrôlée par un thermostat pouvant être réglé selon les produits et débits utilisés. Pour écarter le risque de condensation due à une température du saturateur plus élevée que celle de la canalisation de sortie, le tube H conduisant les vapeurs du saturateur au mélangeur (où l'air pur se mélange à l'air saturé) est

réchauffé par une résistance.

La méthode de gestion des concentrations de Bozza sera reprise par Stone [17] en 1968. Le stimulateur olfactif proposé par Stone a été conçu pour les études comportementales et physiologiques. Plus qu'une bonne maîtrise de l'intensité de l'odeur, c'est la répétabilité de la stimulation qui va guider la conception de cet appareil. Pour présenter l'odeur au sujet, un caisson en plexiglas de base carrée de 38 cm de côté et de 30 cm de hauteur est alimenté en air par le système pneumatique qui gère les flux d'air et les odorise. Le sujet place la tête dans ce caisson et, en gardant une respiration naturelle, il va pouvoir sentir les odeurs proposées. Le caisson est alimenté par un débit d'air variant de 185 à 325 L.min⁻¹. L'air est donc recyclé toutes les 8 à 14 s. On voit là les limites de cette méthode. Mais l'atout de cet appareil réside dans la semi-automatisation des stimulations. En effet, les flux d'air sont gérés par des électrovannes pilotées par des temporisations. Il est possible de régler le temps de stimulation et le temps inter-stimulation ou de piloter manuellement le système.

Dans la continuité, Eyferth publiera un stimulateur olfactif proposant 24 odeurs à 10 concentrations différentes [18]. Comme pour les stimulateurs olfactifs décrits ci-dessus, Eyferth utilise des saturateurs traversés par de l'azote. L'azote saturé de vapeur de produit odorant est dilué dans un flux d'air pur. L'azote est injecté par un filtre poreux dans les bouteilles F (fig. 2.3) contenant le liquide odorant. La dilution de l'azote saturé dépend de l'électrovanne D par laquelle il est injecté dans le réseau de capillaires C. À chaque bifurcation du réseau, deux tiers du flux est dirigé vers un échappement et un tiers est transmis à la bifurcation suivante. Les concentrations suivent donc une suite géométrique dont la raison est un tiers et dont l'itération dépend de la vanne D utilisée. La sélection des odeurs et la concentration à laquelle elles sont présentées au sujet sont gérées par des électrovannes permettant l'automatisation du dispositif. La présentation des odeurs se fait par un dispositif constitué de deux tubes munis d'un bulbe à chaque extrémité. Le sujet place les bulbes dans ses narines. Les tubes sont reliés au dispositif décrit précédemment et à l'échappement afin d'évacuer le surplus d'air. Le débit utilisé (13 L.min⁻¹) est suffisamment important pour que le sujet ne puisse pas inspirer l'air situé dans l'échappement.

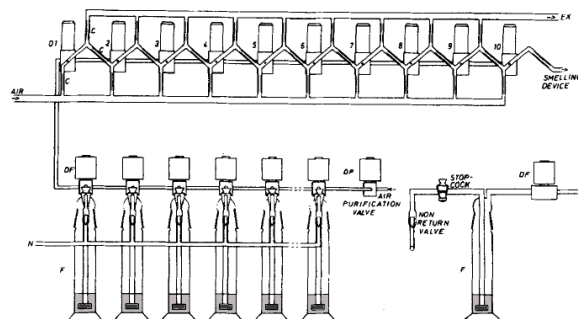


FIGURE 2.3 – Stimulateur olfactif proposé par Eyferth en 1970 [18]. Le système de dilution des odeurs permet d'automatiser le réglage de la concentration des molécules odorantes dans l'air.

Par la suite, la technique a évolué vers une automatisation des systèmes. C'est dans les années 80 que les stimulateurs olfactifs profitent des avancées technologiques et en particulier de la micro-informatique [19].

En 1988, Kobal et Hummel, pour étudier les potentiels évoqués dus à des stimulations trigéminales et olfactives, proposent un stimulateur olfactif délivrant des stimuli de 200 ms [20]. Le principe est de diriger deux flux d'air en direction du sujet : un pur, l'autre transportant les molécules odorantes. C'est en créant un dépression que l'un ou l'autre des flux parvient aux narines de la personne (fig. 2.4). La pompe P1 alimente les canaux B (divisé en quatre : B1, B2, B3 et B4), O, D et C. La somme des flux D et O est égale au débit de C. Les flux D et C sont uniquement de l'air pur. Les odeurs sont transportées par O (O1, O2, O3, O4 suivant l'odeur que l'on souhaite présenter) et diluées dans D. Une pompe à vide P2 alimente les deux canaux S (divisés en quatre pour chaque odeur : S1, S2, S3 et S4) et E qui aspire soit E1, soit E2. Les flux D et C traversent une bouteille d'eau distillée. Les flux O traversent des bouteilles contenant les solutions odorantes.

Quand aucune odeur n'est envoyée, l'air est évacué par E1. C'est le flux C qui est présenté au sujet par la sortie N. Le flux B est envoyé vers les cylindres odorants et directement aspiré par S et les flux O sont coupés. Lors de la présentation d'une odeur, C est aspiré par E2 et les flux D et O parviennent au sujet via N.

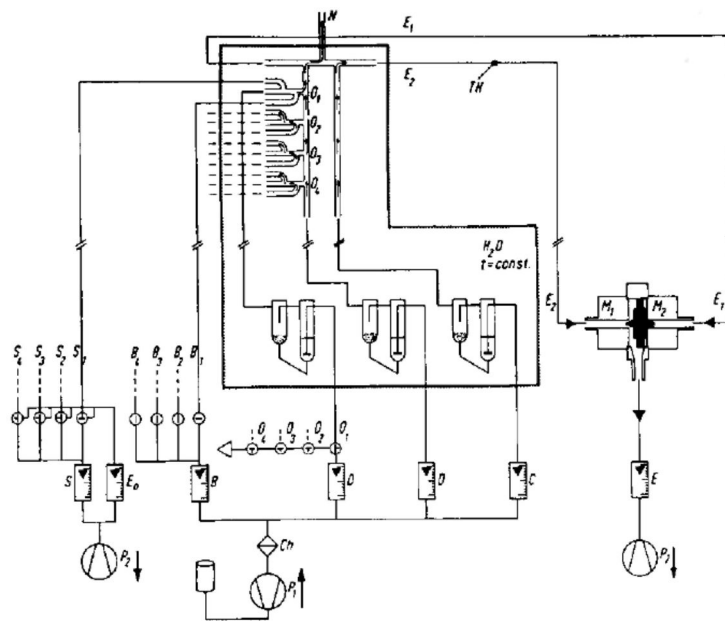


FIGURE 2.4 – Schéma du stimulateur proposé par Kobal et Hummel en 1988 [20].

Proposant une approche différente des stimulateurs olfactifs dynamiques, Owen [21] développe un stimulateur olfactif dont le principe est de délivrer de faibles quantités d'air odorisé dans un masque facial à l'aide de pousse-seringues (fig. 2.5). Les pousse-seringues sont pilotés par un microcontrôleur. Un spiromètre permet de synchroniser l'injection de l'odeur dans le masque avec l'inspiration du sujet.

Depuis les années 90, l'engouement pour l'IRMf a amené les laboratoires

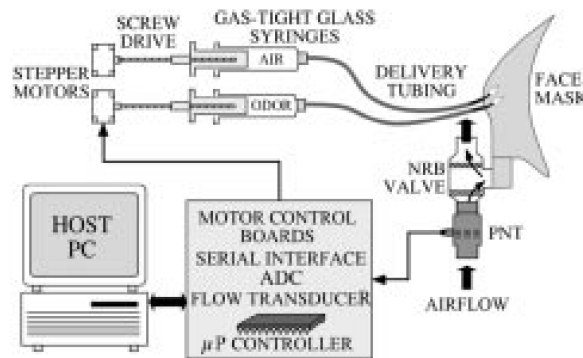


FIGURE 2.5 – Owen délivre les odeurs via des pousse-seringues [21].

à modifier ces stimulateurs olfactifs pour qu'ils soient IRM compatibles. En effet, le champ magnétique statique intense (entre 1.5 et 7 tesla) et les radio-fréquences ne permettent pas l'utilisation de matériaux ferromagnétiques à proximité de la machine et oblige à prendre certaines précautions lors de l'utilisation d'appareils électroniques dans l'enceinte de l'IRM.

2.1.2 Techniques spécifiques aux études en IRM

La façon la plus simple de présenter une odeur à un sujet placé dans une IRM est de lui présenter un tissu imbibé de liquide odorant. Cette méthode de stimulation, bien que rudimentaire, s'avère suffisante pour certaines études et peu coûteuse. C'est d'ailleurs sur ce principe qu'est basé le « Sniffin'Sticks » élaboré par Hummel [22]. Quelques études ont été réalisées comme cela [23, 24] mais très vite les limites de cette méthode ont été atteintes. Les stimulateurs olfactifs ont donc dû être repensés pour ce type d'étude afin de mieux maîtriser la stimulation et d'élargir le spectre des études pouvant être réalisées en IRMf.

L'un des premiers modèles de stimulateur olfactif contrôlé par ordinateur et IRM compatible, est proposé par Lorig en 1999 [25]. Trois types de flux d'air sont utilisés : un flux permanent, un second est utilisé pour transporter les molécules odorantes, et un troisième appelé flux de contrôle est envoyé lorsque aucune odeur n'est présentée au sujet (fig. 2.6). Les flux sont dirigés vers un collecteur dont la sortie est présentée au sujet. Les débits du flux de contrôle et du flux odorisé sont les mêmes. De ce fait, le flux d'air présenté au sujet reste constant. Le flux permanent a deux fonctions : il améliore le rinçage de système lorsque l'odeur n'est plus présentée et atténue les variations de débit dues à l'ouverture et à la fermeture des électrovannes. Le flux d'air transportant les vapeurs odorantes est dirigé vers différents canaux selon l'odeur à présenter. Les canaux d'odeur, notés I, II, III sur la figure 2.6, sont composés de deux flux : un flux d'air noté « a », dirigé vers le diffuseur d'odeur associé au canal, et l'autre noté « b » directement relié au collecteur. Tout en gardant le même débit, les vapeurs odorantes peuvent alors être plus ou moins diluées. Pour la partie technique, une pompe à air va alimenter plusieurs régulateurs de débit. Un régulateur de débit permet d'ajuster le flux d'air permanent

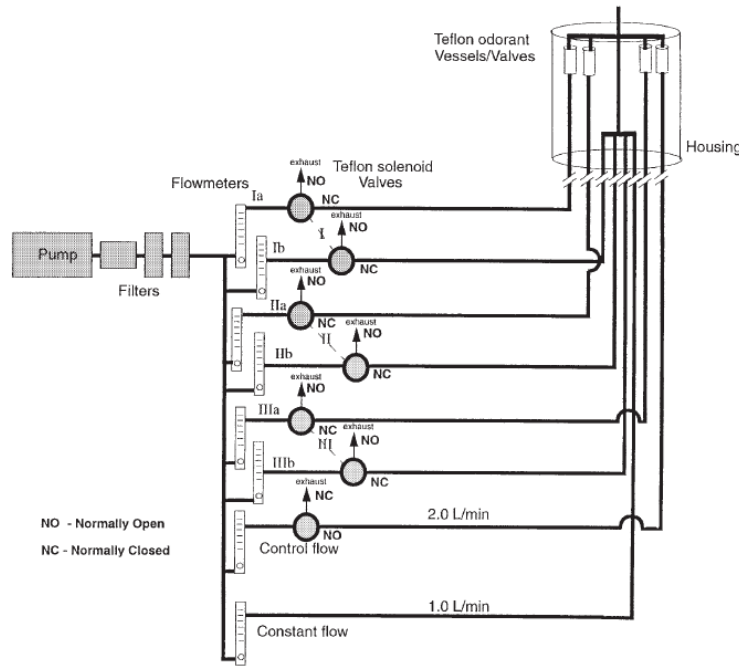


FIGURE 2.6 – Schéma du stimulateur IRM compatible et contrôlé par ordinateur publié par Lorig en 1999 [25] .

qui est directement dirigé vers le mélangeur. Un autre régule le flux de contrôle, qui lui passe par une électrovanne normalement ouverte avant de rejoindre le collecteur. Pour chaque canal, deux débitmètres et deux électrovannes sont nécessaires pour ajuster les débits « a » et « b » et contrôler la présentation des stimuli dans le temps. Les électrovannes utilisées sont fabriquées par la société Cole Parmer. Ce sont des électrovannes rapides (moins de 15 ms pour l'ouverture ou la fermeture) dont les parties en contact avec le fluide sont en Téflon.

Pour diffuser les odeurs, des cylindres en Téflon dont la partie intérieure est recouverte de papier filtre imbibé de solution odorante sont traversés par les flux d'air à odoriser. Aux extrémités de ces cylindres, sont disposés deux clapets anti-retour afin d'éviter que les odeurs ne remontent vers le système. Ces cylindres sont placés au plus près du mélangeur qui lui-même est placé au plus près du sujet. Le but est de réduire le temps de latence du dispositif.

La partie contrôle et régulation des flux d'air est placée à distance (environ 7 m) de l'IRM pour les raisons évoquées précédemment. La partie diffusion des odeurs et mélangeur est, quant à elle, placée au plus près du sujet, dans l'IRM. Ces deux parties sont reliées par des tubes Tygon.

La même configuration est utilisée par Popp [26] : la diffusion des odeurs se fait au plus près du sujet. La gestion des flux est cependant plus simple. Après avoir été filtré, l'air médical qui alimente le système passe par un régulateur de débit puis alimente un distributeur pneumatique à trois sorties : deux sont connectées à des diffuseurs d'odeur et une est connectée à un diffuseur ne contenant pas de produit odorant. Cette sortie constitue le flux de contrôle. Le flux est présenté au sujet via

un masque nasal relié au vide pour éviter une contamination de l'air ambiant.

D'autres équipes ont choisi de ne pas séparer les parties diffusion et gestion des flux [27, 28, 29, 30].

La proposition de Lowen [27] est un stimulateur olfactif simple à réaliser, à utiliser, et son prix est dérisoire (environ 400 \$). L'air comprimé par la pompe du stimulateur (fig. 2.7) traverse : un régulateur de débit, deux filtres pour s'assurer que l'air soit exempt d'odeur et un flux-mètre. L'air est ensuite dirigé par deux électrovannes montées en arbre vers trois bouteilles contenant le liquide odorant. L'air est injecté dans le liquide puis un tube, placé en dehors du liquide, conduit l'air des bouteilles vers un collecteur. L'appareil étant placé à distance de l'IRM, un tube de 15 m relie la sortie du collecteur aux canules utilisées pour présenter l'odeur au sujet. Le temps de latence de ce dispositif varie de 3.6 à 18.1 s selon le débit d'air utilisé, ce qui ne permet pas de réaliser certains paradigmes du type « event related », mais peut convenir pour faire des paradigmes en block.

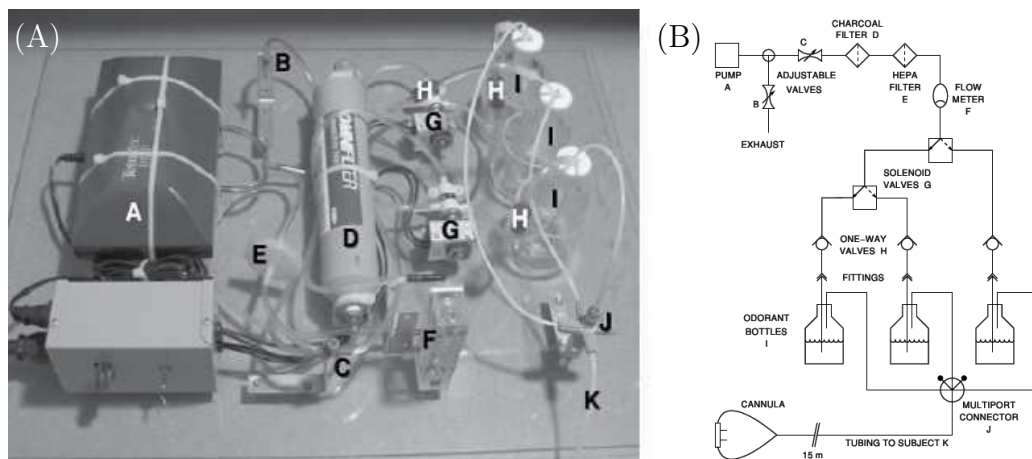


FIGURE 2.7 – Lowen publie un stimulateur olfactif IRM compatible à bas coût [27]. (A) Photo du stimulateur. (B) Schéma pneumatique du stimulateur olfactif.

Dans la même lignée, Sommer [30] propose un stimulateur olfactif à bas coût. Basé sur le même principe, le système est amélioré : les réglages et le contrôle du système se font par un logiciel.

Johnson [28] adapte le stimulateur olfactif de Kobal [20] pour les études en IRMf. C'est un stimulateur très complet permettant de travailler sur une narine à la fois. L'idée de Johnson est de réguler la température et l'humidité de l'air avant qu'il ne traverse les diffuseurs d'odeurs, de façon à ce que la concentration des produits dans l'air soit régulière. Il propose un diffuseur simple composé d'un raccord pneumatique standard (fig. 2.8(A)) en « T » et d'un bouchon.

Le système pneumatique (fig. 2.8(B)) est alimenté en air comprimé en A. L'air est chauffé par la résistance B régulée grâce à la sonde de température C placée en aval. Le flux d'air est divisé en deux : l'un traverse l'humidificateur D avant de rejoindre le second. Deux régulateurs E et F permettent de modifier la quantité

d'air passant par l'humidificateur afin d'ajuster l'humidité de l'air dans la suite du système. L'humidité de l'air est mesurée par la sonde G. Ce flux est ensuite divisé en quatre. Le flux régulé par H (Flux Pur FP) est directement dirigé vers le masque nasal par lequel sont présentées les odeurs au sujet. Les régulateurs de débit I et J alimentent deux batteries de cinq électrovannes K et L. Les cinq diffuseurs M sont alimentés par les deux batteries. De cette manière, deux odeurs peuvent être associées : l'une sélectionnée par une électrovanne K et l'autre par une électrovanne L. Les diffuseurs sont reliés au connecteur N alimenté en permanence par le flux d'air régulé par O. La sortie du collecteur (Flux Odorisé FO) est reliée au masque. Les tubes P et Q, correspondant respectivement à l'évacuation des odeurs (EO) ou l'évacuation de l'air pur (EP), sont reliés au masque. Ces tubes sont l'un ou l'autre connectés au vide R par l'électrovanne S. Le flux d'air évacué est régulé par T.

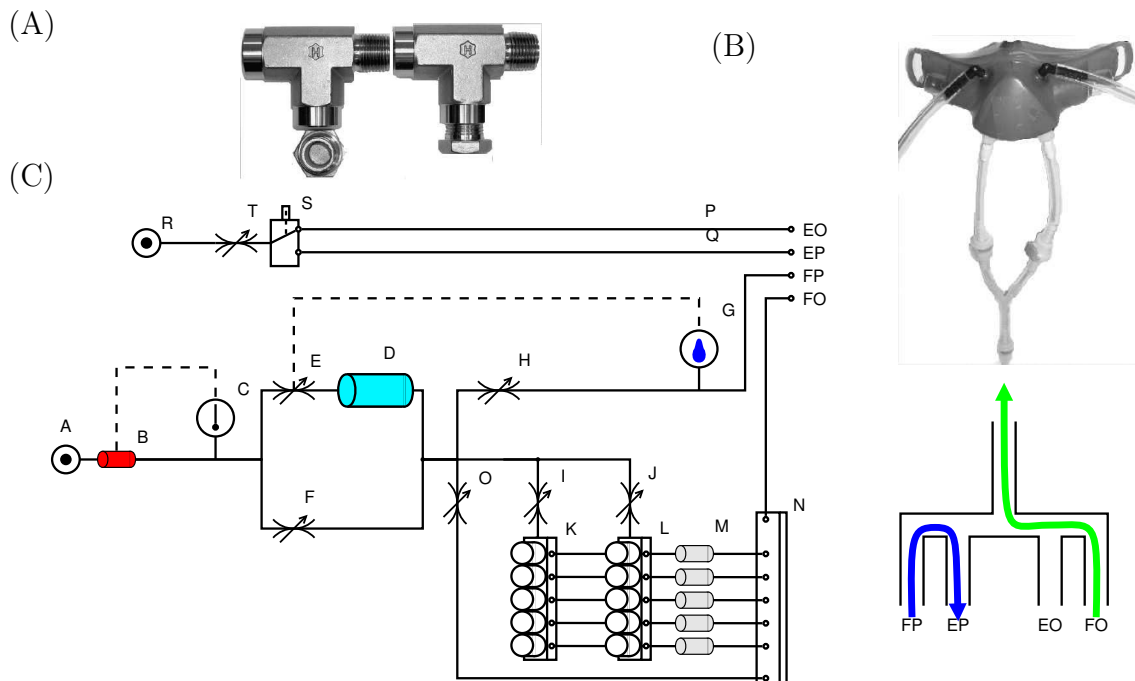


FIGURE 2.8 – Inspiré par le stimulateur olfactif de Kobal [20], Johnson l'adapte pour les études IRMf et améliore le système [28]. Johnson propose un diffuseur d'odeur basé sur un raccord pneumatique en « T » standard (A). (B) Système pneumatique. (C) Masque utilisé pour présenter les odeurs au sujet.

Les odeurs sont présentées au sujet via un masque (fig. 2.8(C)). Pour présenter une ou deux odeurs au sujet, les canaux d'odeur correspondants doivent être sélectionnés grâce aux électrovannes K et/ou L. Ensuite l'électrovanne S doit relier EP au vide. De ce fait, FP est évacué et FO parvient au sujet. Les deux tubes sur le haut du masque sont reliés au vide afin d'éviter l'accumulation d'odeur près du sujet. Certaines parties du système sont doublées pour stimuler indépendamment les deux narines.

En 2010, Lundström [29] reprend la conception de Lorig [25] mais en conservant les diffuseurs d'odeur à l'intérieur du stimulateur et non déportés près du sujet (fig. 2.9). Bien que ce ne soit pas mentionné dans la publication, ce stimulateur

olfactif pourrait très bien s'adapter à l'IRM. Après avoir été comprimé et filtré (1,2) et la pression régulée (3), le flux d'air est partagé en neuf flux passant chacun par un régulateur de débit : le flux régulé par (6) est directement relié au système de présentation des flux au sujet, les flux régulés par (4) sont gérés par les électrovannes (7) pilotées par un ordinateur (11,12). Ces électrovannes vont aiguiller le flux d'air vers les diffuseurs d'odeur. Pour éviter les augmentations de pression dans le système lors de la fermeture des vannes, des distributeurs « 3/2 » sont préférés aux électrovannes « 2/2 » : le flux d'air n'est plus coupé mais redirigé vers un échappement. Pour éviter une contamination des électrovannes par les odeurs, un clapet anti-retour (8) est placé en amont du diffuseur. Un second clapet anti-retour est placé en aval du diffuseur pour maintenir le système sous pression lorsque le canal n'est pas utilisé.

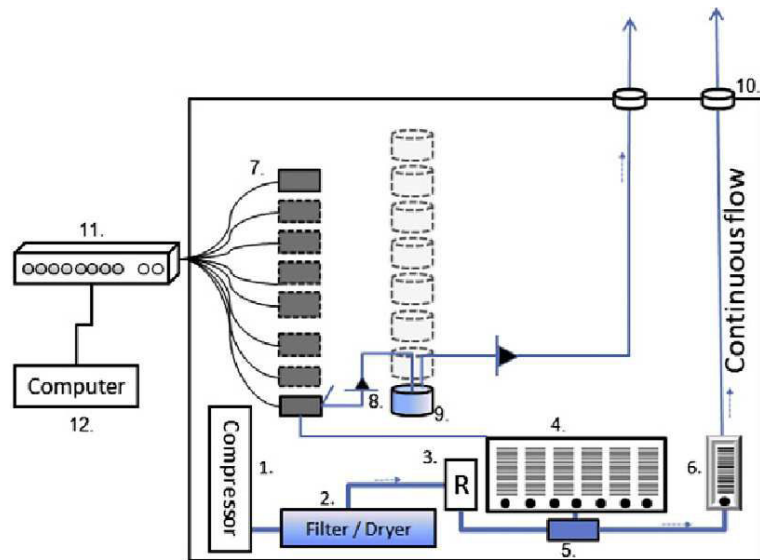


FIGURE 2.9 – Inspiré du stimulateur de Lorig [25], Lundström inclut les diffuseurs d'odeurs à l'intérieur du stimulateur et non près du sujet et propose des améliorations pour palier l'effet ouverture/fermeture des électrovannes qui provoque une légère chute de pression que le sujet pourrait ressentir [29].

Dans un registre différent des stimulateurs olfactifs décrits ci-dessus, Vigouroux propose un stimulateur olfactif semi-automatique dont le panel d'odeurs pouvant être utilisées est important [31]. Le stimulateur n'est pas contrôlé informatiquement mais un ordinateur va enregistrer les temps des événements (respiration, début et fin des stimulations). Le système est composé d'une seule ligne pneumatique alimentée par de l'air médical (fig.2.10). Le débit d'air est contrôlé par un détendeur et une vanne à pointeau. Le flux passe ensuite dans la tête d'injection où il est odorisé puis est dirigé vers le masque facial. Au repos, la pression dans la chambre de mélange bloque le clapet anti-retour à bille qui empêche l'air de remonter dans la chambre d'injection. Quand l'expérimentateur injecte l'odorant, la pression dans la chambre d'injection augmente. Le clapet anti-retour s'ouvre et l'odeur est diffusée dans la ligne pneumatique alimentant le masque. Le signal de la jauge de pression placée dans la chambre d'injection est enregistré par l'ordinateur. Une augmentation de pression indique le début de la stimulation (à la latence du système près).

L'expérimentateur est placé dans la salle IRM près du sujet (fig. 2.10). Un voyant lumineux lui indique le moment où le sujet doit être stimulé.

La respiration du sujet est mesurée par un capteur de pression relié à une ceinture ventrale. Ce signal passe par un convertisseur tension fréquence relié à des écouteurs. L'expérimentateur « entend » donc la respiration du sujet : le son est aigu lors des inspirations et grave lors des expirations. Cela lui permet de présenter l'odeur au moment de l'inhalation.

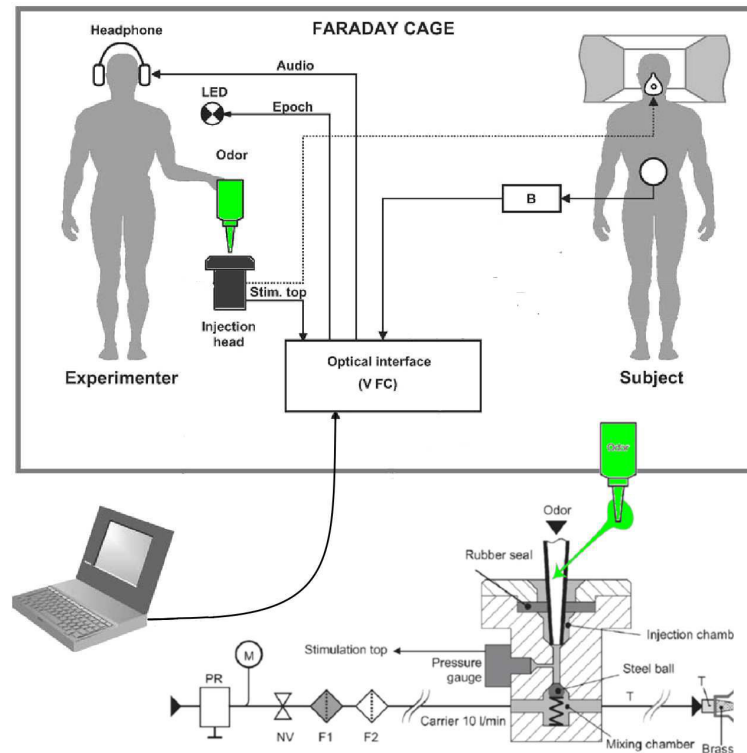


FIGURE 2.10 – Le stimulateur olfactif proposé par Vigouroux est semi automatique : c'est un expérimentateur qui injecte les odeurs dans le flux d'air en fonction des consignes visuelles et auditives qu'il reçoit[31].

2.2 Présentation des odeurs et respiration

Contrairement à une stimulation visuelle, auditive, tactile ou gustative, le stimulateur olfactif n'impose pas le moment de la stimulation : c'est une inspiration ou un « sniff » du sujet qui déclenche la stimulation. Pour certains protocoles, cela n'a que peu d'importance. Les paradigmes en « block » ne nécessitent pas forcément une maîtrise temporelle importante de la stimulation [30]. Les paradigmes événementiels demandent généralement une précision temporelle plus importante qu'un demi cycle respiratoire. Cependant, les solutions pour pallier ce problème diffèrent selon les besoins des protocoles mis en place :

- Si le moment de la stimulation doit être connu, la synchronisation de la présentation des odeurs aux phases d'inspiration n'est pas nécessaire.

Cependant, l'enregistrement de la respiration du sujet et des temps de stimulation sera indispensable.

- Si le moment de la stimulation n'a pas d'importance mais qu'il doit être synchronisé avec un autre évènement, la synchronisation de la présentation des odeurs aux phases d'inspiration est indispensable.
- Si le moment de la stimulation doit être contrôlé, il est alors possible d'imposer un rythme respiratoire au sujet [32]. La respiration du sujet est tout de même contrôlée pour s'assurer que l'exercice est correctement réalisé.

L'envoi des odeurs lors des inspirations limite aussi la contamination de l'air ambiant. Si certains dispositifs ne sont pas affectés par ce problème car ils évacuent l'air contaminé [26, 28], d'autres sont plus exposés à ce phénomène.

L'enregistrement de la respiration et la synchronisation de la présentation des odeurs sur les inspirations du sujet élargit le champ d'application des stimulateurs olfactifs.

On peut distinguer deux types de mesures sur la ventilation pulmonaire : la spirométrie qui est la mesure et l'étude des volumes ventilés utilisée pour diagnostiquer certaines maladies pulmonaires obstructives comme l'asthme ou pour le suivi des sportifs, et la mesure du rythme respiratoire où les volumes ne sont plus directement recherchés et l'accent est généralement mis sur la simplicité d'utilisation.

Les spiromètres mesurant directement le volume comme les spiromètres à cloche ne sont pas utilisés dans ce contexte. Ils fonctionnent en circuit fermé, ce qui implique un recyclage de l'air.

Les spiromètres mesurant le débit sont utilisés par certaines équipes pour enregistrer les mouvements ventilatoires et/ou synchroniser la présentation des odeurs avec la respiration du sujet [21, 26, 28]. Plusieurs types de spiromètres sont utilisables :

- le pneumotachographe
- le spiromètre à hélice
- le spiromètre à fil chaud
- le spiromètre à ultrason

Le pneumotachographe est souvent utilisé pour cette application. Ceci est sûrement dû à des habitudes car cet appareil est depuis longtemps utilisé. Cependant, les spiromètres à ultrason sont plus robustes. Ces quatre types de spiromètres sont toutefois employables. Des compromis sont à faire entre le coût, la simplicité de mise en oeuvre, l'entretien et les performances [33].

D'autres techniques ne permettent pas de remonter trivialement au volume ventilatoire mais donnent une image de la respiration suffisante pour mesurer le rythme respiratoire ou détecter les phases ventilatoires.

Des thermistances placées à la sortie des narines permettent de mesurer la respiration. Les deux narines doivent être équipées car il y a souvent une différence de débit entre elles [34]. La différence de température entre l'air ambiant et l'air expiré fait varier la résistance du capteur dans les phases d'inspiration et d'expiration. Cette technique demande quelques précautions lorsqu'elle est utilisée en IRM. L'utilisation

de ce type d'instrument n'est pas simple, la calibration est difficile et la latence de ce système peut être problématique [35].

La pression dynamique à la sortie des narines peut être captée par des canules nasales et mesurée par un capteur de pression. Cette méthode est bien adaptée à l'IRM et offre une bonne résolution temporelle à un moindre coût [35].

Une autre méthode bien adaptée à l'IRM est la mesure de la respiration par une ceinture abdominale et/ou une ceinture thoracique. Un capteur piezo-électrique permet de mesurer la tension sur la ceinture. Il est aussi possible d'utiliser une tube souple collé à une ceinture élastique et relié à un capteur de pression ce qui facilite son implantation en IRM.

2.3 Caractérisation des systèmes de stimulation

La caractérisation des stimulateurs olfactifs est une étape essentielle. Les paramètres généralement mesurés sont : les temps de réponses et la concentration des molécules odorantes dans l'air inspiré par le sujet.

2.3.1 Les temps de latence

Plusieurs méthodes sont utilisées pour mesurer les temps de latence des stimulateurs olfactifs. La méthode la plus simple est d'utiliser le système olfactif de l'homme. Les odeurs sont présentées à des sujets qui notent le moment où ils sentent l'odeur. Pour améliorer la mesure, les sujets doivent être alertés avant les stimulations afin de diminuer leur temps de réaction [27].

Lorig [25] propose une méthode bien adaptée aux stimulateurs dont les diffuseurs d'odeurs sont placés près du sujet. Cette méthode consiste à refroidir l'air dans les diffuseurs puis à placer un capteur de température à la sortie du dispositif. Un morceau de métal refroidi peut être placé à l'intérieur des diffuseurs d'odeurs et un thermocouple mesure la température à la sortie du dispositif. La faible bande passante du thermocouple peut être prise en compte pour une mesure plus juste.

L'évolution de la concentration de molécules odorantes dans l'air à la sortie du stimulateur peut être mesurée par un détecteur par photoionisation [29] ou un spectromètre de masse [31].

Certaines molécules sont facilement détectables en mesurant l'absorption des rayons lumineux les traversant. Johnson [36, 28] propose de remplacer les odeurs par de l'acétone et de détecter sa présence dans l'air à la sortie du stimulateur olfactif. L'air provenant du stimulateur passe par un tube en quartz (fig. 2.11). La source de rayons UV, composée d'une lampe décharge à mercure et d'un filtre laissant passer les UV, émet des rayons UV qui traversent le tube en quartz et le gaz qui le traverse. De l'autre côté du tube, une photodiode mesure l'intensité lumineuse. Quand l'acétone traverse le tube en quartz, une partie de la lumière est absorbée et le courant généré par la photodiode diminue.

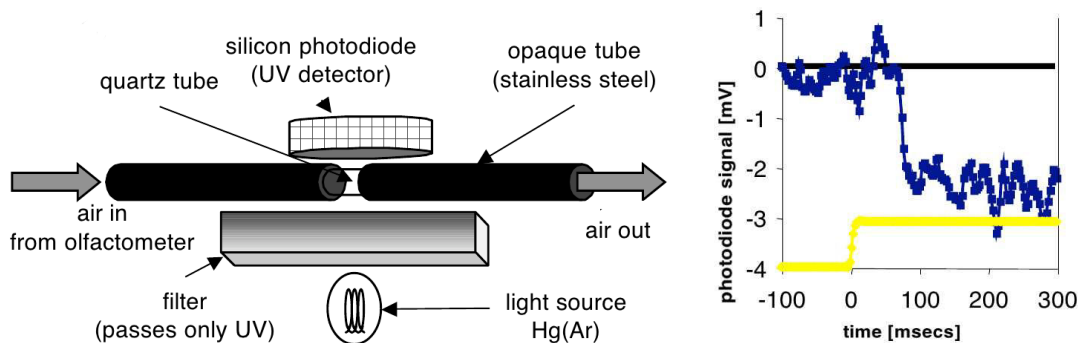


FIGURE 2.11 – Méthode proposée par Johnson [36, 28] basée sur la spectroscopie UV.

2.3.2 La concentration

On retrouve dans les méthodes de mesure de la concentration de molécules odorantes dans l'air deux méthodes également utilisées pour la mesure des temps de latence : la spectroscopie de masse [31] et la détection par photoionisation [28, 29]. La chromatographie en phase gazeuse est aussi utilisée [18, 19, 20]. L'intérêt de cette méthode, comme pour la spectroscopie de masse, est de mesurer la concentration mais aussi d'identifier les molécules.

2.4 Bilan de l'état de l'art

Depuis le stimulateur de Zwaardemaker en 1889, l'étude du système olfactif, de la physiologie et de la cognition en olfaction ont nécessité une évolution de ces appareils et des solutions technologiques ont été adoptées selon les besoins. Cela va des stimulateurs olfactifs les plus simples [27, 30] et peu coûteux aux stimulateurs les plus complexes [28] mais onéreux. Les moyens de mesure de concentration en produit odorant (comme la chromatographie en phase gazeuse) ont amélioré la caractérisation des appareils. Ils ont aussi élargi l'éventail des techniques de diffusion des produits odorants : sans ces moyens de mesure, seule la saturation des produits dans l'air suivie d'une dilution dans un air pur garantissait la teneur en molécules odorantes de l'air inspiré par le sujet. Les outils de mesure du temps de réponse des systèmes [25, 36] ont eux aussi largement participé à l'amélioration des stimulateurs et à leur caractérisation.

Un nombre important de stimulateurs olfactifs ont vu le jour dans les trente dernières années. La réalisation de tels appareils n'est pas simple, le coût peut être élevé, et les stimulateurs proposés dans ces publications sont parfois spécifiques à certaines utilisations. Nous proposons une alternative à ces appareils en réalisant un stimulateur olfactif à six canaux (six odeurs ou dilutions) polyvalent et modulaire : les fonctions du stimulateur, comme par exemple la diffusion des odeurs ou la gestion des flux d'air, sont réalisées par des modules interconnectés. Sa conception est simple, limitant ainsi le coût de l'appareil. Plusieurs systèmes de diffusion d'odeur ont été étudiés ainsi qu'une méthode d'ajustement de la concentration novatrice

inspirée de techniques utilisées en électronique et électrotechnique : la Modulation de Largeur Impulsion (MLI). Cette technique permet, sans modifications majeures du stimulateur, de proposer une gamme de concentration pour chaque canal. La concentration est commandée informatiquement, sans intervention de l'opérateur sur le système.

3 Conception du stimulateur olfactif

3.1 Vue d'ensemble du système

Le système que nous avons conçu est inspiré du stimulateur olfactif de Lorig [25]. La gestion des flux d'air est simplifiée et le système est conçu de façon modulaire afin de s'adapter aux besoins de chaque étude. L'appareil est constitué de 4 modules inter-connectés, qui remplissent chacun une fonction (fig. 3.1) :

- le système pneumatique A qui aiguille les flux d'air vers les diffuseurs d'odeur
- les diffuseurs d'odeur B
- le contrôleur C qui est l'interface entre l'ordinateur D et le stimulateur
- le détecteur de mouvement respiratoire E qui synchronise le contrôleur à la respiration du sujet

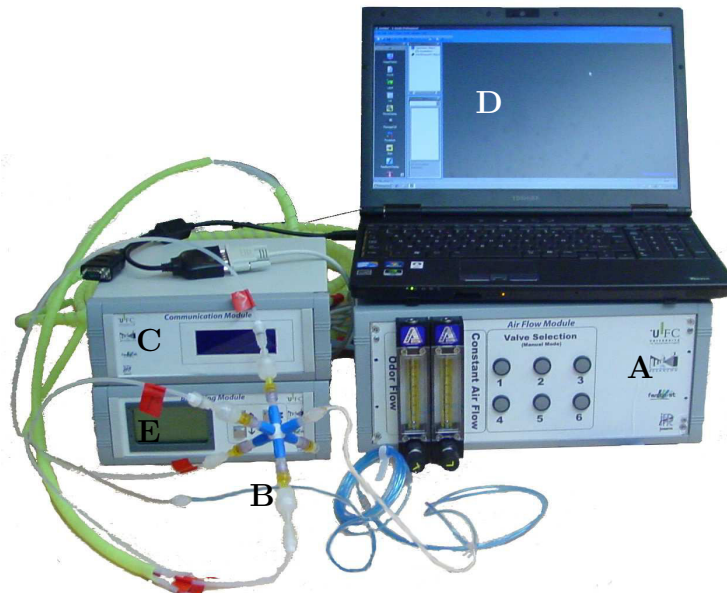


FIGURE 3.1 – Photo du stimulateur olfactif.

Ces modules sont indépendants et sont connectés selon les besoins. Si une étude ne demande pas de grande précision temporelle, le contrôleur et le détecteur de respiration peuvent être déconnectés et le système pneumatique contrôlé manuellement.

Pour un contrôle informatisé, le contrôleur doit être ajouté. Si une synchronisation avec la respiration est nécessaire, le détecteur de respiration doit être connecté. Cette modularité facilite son utilisation mais aussi son développement : les modules évoluent indépendamment les uns des autres.

Le système pneumatique, alimenté en air comprimé, est piloté par le contrôleur qui exécute les requêtes émises par l'ordinateur (fig. 3.2). A chaque changement d'état du système (début de présentation d'une odeur ou fin de présentation d'une odeur), le contrôleur renvoie l'information correspondante à l'ordinateur. Ces informations sont récupérées pour le post-traitement des images IRMf mais elles sont aussi utilisées dans certains protocoles pour gérer le déroulement d'une séquence. Cela peut par exemple éviter de présenter au sujet deux odeurs en même temps : avant de présenter une odeur, on attend la confirmation du contrôleur que la stimulation précédente est terminée.

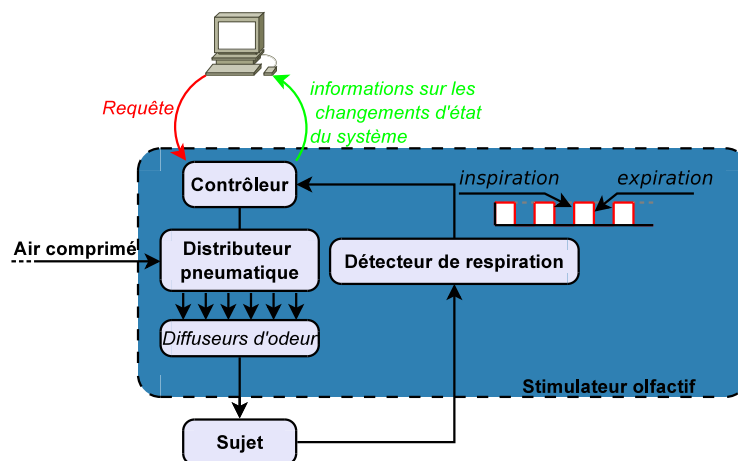


FIGURE 3.2 – Schéma de principe du stimulateur olfactif.

Le détecteur de respiration convertit la respiration du sujet en un signal d'horloge : les fronts montants représentent le début d'inspiration, et les fronts descendants représentent le début des phases d'expiration. C'est par ce signal que le contrôleur se synchronise sur la respiration du sujet.

L'environnement magnétique de l'IRM pouvant perturber les appareils électroniques, le système pneumatique, le contrôleur et le détecteur de respiration sont placés dans la salle de contrôle du scanner à l'abri de cet environnement. Les diffuseurs d'odeur sont placés près du sujet pour diminuer la latence du système et limiter le nombre de pièces contaminées par les produits odorants. Les diffuseurs d'odeur sont reliés au système pneumatique par des tubes en Téflon de dix mètres ($\text{\Oint. } 1,6 \text{ mm} - \text{\Oext. } 3.2 \text{ mm}$, www.fishersci.com).

Le stimulateur que nous présentons ici utilise jusqu'à six odeurs.

3.2 Détecteur de respiration

Le détecteur de respiration est un transducteur qui convertit la respiration d'une personne en un signal électrique binaire : l'état haut correspond aux phases d'inspiration, et l'état bas correspond aux phases d'expiration. Ce signal binaire est utilisé pour synchroniser d'autres dispositifs à la respiration. Dans le cas du stimulateur olfactif, le détecteur de respiration permet au contrôleur de se synchroniser avec les inspirations du sujet afin de pouvoir présenter une odeur au moment de l'inspiration ou présenter une odeur uniquement pendant les phases d'inspiration.

Comme nous l'avons vu dans l'état de l'art, il existe plusieurs méthodes pour mesurer la respiration. Mais certaines techniques se prêtent mieux à cette mesure en IRM. Les deux techniques les plus utilisées sont la mesure de la pression dynamique induite par l'inspiration et l'expiration au niveau des narines et la mesure des mouvements respiratoires au niveau du thorax et/ou de l'abdomen grâce à une ceinture.

Pour ne pas se limiter à une de ces deux techniques, nous avons choisi d'utiliser un capteur de pression : la mesure de la pression dynamique au niveau des narines se fait en reliant des canules nasales à l'appareil, les mouvements respiratoires au niveau du thorax ou de l'abdomen se font par une ceinture pneumatique. Ces ceintures sont élastiques et comportent un tube souple. Lors de l'inspiration, la ceinture se déforme : elle s'allonge et le volume à l'intérieur du tube augmente. Le tube, fermé à une extrémité, est relié au capteur de pression de l'autre. Lors de l'expiration, l'effet est inverse. Pour les canules nasales, c'est la pression dynamique que l'on mesure. Lors de l'inspiration, la pression dans les canules nasales diminue et l'effet est inverse lors de l'expiration.

3.2.1 Description du dispositif

Le détecteur de respiration est composé d'un capteur de pression qui peut être relié à des canules nasales ou à une ceinture de respiration (fig. 3.3). Le signal électrique en sortie du capteur est conditionné (amplifié et filtré). Ce signal analogique va ensuite entrer dans un comparateur à double seuil (trigger de Schmitt) qui le convertit en signal numérique binaire. L'état logique haut représente les phases d'inspiration et l'état logique bas les phases d'expiration. L'utilisation d'un comparateur à deux seuils évite, contrairement à un comparateur à seuil unique, des basculements intempestifs dus au bruit électronique ou à une respiration saccadée du sujet. Le type de périphérique utilisé (ceinture ou canules nasales), la façon dont on installe le matériel sur le sujet, ou les différences de respiration entre les sujets modifie le signal que l'on obtient : l'amplitude ou la forme du signal varie. Pour s'adapter à chaque cas, il est important d'avoir accès à certains paramètres du système et de visualiser le signal. La fonction comparateur est réalisée par un programme intégré à un microcontrôleur. Ce programme compare le signal à deux seuils que l'utilisateur ajuste en les visualisant sur un écran. Il permet aussi à l'utilisateur d'ajuster l'amplification du signal (fig. 3.4(A)).

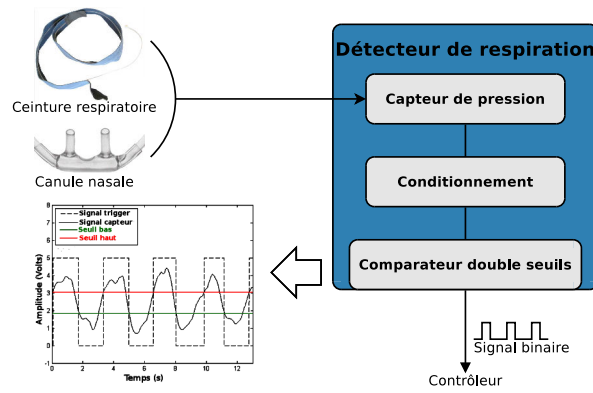


FIGURE 3.3 – Schéma de principe du détecteur de mouvement respiratoire.

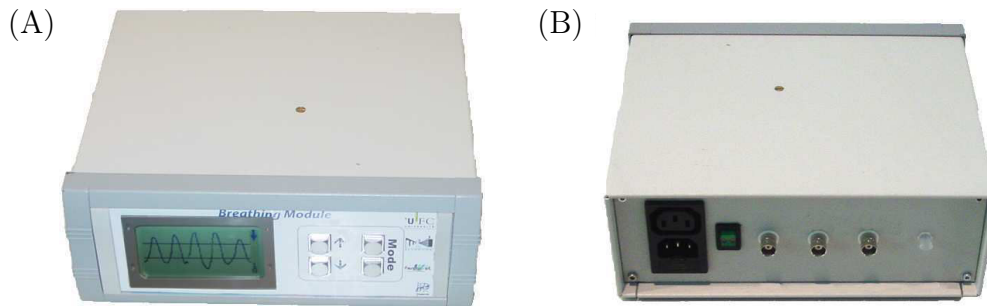


FIGURE 3.4 – (A) Face avant du détecteur de respiration. C'est l'interface utilisateur composée de l'écran de contrôle et d'un clavier pour ajuster les réglages. (B) Face arrière du détecteur de respiration. De la droite vers la gauche : le connecteur pneumatique Luer lock femelle pour relier les canules nasales ou la ceinture respiratoire, trois connecteurs BNC sur lesquels sortent le signal de synchronisation, le signal de synchronisation inversé, et le signal analogique de la respiration.

Le signal de sortie est accessible par une prise BNC située à l'arrière de l'appareil. D'autres signaux sont aussi disponibles : la sortie du comparateur inversé et le signal de la respiration amplifié et filtré (fig. 3.4(B)).

3.2.2 Capteur de pression et conditionnement du signal

Le capteur de pression utilisé est un capteur piézoélectrique (SKU 14830, www.sleepsense.com). Le signal du capteur est amplifié puis filtré. L'amplification est réalisée par un amplificateur d'instrumentation (INA111, www.ti.com) (fig. 3.5). Le gain de l'amplificateur est fixé par la résistance de gain R_G qui est de $10\ \Omega$, ce qui correspond à une amplification de 5000. Le signal amplifié est ensuite filtré par un filtre passe bas de Butterworth d'ordre deux. Ce filtre est réalisé avec un amplificateur opérationnel (OPA177, www.ti.com), deux résistances de $10\ \text{k}\Omega$ R_4 et R_3 , ainsi que deux condensateurs de $10\ \mu\text{F}$ C_1 et C_2 .

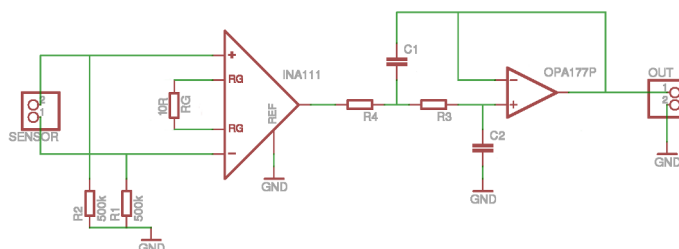


FIGURE 3.5 – Schéma électronique de l'amplification et du filtrage du signal du capteur de pression.

La fréquence de coupure de ce filtre est de $16\ \text{Hz}$ (eq. 3.1). Le rythme respiratoire étant compris entre 12 et 20 cycles par minute (0.2 et $0.4\ \text{Hz}$), le signal de la respiration n'est pas altéré. Les fréquences parasites dues aux alimentations (fréquence de $50\ \text{Hz}$) ou aux radios-fréquences de l'IRMf (de $20\ \text{MHz}$ à $120\ \text{MHz}$ selon l'IRM). Si les gradients parasitent le signal malgré le filtre¹ la valeur des résistances et/ou des capacités peut être augmentée(eq. 3.1).

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.1)$$

3.2.3 Génération du signal de sortie et affichage

Le microcontrôleur utilisé pour la partie numérique du détecteur de respiration est le PIC16F877 (www.microchip.com), cadencé à $20\ \text{MHz}$. C'est un microcontrôleur polyvalent possédant un grand nombre de périphériques. Ce microcontrôleur a été programmé en μC . Le compilateur utilisé est HI-TECH C pour la

1. selon le nombre de coupes et le Temps de Répétition (TR) de la séquence IRM programmée, les fréquences des gradients peuvent ne pas être suffisamment atténuées

famille des PIC 10, 12 et 16. Pour l'éditeur de texte, le debugger et le transfert du programme vers le microcontrôleur, le logiciel Mplab a été utilisé.

Traitement du signal

Au signal du capteur de pression, compris entre -2.5 et $+2.5$ V, est ajoutée une tension continue de 2.5 V par un montage sommateur. Ce signal, à présent compris entre 0 et 5 V, est converti par le convertisseur analogique/numérique du PIC16F877 (fig. 3.6).

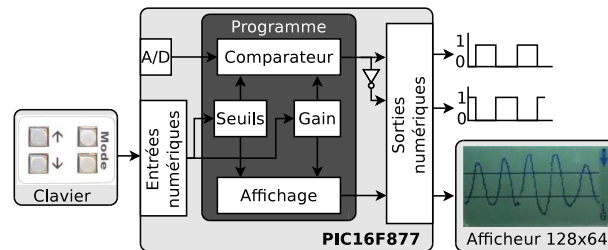


FIGURE 3.6 – Schéma de principe de la partie numérique du détecteur de respiration.

Le convertisseur du microcontrôleur code le signal analogique sur 10 bits mais seuls 8 bits sont utilisés. Cette résolution est suffisante pour le système et simplifie le programme. L'acquisition du signal se fait toutes les $6,5$ ms. L'afficheur, d'une hauteur de 64 pixels, n'affiche que les valeurs entre 0 et 63. La valeur de mesure comprise entre 0 et 255, est ramenée entre 0 et 63 (eq. 3.2).

$$V = \frac{Gain}{4} \times (mesure - 128) + (32 + C) \quad (3.2)$$

Dans la suite du programme, c'est la valeur V qui est considérée. Par défaut, la valeur du gain est de 1. Si l'amplitude du signal est trop faible, l'utilisateur augmente le gain. Les valeurs du gain sont 1, 2, 3 ou 4. Les seuils de basculements (dont les valeurs sont par défaut 21 pour le seuil bas et 42 pour le seuil haut) sont aussi ajustables par l'utilisateur. La valeur de sortie du comparateur est calculée à chaque mesure : si la sortie est à l'état bas et que le signal est supérieur au seuil haut alors le signal de sortie bascule à l'état haut (fig. 3.7) et inversement.

La composante continue du signal du capteur varie légèrement dans le temps. Pour pallier ce problème, la composante continue est ajustée par le programme. Le minimum et le maximum du signal sont, sur une période de 6 s, enregistrés par le programme. La moyenne de ces deux valeurs est calculée puis deux conditions sont étudiées : (1) la moyenne est supérieure à 32, dans ce cas le signal est trop haut et est donc recentré par une diminution de 1, (2) le signal est inférieur à 32 alors le signal est relevé de 1. Cet ajustement se fait par la variable C dans l'équation 3.2.

Cette méthode de recentrage du signal autour de 32 est simple à implanter et robuste. Les variations de la composante continue du signal sont très lentes et ne nécessitent pas un asservissement plus rapide. Cependant, quelques précautions

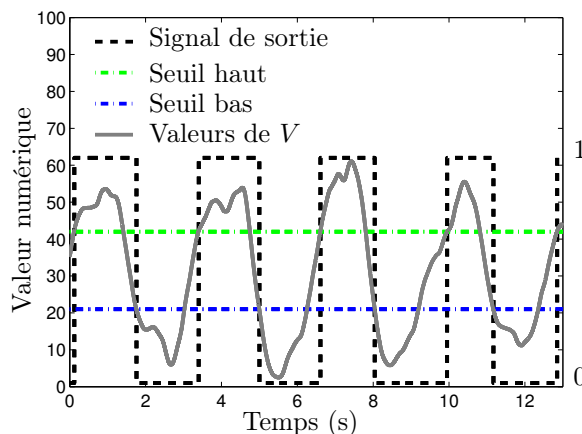


FIGURE 3.7 – Principe du comparateur à double seuil. Le signal V (eq. 3.2) lié à la respiration fait basculer la sortie du comparateur à 1 en passant au dessus du seuil haut, et 0 en passant en dessous du seuil bas.

sont à prendre lors de l'utilisation du dispositif. Ce retour à l'équilibre étant relativement long, il est préférable, une fois que le dispositif de mesure (canules nasales ou ceinture respiratoire) est installé, d'attendre quelques cycles (environ 1 min) avant de commencer l'expérience.

Le réglage des seuils et du gain se fait par le clavier (fig. 3.5). Les touches « mode » permettent de sélectionner le paramètre sur lequel on souhaite agir. Les touches « haut » et « bas » permettent d'augmenter ou de diminuer le paramètre.

Affichage

L'affichage se fait sur un écran LCD de 128x64 pixels (64128M COG , www.displaytech.com.hk). L'écran est partagé en deux fenêtres : la première fenêtre à gauche de 118x64 pixels où sont affichés le signal de la respiration et les seuils de basculement, et la fenêtre à droite de l'afficheur de 10x64 pixels dans laquelle sont affichées les informations sur l'état du système (fig. 3.8).

Le signal de la respiration et les seuils du comparateur progressent de gauche à droite à la vitesse de 10 px.s^{-1} . Le signal affiché est d'environ 12 s. Une fois que le signal et les seuils arrivent à droite de la fenêtre, l'affichage reprend par la gauche de la fenêtre.

Dans la fenêtre de droite, deux informations sont affichées : dans le haut de la fenêtre une flèche indique le niveau du signal de sortie (niveau logique haut ou bas), et en bas est affiché le paramètre réglable par les touches « haut » et « bas » du clavier. A chaque pression sur le bouton mode, la lettre correspondant à un paramètre change. Pour le gain du signal de respiration, c'est la lettre « G » qui est affichée avec au-dessus sa valeur (fig. 3.8). Quand cette lettre est affichée, l'utilisateur, en pressant le bouton haut et bas du clavier, augmente ou diminue la valeur du gain. La lettre « L » (Low) correspond au seuil bas et la lettre « H » (High) correspond au seuil haut.

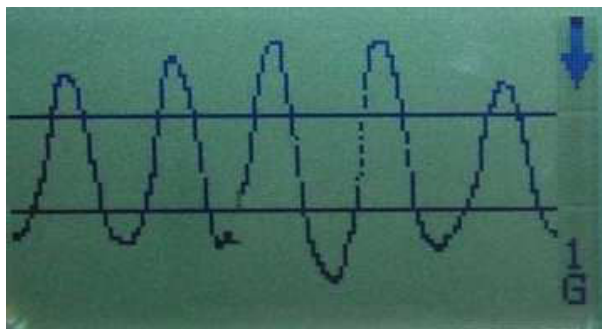


FIGURE 3.8 – Afficheur du détecteur de respiration. Le signal et les seuils défilent dans la fenêtre de gauche. A droite, l'état de la sortie de synchronisation et les paramètres du système.

3.3 Système pneumatique

3.3.1 Principe du système pneumatique

Le système pneumatique distribue de l'air comprimé aux diffuseurs d'odeur tout en conservant un flux d'air régulier à la sortie du stimulateur. En effet, le sujet doit uniquement être stimulé par l'odeur et non par des variations de débit. Dans le cas contraire, il serait difficile d'analyser la réaction du sujet : elle pourrait être induite par l'odeur (en particulier sa composante trigéminal) ou par la variation du flux. Pour qu'une odeur soit présentée au sujet, le flux d'air porteur² est dirigé vers le diffuseur d'odeur sélectionné (fig. 3.9). Le flux d'air traverse le diffuseur, se dirige vers le mélangeur. Quand aucune odeur n'est envoyée, pour que le débit à la sortie du mélangeur ne diminue pas, ce flux d'air n'est pas coupé mais dirigé vers une autre entrée du mélangeur sans passer par un diffuseur : le canal compensateur.

Un autre flux d'air est envoyé en continu au mélangeur. Ce flux d'air améliore le rinçage du système après l'envoi d'une odeur. Il diminue aussi la légère chute de débit lors du changement de canal du flux porteur et peut être utilisé pour diluer les odeurs.

3.3.2 Conception du système pneumatique

Partie pneumatique du système

Le système ne possède pas de pompe à air et doit être alimenté en air comprimé. Il est alimenté par de l'air médical quand cela est possible ou par un compresseur. Dans ce cas, il est indispensable de filtrer l'air : un premier filtre élimine les particules aérosol d'huile mesurant plus de $0.01 \mu\text{m}$ (AO010ABFX, www.technic-air.com), puis un second filtre supprime les vapeurs d'huile et les odeurs (AC010ABFI, www.technic-air.com).

2. Ce flux d'air est désigné « porteur » car son rôle est de transporter les molécules odorantes des diffuseurs d'odeur vers le mélangeur.

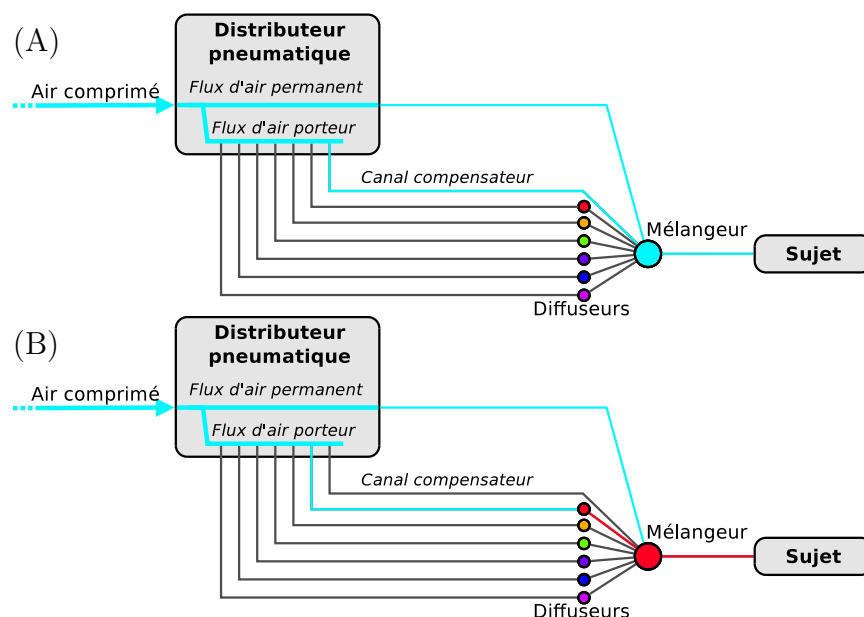


FIGURE 3.9 – Principe du système pneumatique. (A) Système au repos : le flux d'air porteur est dirigé directement vers le mélangeur. (B) Le flux d'air porteur est dirigé vers un diffuseur : une odeur est présentée au sujet.

Il est aussi possible d'alimenter le système avec une pompe à membrane (BOXER 3101, <http://www.flowtechnique.fr>).

L'air comprimé passe au travers du filtre A (www.drierite.com) puis alimente deux débitmètres fluxmètres B et C (fig. 3.10).

Le débitmètre C est directement connecté à une sortie du système pneumatique. Sur cette sortie est connecté un tuyau qui amène ce flux d'air jusqu'au mélangeur. Ce flux d'air est permanent.

Le débitmètre B alimente les électrovannes D et E. L'électrovanne D est composée d'une entrée et six sorties contrôlables indépendamment les unes des autres (S-01356-16, www.coleparmer.com). C'est une électrovanne multi-bobine normalement fermée. Les sorties de cette électrovanne correspondent chacune à un canal odorant. Chaque sortie est reliée à un diffuseur d'odeur, et les diffuseurs sont reliés au mélangeur. L'électrovanne E est une électrovanne normalement ouverte (S-01540-01, www.coleparmer.com). La sortie de cette électrovanne correspond au canal compensateur (ou flux de contrôle). Quand le système n'est pas alimenté, aucun canal d'odeur n'est alimenté en air.

Gestion électronique des électrovannes

Le système pneumatique est commandé par le contrôleur via le connecteur F (fig. 3.10) ou manuellement par les boutons-poussoirs G. Un circuit électronique gère ces deux entrées simultanément (fig. 3.11). Ce circuit est composé de six portes logiques « ou » H à deux entrées. Les deux types d'entrées (bouton-poussoir ou contrôleur) correspondant au même canal d'odeur sont connectées aux entrées d'une

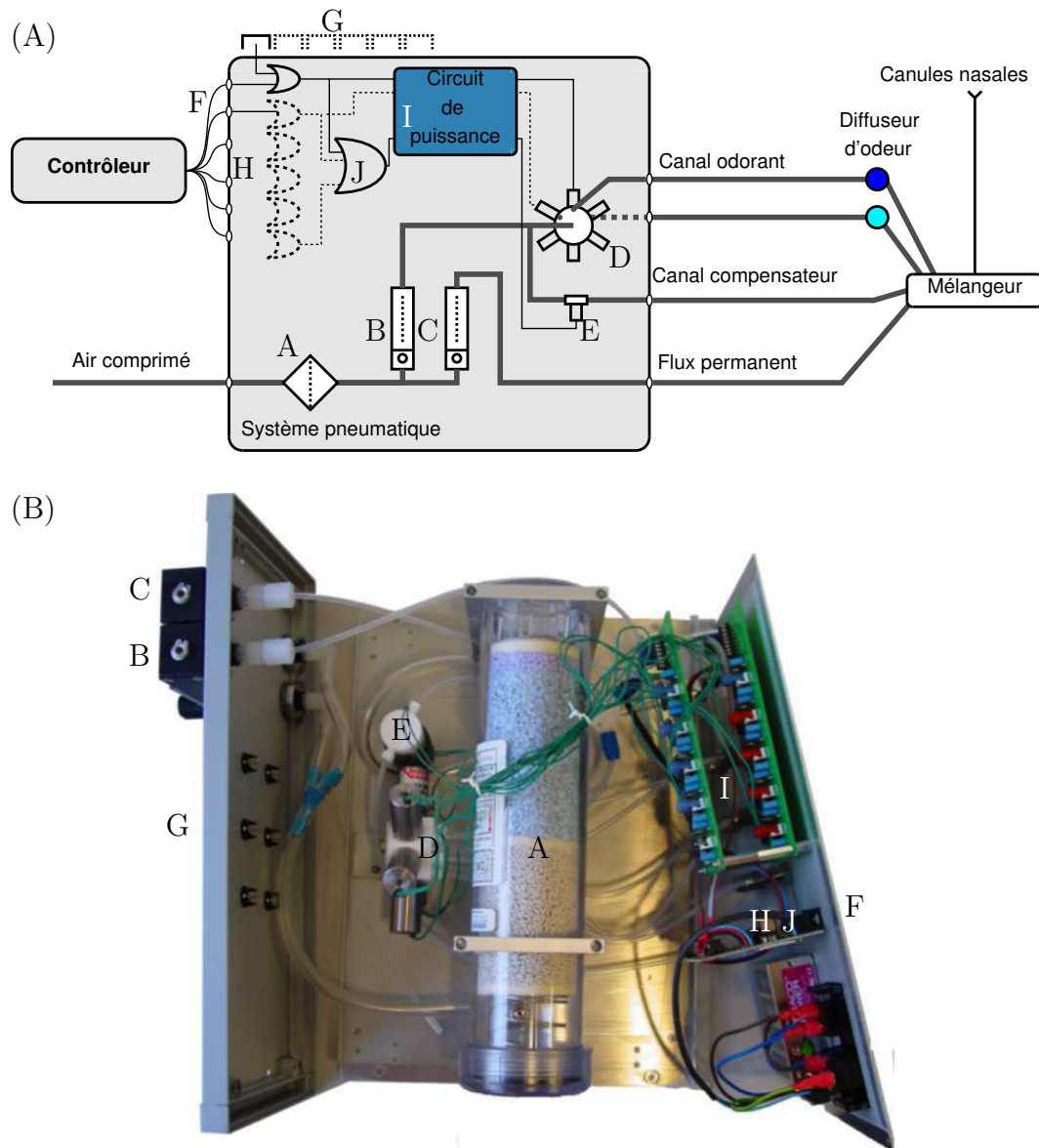


FIGURE 3.10 – (A) schéma de principe du dispositif. (B) photo des composants du système pneumatique.

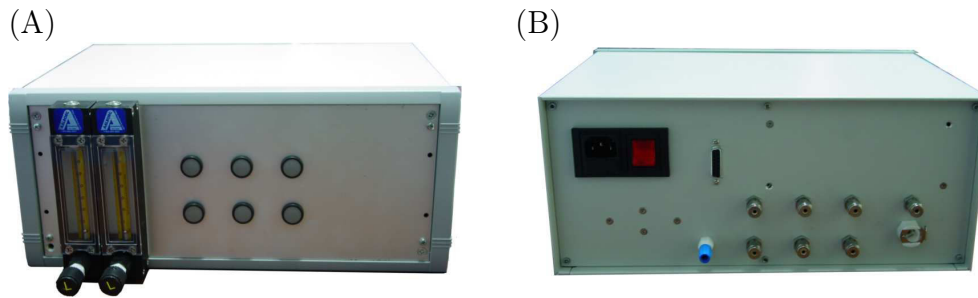


FIGURE 3.11 – (A) Système pneumatique vu de face. A gauche, les régulateurs de débit avec fluxmètre et à droite, les boutons-poussoirs pour commander manuellement le système. (B) Vue de l’arrière du système pneumatique avec de gauche à droite : alimentation, en bleu la sortie d’air permanent, prise D-sub-15 pour piloter électriquement le module, six sorties d’air correspondant aux canaux d’odeur, la sortie d’air compensateur.

même porte « ou ». La sortie de cette porte est reliée à la bobine de l’électrovanne D par l’intermédiaire du circuit de puissance I. Les sorties des six portes logiques H sont reliées aux six entrées de la porte « ou » J qui active l’électrovanne E par l’intermédiaire de I. L’électrovanne D étant normalement fermée et E étant normalement ouverte, le flux d’air sortant du débitmètre B parviendra nécessairement au mélangeur, garantissant un débit d’air constant à la sortie du mélangeur.

Le circuit de puissance I (360D5X12, www.nresearch.com) alimente les électrovannes en deux temps : une tension élevée est appliquée aux bornes des bobines durant 100 ms afin d’activer la vanne, puis une tension plus faible est appliquée pour maintenir la vanne active. Cela réduit le courant demandé à l’alimentation et prolonge la durée de vie des électrovannes.

3.4 Contrôleur

Le contrôleur est l’interface entre l’ordinateur et le stimulateur olfactif. Il pilote le système pneumatique en fonction des requêtes envoyées par l’ordinateur et retourne les informations sur le changement d’état du système. La synchronisation avec la respiration du sujet se fait par détecteur de respiration. Sur la face avant du dispositif, un écran de contrôle informe sur l’état du système (fig. 3.12). Les connecteurs pour relier le contrôleur aux autres appareils sont placés sur la face arrière.

3.4.1 Activation des sorties et protocole de communication

Paramètres échangés lors d’une tâche

Le contrôleur est piloté par l’ordinateur sur lequel une séquence de stimulation est programmée. Pour commander la présentation d’une odeur, une requête

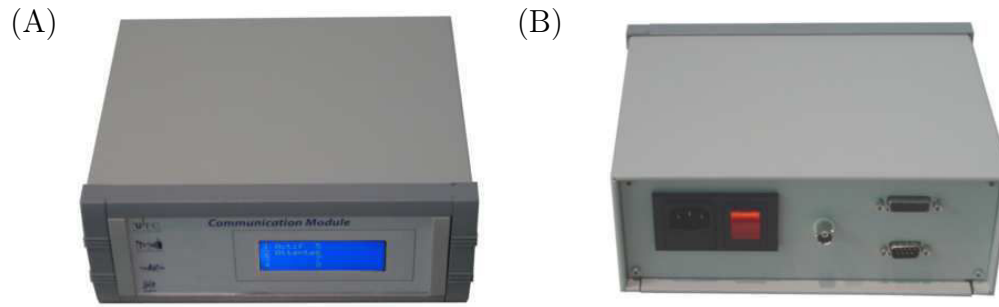


FIGURE 3.12 – (A) Photo de la face avant du contrôleur sur laquelle se trouve l'écran de contrôle. (B) Face arrière du contrôleur avec de gauche à droite : l'alimentation, la prise BNC pour connecter le contrôleur au détecteur de respiration, en haut à droite la prise D-Sub 15 pour le relier au système pneumatique et en bas à droite, la prise D-Sub 9 pour le connecter au port série de l'ordinateur.

est envoyée de l'ordinateur au contrôleur (fig. 3.13). Cette requête est constituée de cinq paramètres :

- le numéro de la tâche
- le numéro de la sortie à activer
- la durée de l'activation
- l'unité de temps
- la synchronisation ou non avec la respiration

Le numéro de la tâche (ou numéro de la stimulation) permet de l'identifier. Il n'est pas nécessaire de l'attribuer car le contrôleur retourne aussi le numéro des sorties lors de leurs activations et désactivations. Cela peut cependant s'avérer pratique lorsque plusieurs activations se chevauchent. Tout dépend des habitudes du programmeur, des séquences de stimulation et/ou du logiciel utilisé.

Le numéro de la sortie à activer (ou des sorties à activer car plusieurs sorties peuvent être demandées sur une même requête) correspond à une entrée du système pneumatique : ce numéro correspond au canal d'odeur.

La durée de l'activation d'une sortie peut être exprimée en différentes unités : la milliseconde, la seconde ou le nombre d'inspirations. Pour cette raison, l'unité de temps doit être spécifiée.

Les sorties peuvent être activées sur l'inspiration du sujet par le biais du détecteur de respiration. Il est nécessaire de préciser si cette synchronisation est désirée ou non dans la requête.

Quand la requête est bien reçue par le contrôleur, un accusé de réception est retourné à l'ordinateur (fig. 3.13). Le contrôleur va ensuite traiter cette requête. S'il n'y a pas de synchronisation avec l'inspiration du sujet, alors les sorties demandées seront activées immédiatement. Si une synchronisation est demandée, alors le contrôleur attendra un front montant du détecteur de respiration pour activer la sortie considérée. Quand le temps d'activation des sorties est écoulé, elles sont désactivées.

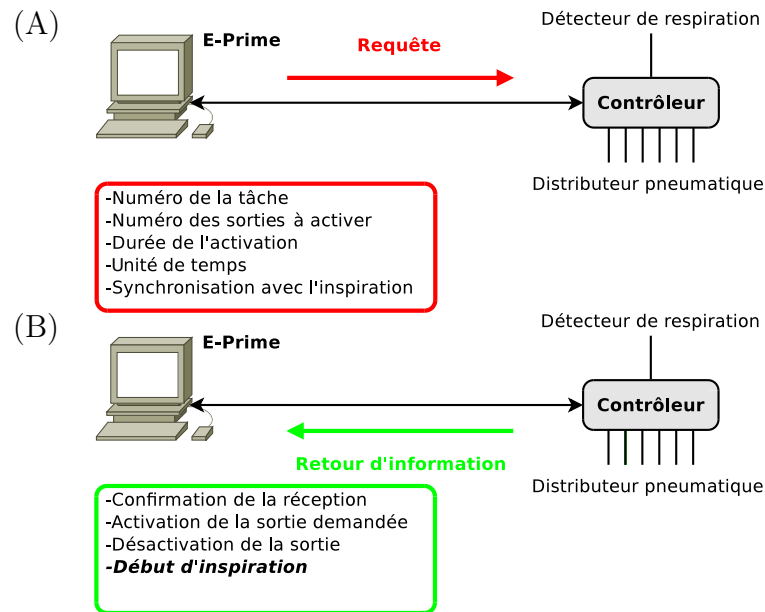


FIGURE 3.13 – (A) Une requête est envoyée de l'ordinateur au contrôleur. (B) Le contrôleur exécute la tâche demandée et confirme la réalisation de chaque étape du processus.

A chaque activation ou désactivation d'une sortie, le contrôleur envoie à l'ordinateur la nature de l'évènement, le numéro de la sortie et le numéro de la tâche. Le programme déroulant la séquence des stimulations enregistre ces données et leur date de réception pour recouper ces informations avec l'enregistrement des réactions du sujet (images IRM, signaux physiologiques...).

Au fil des utilisations, nous nous sommes rendu compte qu'il était intéressant de retourner à l'ordinateur les fronts montants du détecteur de respiration. Cela ouvre plusieurs possibilités dans la façon de stimuler la personne mais aussi pour la gestion du repos entre les stimulations. La fréquence respiratoire peut ainsi être enregistrée.

Protocole de communication

La norme RS232 est utilisée pour la communication entre l'ordinateur et le contrôleur. La communication série se fait donc en duplex (émission et réception peuvent se faire simultanément) et de manière asynchrone (il n'y a pas de synchronisation des deux périphériques, chacun possède sa propre horloge). Cette norme est simple à mettre en oeuvre et à utiliser quel que soit le langage de programmation choisi. Pour l'ordinateur, c'est le port série qui est utilisé et pour le contrôleur, c'est le module USART (Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter) du microcontrôleur qui assure la transmission et la réception des données.

Les données sont envoyées octet par octet sans bit de parité. La vitesse de transmission est de $115200 \text{ bit.s}^{-1}$. C'est une vitesse acceptable pour la partie électronique du contrôleur et cette vitesse ne pose aucun problème de transmission

pour de si courtes distances (de 1 à 2 mètres). Une vitesse de transmission plus faible augmenterait le temps de réponse du système.

Les trames d'octets se terminent par un caractère de fin qui est « ! » (caractère 33 du code ASCII). Cela facilite la programmation du microcontrôleur et des programmes exécutés sur l'ordinateur. Le protocole prévoit l'envoi de 10 variables notées de 0 à 9. Sur ces 10 variables, seules 6 sont utilisées, ce qui permet l'enrichissement du protocole. Pour ne pas confondre les variables et leurs valeurs, elles sont précédées du caractère « \$ » suivi de leurs valeurs. Cela facilite la programmation.

Les numéros des variables utilisées vont de 1 à 6 :

- \$1 est le numéro des sorties à activer
- \$2 est le numéro de la tâche
- \$3 est la variable définissant si l'activation doit être synchronisée avec la respiration
- \$4 est la durée de l'activation et l'unité de temps désirée
- \$5 correspond au changement d'état d'une sortie (activée ou désactivée)
- \$6 correspond au changement d'état de l'entrée du contrôleur (le trigger généré par le détecteur de respiration)

Le numéro des sorties à activer (variable 1) prend les valeurs 1 à 8 : \$114 signifie que les sorties 1 et 4 devront être activées. Le numéro de la tâche est codé sur un octet et peut prendre les valeurs de 0 à 255 excepté 33 correspondant au caractère de fin de trame. La variable 3 prend la valeur « 0 » si l'activation est asynchrone avec la respiration et « 1 » si elle doit être synchrone. La variable 4 est constituée de deux parties : une première partie qui est le temps que doit être activée la sortie, une seconde partie qui est l'unité dans laquelle la durée est exprimée. Le nombre d'unités est un nombre compris entre 0 et 65 535. L'unité de temps prend la valeur « m », « s », « i », pour respectivement la milliseconde, la seconde et le nombre d'inspirations. Ces deux parties sont concaténées pour former la variable 4. Les variables 5 et 6 prennent la valeur 0 s'il s'agit d'un front descendant (une désactivation) et 1 s'il s'agit d'un front montant. Deux autres trames particulières sont envoyées par le contrôleur : la trame « start ! » qui est envoyée au démarrage de l'appareil pour vérifier que la liaison est correcte, et la trame « OK ! » précédée de la trame envoyée par l'ordinateur qui est un accusé de réception. Pour bien comprendre le protocole, voici un exemple de communication entre l'ordinateur et le contrôleur lors de l'activation d'une sortie :

- Contrôleur \mapsto « \$61 ! » : début de la phase d'inspiration du sujet
- Contrôleur \mapsto « \$60 ! » : début de la phase d'expiration du sujet
- PC \mapsto « \$14\$2a\$31\$41200m ! » : demande de la présentation nommée « a » (correspondant au numéro 97 dans le code ASCII) de l'odeur du canal 4 pendant 1200 ms synchronisée avec l'inspiration du sujet
- Contrôleur \mapsto « \$14\$2a\$31\$41200mOK ! » : accusé de réception
- Attente de la prochaine inspiration du sujet
- Contrôleur \mapsto « \$61 ! » : début de la phase d'inspiration du sujet
- Contrôleur \mapsto « \$14\$2a\$51 ! » : activation de la sortie quatre (présentation de l'odeur du canal 4)
- Attente de 1200 ms

- Contrôleur \mapsto « ! » : désactivation de la sortie quatre (fin de la présentation de l'odeur du canal 4)

3.4.2 Programmation du contrôleur

Le cœur du système est un microcontrôleur 8bits (PIC16F877, www.microchip.com). Comme pour le détecteur de respiration, ce microcontrôleur a été choisi pour sa polyvalence et ses nombreux périphériques.

La communication entre l'ordinateur et le contrôleur se fait par le module USART du PIC. Chaque réception d'octet crée une interruption. Les octets sont enregistrés dans un tableau jusqu'à ce que le caractère « ! » soit réceptionné. La partie du programme gérant la communication (noté « Gestion RS232 » fig. 3.14) va traduire cette trame en données qui vont être attribuées aux sorties visées. Chaque sortie est décrite par une structure composée de quatre octets :

- un octet est réservé pour le numéro de la tâche
- un entier non signé codé sur deux octets pour le temps d'activation restant (TAR)
- un octet divisé en trois parties :
 - deux bits pour les quatre unités de temps possible
 - un bit pour la synchronisation ou non de l'activation avec la respiration
 - deux bits pour l'état dans lequel est la sortie, « en attente », « active », « non active ».

Ces structures sont placées dans un tableau de huit cellules (pour les huit sorties). C'est la position des structures dans le tableau qui renseigne sur la sortie considérée.

Le numéro de la tâche est assigné dans l'octet approprié, le temps d'activation dans l'entier correspondant au temps d'activation restant, l'unité de temps sur les deux bits dédiés, de même pour la synchronisation. La sortie est mise « en attente » après réception de la trame.

Le tableau contenant ces structures est scruté dans la partie « gestion des sorties » du programme (fig. 3.14). Cette partie du programme est divisée en plusieurs sections. Une première section est en charge d'activer les sorties physiques du PIC notées « en attente ». L'activation se fait sur le front montant envoyé par le détecteur de respiration pour les activations synchrones, ou immédiatement pour les activations asynchrones. Une fois la sortie physique activée, la structure associée à la sortie passe à l'état « active ». Une seconde section va décrémenter le TAR de toutes les structures « actives » toutes les millisecondes, secondes ou toutes les inspirations suivant l'unité de temps. Une troisième section est en charge de désactiver les sorties « actives » quand leur TAR est de zéro. L'état de la structure associée passe à « non active ».

À chaque changement d'état de la structure, l'information est envoyée à la partie « gestion RS232 » qui la retourne à l'ordinateur puis à la partie affichage qui affichera « Actif » à droite de numéro de la sortie active ou « Attente » pour les sorties en attente d'une inspiration du sujet. Quand les sorties ne sont pas actives,

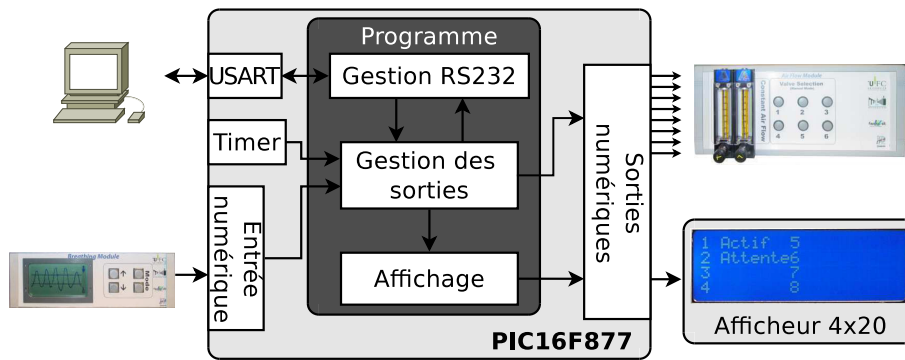


FIGURE 3.14 – Schéma de principe du contrôleur.

rien n'est affiché.

Temps de réponse du contrôleur

Le temps d'exécution de chaque fonction du programme implanté dans le microcontrôleur a été mesuré. Ces temps ont été additionnés afin d'obtenir le temps de réponse du système. Dans le meilleur des cas, le temps de réponse du système est de 3.8 ms et dans le cas le plus défavorable il est de 9.9 ms.

Résolution temporelle du contrôleur

Pour gérer la décrémentation des TAR, trois horloges sont générées avec : une de période une milliseconde, une de période de une seconde générée par une subdivision de la première, puis une correspondant au signal du détecteur de respiration. Suivant l'unité de temps sélectionnée, les TAR vont être décrémentés à chaque front montant du signal d'horloge considéré (fig. 3.15). Nous avons fait le choix d'activer les sorties dès que possible. Au temps de stimulation demandé au contrôleur, il faut donc ajouter une erreur correspondant au temps écoulé entre l'activation de la sortie et le premier front d'horloge qui le suivra.

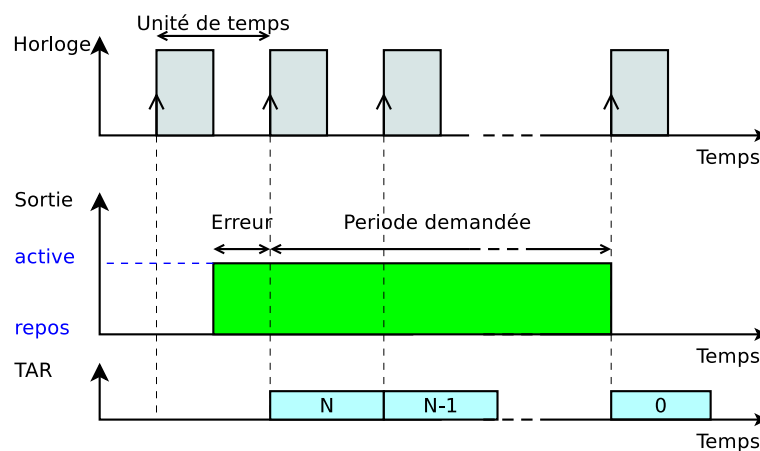


FIGURE 3.15 – Chronogramme décrivant la décrémentation du TAR.

3.5 Diffusion des odeurs

La diffusion des odeurs est une partie importante du stimulateur olfactif. D'elle dépend, en grande partie, la stabilité de la concentration de l'odeur dans le temps et la répétabilité des présentations. Pour que le temps de réponse du système soit acceptable (temps entre l'envoi d'une requête au contrôleur et la présentation de l'odeur) et éviter de contaminer une grande longueur de tube, les diffuseurs sont placés au plus près du sujet (fig. 3.16). La taille des diffuseurs est donc limitée par la place disponible dans l'imageur.

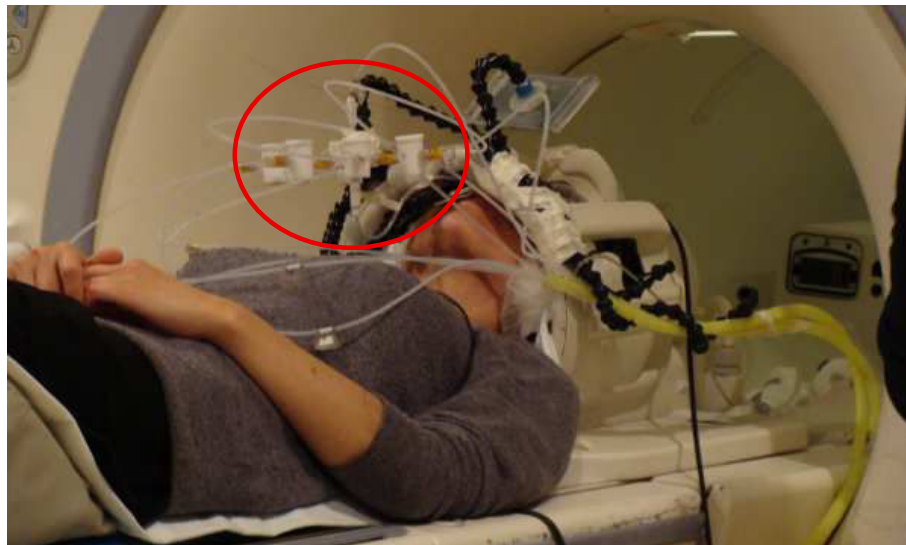


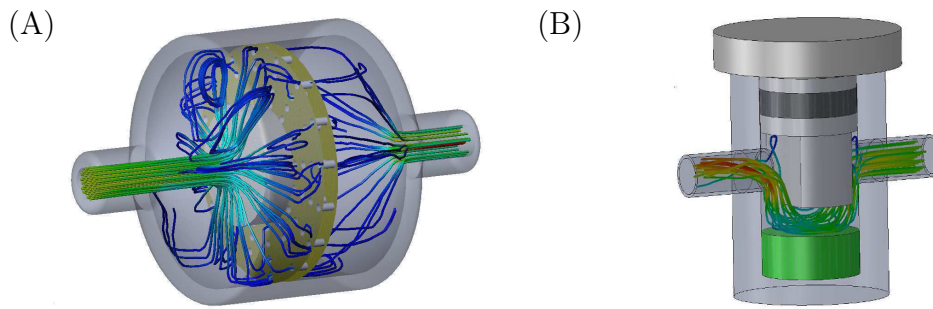
FIGURE 3.16 – Pour réduire la latence du système et ne pas contaminer de grandes longueurs de tuyau, les diffuseurs, entourés de rouge, sont placés au plus près du nez du sujet.

Deux types de diffuseurs ont été étudiés. Le premier type de diffuseur se compose d'un porte-filtre et d'une pièce de tissu imbibé de produit odorant (fig. 3.17). Le flux d'air, en passant dans ce porte-filtre, s'enrichit en molécules odorantes. Plusieurs tailles et formes de tissus ont été testées. Le second type de diffuseur est une bonbonne contenant le liquide odorant. C'est en passant au-dessus du liquide que l'air se charge en molécules odorantes.

3.5.1 Mélangeur

Le mélangeur (ou collecteur) est le dispositif vers lequel convergent tous les flux d'air. Il le regroupe afin qu'un seul flux d'air soit présenté au sujet. Placé au plus près du sujet, il est relié au système pneumatique par des tubes en PTFE (10 m, $\varnothing 1.6 - 3.2$ mm, www.fishersci.com). Les diffuseurs d'odeur sont montés directement sur le collecteur. Des clapets anti-retour³ (clapet anti-retour Luer lock, www.fishersci.com) sont placés à l'entrée et la sortie des diffuseurs afin d'éviter :

3. Certains produits, comme l'acétate d'isoamyle, provoquent une détérioration prématurée des clapets anti-retour. Cette détérioration (avant l'obturation complète) provoque une aug-



h!

FIGURE 3.17 – Ces images sont issues de simulation de mécanique des fluides réalisée avec l’extension Flowexpress du logiciel de Conception Assistée par Ordinateur (CAO) Solidworks. Le flux d’air est symbolisé par les courbes dont la couleur varie du bleu au rouge selon la vitesse. Le flux se dirige de gauche à droite de l’image. (A) Système basé sur le porte-filtre. (B) Diffuseur réalisé par une bonbonne.

(1) la contamination des tubes amenant l’air, (2) une contamination de l’air présenté au sujet par un canal d’odeur non activé.

Le premier collecteur que nous avons utilisé dispose de six voies (24604 www.fishersci.com). Une voie est utilisée pour le flux d’air permanent, une pour le flux d’air de contrôle, trois pour les canaux d’odeurs et une pour la sortie vers le sujet (fig. 3.18(A)). Ce collecteur est compact mais nous limite à l’utilisation de trois odeurs.

Pour les études nécessitant plus de trois odeurs, nous utilisons un collecteur à huit voies (24604, www.fishersci.com) permettant d’utiliser 5 odeurs. Pour utiliser les six canaux, il est possible de collecter le flux permanent et le flux compensateur en amont avec un connecteur en « T » (fig. 3.18(B)). Il est cependant préférable que le flux compensateur parcoure le même chemin que les flux odorisés. Ce collecteur est posé sur le sujet. Son encombrement ne permet pas de le fixer sur l’antenne.

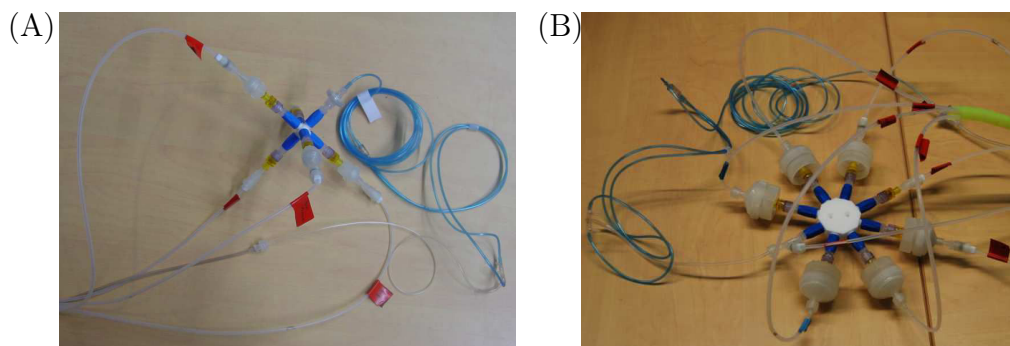


FIGURE 3.18 – Mélangeurs commerciaux. (A) Mélangeur à six voies pouvant collecter trois canaux. (B) Mélangeur à huit voies utilisant cinq à six canaux.

L’utilisation de bonbonne a nécessité une fixation rigide à l’antenne pour mentation de la pression d’ouverture engendrant un augmentation du temps de réponse du système. Il est donc préférable de les vérifier et changer régulièrement.

éviter que le liquide ne se renverse. De plus, l'encombrement du collecteur à huit voies rendait la mise en place du dispositif compliquée. Nous avons donc conçu un collecteur en PTFE plus adapté (fig. 3.19). Le collecteur est fixé à l'antenne par un tuyau articulé représenté en noir sur la figure (tuyaux articulés 1/4" - Ø6.35 mm, www.kopal-carossino.com). Toutes les connections pneumatiques sont réalisées avec des connecteurs Luer.

Le flux continu traverse le collecteur pour arriver à la sortie. Les autres flux d'air sont injectés perpendiculairement au flux continu. En sortie du dispositif, un tube en PTFE dirige le flux d'air vers les narines du sujet.

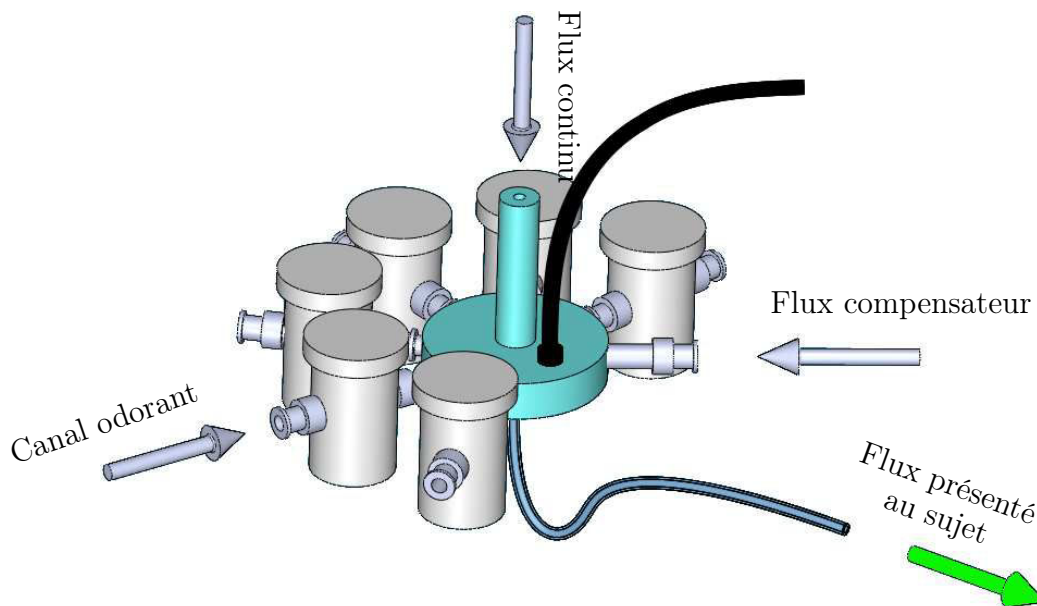


FIGURE 3.19 – Les collecteurs standards n'étant pas adaptés à l'utilisation des bonnes nous avons conçu un collecteur plus approprié. Sur cette figure, le collecteur est représenté avec les six diffuseurs. Le tuyau articulé (noir) est fixé à l'antenne. Il maintient en position le système au-dessus du sujet.

3.5.2 Présentation de l'odeur

La présentation de l'odeur au sujet peut se faire de différentes manières mais certaines méthodes restent difficilement applicables dans certains IRM. Si des équipes utilisent des masques [26, 31], l'antenne de tête que nous utilisons (8 canaux Générale Electric) ne nous laisse que très peu de place et ne nous le permet pas (fig. 3.16).

Nous nous sommes donc tournés vers des canules nasales. Les premiers essais ont été effectués avec deux paires de canules nasales l'une sur l'autre : une pour la mesure de la respiration et l'autre pour les odeurs. Les deux canules étaient maintenues par une pince en plastique. Les canules par lesquelles arrivait l'odeur était coupées à une dizaine de centimètres de la sortie, les deux tubes étaient reliés au mélangeur par un raccord en « T » et un tube en PTFE. Ce dispositif offrait une

bonne mesure de la respiration avec des canules dédiées mais l'utilisation de deux canules pouvait être inconfortable pour le sujet.

Par la suite, nous avons employé des canules nasales et orales (P1294, www.Pro-Tech.com) en utilisant la partie orale comme entrée pour le flux d'air odorant (fig. 3.20). Bien que le signal de la respiration soit légèrement perturbé par le flux d'air, un bon paramétrage détecteur de respiration pallie le problème. Ce montage est très intéressant car il est rapide et simple à mettre en place. Cependant, les canules ont tendance à retenir certaines odeurs⁴ qui restent perceptibles après la stimulation.



FIGURE 3.20 – Canules nasales et orales dont la partie orale est utilisée comme entrée pour le flux d'air odorant.

Le système a donc évolué suite à ce problème : c'est un tube en PTFE qui dirige le flux d'air vers les narines du sujet (fig. 3.19). Pour mesurer la respiration nous utilisons des canules nasales fines (P1294, www.Pro-Tech.com) pour qu'elles ne soient pas un obstacle au flux d'air.

3.6 Outils pour la caractérisation du système

Dans le chapitre suivant, nous allons étudier trois caractéristiques du stimulateur : sa dynamique, l'intensité et la stabilité des stimulations qu'il génère.

Pour la dynamique, les temps de réponses de l'appareil vont être mesurés : (1) le temps entre l'envoi de la requête au contrôleur et l'arrivée de l'odeur à la sortie du système, (2) la période entre l'envoi du message d'arrêt de la stimulation par le contrôleur et l'arrêt effectif de la présentation de l'odeur.

L'intensité et la stabilité de la stimulation se déterminent en mesurant la concentration en molécules odorantes dans le gaz délivré par le système. L'efficacité des méthodes d'ajustement de la concentration est mesurée de cette manière.

4. Nous avons rencontré ce problème pour l'acide thioglycolique, l'acide butyrique et l'acétate d'isoamyle.

Les mesures des temps de réponses et de la concentration font appel à deux méthodes qui sont respectivement la spectroscopie UV et la chromatographie en phase gazeuse.

3.6.1 Mesure des temps de réponse

Pour mesurer les temps de réponse du stimulateur, nous avons réalisé un dispositif basé sur le principe de la spectroscopie dans l'Ultra Violet (UV) [36], nous donnant la valeur de la concentration en temps réel. Le produit odorant est ici remplacé par l'acétone qui a une forte absorption dans l'UV.

Cet appareil peut recevoir des canules ou un seul tube (fig. 3.21). La diode UV A, dont le spectre est centré à 260 nm, émet un faisceau traversant la lentille B qui le condense. Le faisceau est ensuite divisé en deux par une lame séparatrice C pour constituer un bras de mesure et un bras de référence. Le bras de référence est dirigé vers le photo-détecteur D. L'autre faisceau, avant de frapper le photo-détecteur E, va traverser le flux d'air sortant des canules F. Deux fenêtres en saphir G sont placées de chaque côté de la conduite. Elles permettent au faisceau UV de traverser le gaz sans que celui-ci se répande dans le système. Ces deux fenêtres sont maintenues par les deux vis sans tête H percées dans leur axe. Les joints toriques I assurent l'étanchéité.

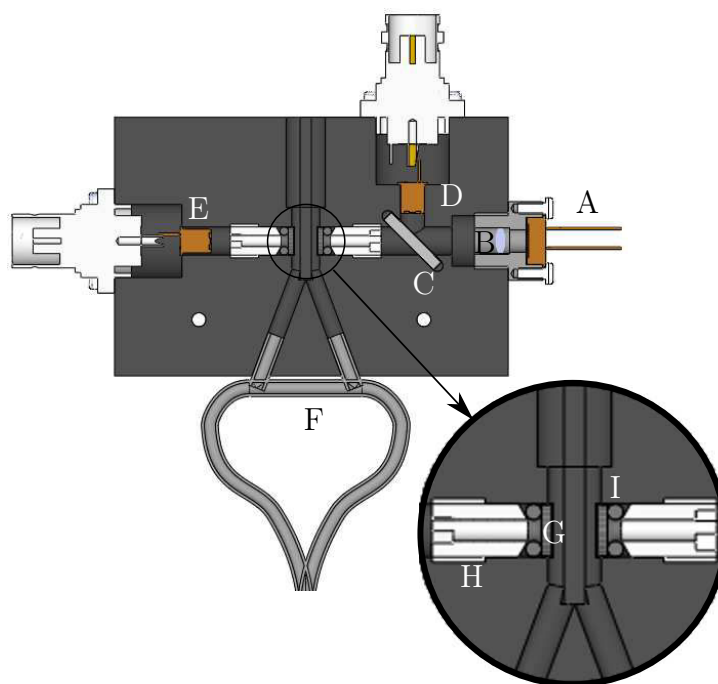


FIGURE 3.21 – Système de mesure de la concentration basé sur la spectroscopie UV.

Pour calculer la concentration, nous appliquons la loi de Beer-Lambert (eq. 3.3) avec : C la concentration molaire de l'acétone dans l'air, l le chemin optique parcouru dans le gaz, ϵ l'absorptivité molaire, I_{mesure} et $I_{réf}$ les intensités lumineuses mesurées respectivement par les photos-détecteurs E et D.

$$C = -\frac{1}{\epsilon \cdot l} \ln\left(\frac{I_{mesure}}{I_{réf}}\right) \quad (3.3)$$

3.6.2 Mesure de la concentration

Pour mesurer la concentration en molécules odorantes dans l'air à la sortie du stimulateur, nous utilisons la chromatographie en phase gazeuse. Cette technique permet d'identifier les molécules présentes dans un gaz et de mesurer leur concentration.

Principe de la chromatographie en phase gazeuse

Un chromatographe en phase gazeuse est constitué d'un injecteur, d'une colonne (capillaire) et d'un détecteur de molécules (fig. 3.22). L'échantillon du gaz à analyser A, prélevé par une pompe, est placé dans l'injecteur B. Il est injecté dans la colonne C traversée par le gaz porteur D (phase mobile). La surface intérieure de la colonne constitue la phase stationnaire. En fonction des affinités de la phase stationnaire avec les espèces chimiques injectées, les molécules seront retenues durant une période propre à chacune que l'on appelle temps de rétention. A la sortie de la colonne, le détecteur E, relié à un système d'acquisition, enregistre la quantité de composants qui le traversent. L'acquisition du signal du capteur commence au moment de l'injection. Le chromatogramme obtenu présente l'évolution du signal du capteur dans le temps. Les espèces sortent de la colonne les unes après les autres, chaque pic du chromatogramme représente une espèce. La quantité de l'espèce qui a traversé le détecteur est proportionnelle à l'aire sous la surface du pic.

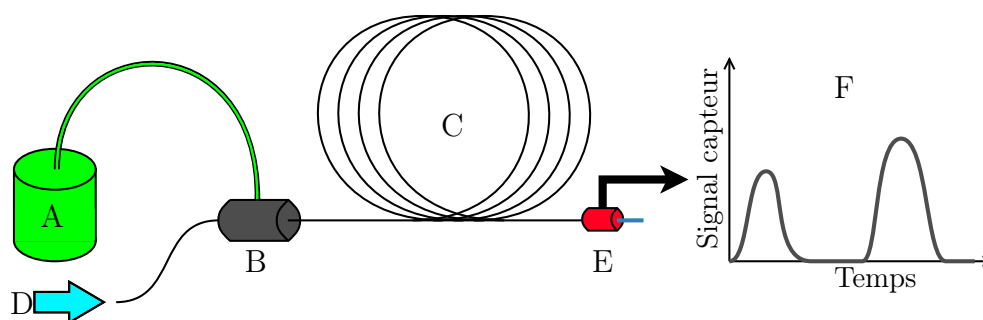


FIGURE 3.22 – Schéma de principe du chromatographe en phase gazeuse.

Montage pour les mesures en chromatographie

L'appareil que nous utilisons est le Micro-GC CP-9400 2-CH (www.varian.com). La colonne est une Chiral-CBH (www.chromtech.com). La quantité de gaz sortant de la colonne est mesurée grâce à un détecteur de conductivité thermique. Le gaz porteur est l'hélium.

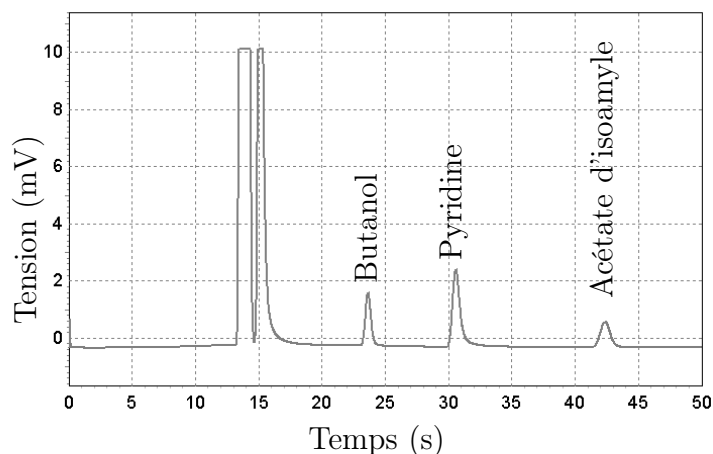


FIGURE 3.23 – Chromatogramme des trois molécules étudiées.

Les produits odorants employés pour la caractérisation du stimulateur sont : l'acétate d'isoamyle ($C_7H_{14}O_2$), le butanol ($C_4H_{10}O$), et la pyridine (C_5H_5N). Ce sont des molécules couramment utilisées et leur perception hédonique balaie un large spectre : l'acétate d'isoamyle est perçu comme agréable, le n-butanol comme neutre et la pyridine comme désagréable [11].

L'avantage de la chromatographie par rapport à la détection par photoionisation simple (sans séparation des composants par la colonne)[28, 29] est que la mesure de plusieurs produits peut s'effectuer en même temps. Dans notre cas, les trois produits utilisés ont des pics suffisamment éloignés (fig. 3.23) pour réaliser des mesures sur les trois produits simultanément (dans certaines conditions de pression et température).

Le chromatographe A (fig. 3.24) est relié à l'ordinateur B qui le contrôle et enregistre le signal du détecteur. La colonne est alimentée en hélium par la bouteille C. L'entrée de la pompe prélevant l'échantillon pour le placer dans l'injecteur, est positionnée dans le coude à 90° à la sortie du collecteur D. Sur le collecteur sont montés les trois diffuseurs d'odeur (un pour chaque odeur) alimentés par le système pneumatique E. Le flux compensateur est relié au collecteur afin de le rincer à chaque envoi d'odeur. Le système pneumatique est contrôlé par un programme Matlab (exécuté sur l'ordinateur F) via le contrôleur G. Ce programme vérifie l'état du chromatographe (prêt ou non prêt) et lance le prélèvement de l'échantillon⁵.

5. Pour cela, les broches « Request To Send » et « Clear To Send » du port série, non utilisées par le contrôleur, sont reliées respectivement à l'entrée (pour déclencher le prélèvement d'un échantillon) et la sortie (vérifier si le chromatographe est prêt) numériques appropriées du chromatographe.

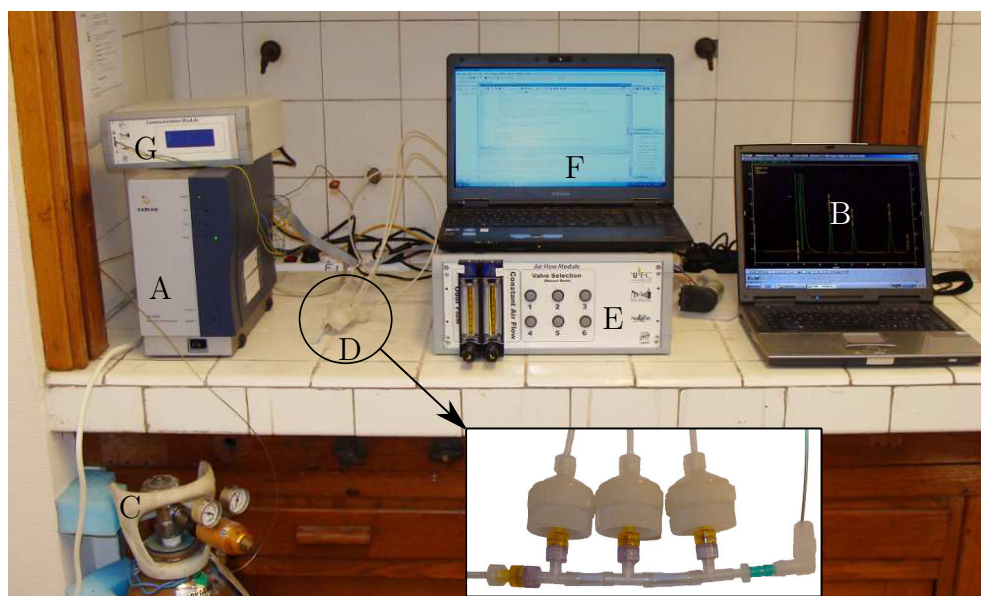


FIGURE 3.24 – Montage du chromatographe pour la caractérisation du stimulateur olfactif.

4 Caractéristiques des diffuseurs

Comme nous l'avons vu dans l'état de l'art, trois méthodes sont couramment utilisées pour ajuster la concentration du produit odorant dans l'air : la modification de la surface d'évaporation, utilisée par Zwaardemaker [13], la dilution du flux odorisé dans l'air qui a été utilisée de manière très astucieuse par Eyferth [18] mais couramment utilisée de manière plus simple [16, 25, 29], puis la méthode de dilution du produit odorant dans un diluant inodore[27].

Bien que le système pneumatique que nous utilisons puisse ajuster la dilution des canaux odorants dans l'air permanent (cf. 3.10), les canaux ne possèdent pas un flux de dilution propre à chacun. Cela diminue le coût du système mais nous contraint à utiliser d'autres méthodes d'ajustement de la concentration. Nous avons donc réalisé des mesures sur différents systèmes et observé l'effet de la modification de certains paramètres sur la concentration.

4.1 Système porte-filtre

Le système de porte-filtre est le premier système que nous avons utilisé. La mise en œuvre est simple et son faible encombrement en font un dispositif bien adapté pour l'IRM. Les composants utilisés sont commercialisés. La mise au point fut compliquée car la modification d'un paramètre nécessite une série de mesures en chromatographie. Pour les tests qui vont suivre, nous utilisons une pièce de feutre de charbon actif de 2 mm d'épaisseur (FC1201, www.picacarbon.com).

4.1.1 Disque de feutre

Dans ce premier essai, nous avons utilisé des disques en feutre de charbon actif. La concentration varie selon le diamètre du disque. Le produit utilisé pour ces mesures est le butanol. Les disques sont immergés dans la solution puis positionnés au centre du porte-filtre. Ils sont maintenus en place par un fil de cuivre fixé sur le support de filtre. Le débit d'air traversant le diffuseur est de $1 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$.

Le diffuseur est traversé par le flux d'air de manière permanente. Un échantillon d'air est prélevé par le chromatographe toutes les 5 min et ceci pendant 75 min.

Les résultats de ces mesures sont tracés figure 4.1. Pour les quatre diamètres, on observe le même type de dynamique : Dans les premières minutes, la concentration

diminue rapidement puis se stabilise sur une période de 20 à 45 min (tracé rouge sur les courbes). Après ce palier, la concentration réduit à nouveau pour tendre vers zéro. Plus le diamètre du disque est important, plus la seconde diminution de la concentration est retardée. La période durant laquelle la concentration est stable augmente aussi avec le diamètre.

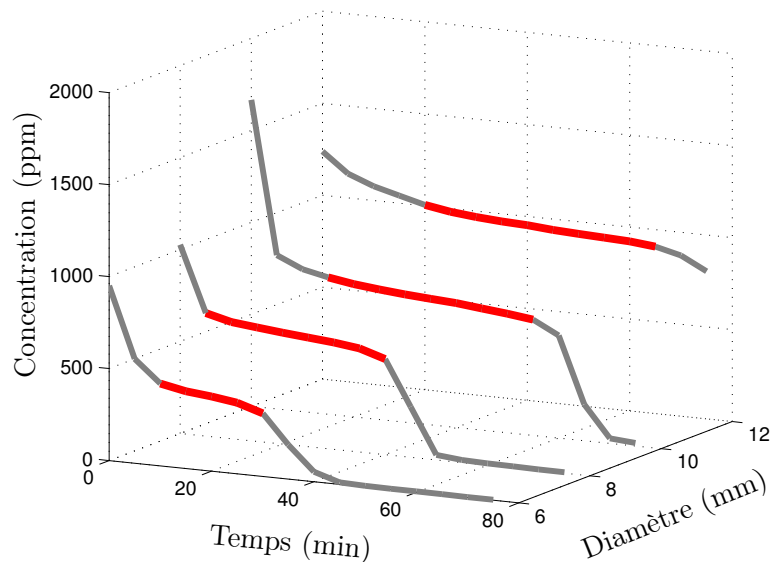


FIGURE 4.1 – Évolution de la concentration en butanol dans le temps et en fonction du diamètre du disque utilisé.

Si l'on considère uniquement ces périodes de stabilité, il est intéressant de tracer les concentrations en fonction de la surface d'évaporation (fig. 4.2). La surface d'évaporation du disque est : la base du cylindre et sa surface extérieure cylindrique. On constate que, sur cette période, la concentration en fonction de la surface d'évaporation du feutre tend à suivre une fonction linéaire.

La fonction linéaire de la forme $y = a \times x$ obtenue par la méthode des moindres carrés est tracée en gris (fig. 4.2). Le coefficient directeur de cette droite est le flux d'évaporation¹. Pour un débit d'air de $1 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$, le flux d'évaporation est de $5.13 \text{ ppm}\cdot\text{mm}^{-2}$

Cette méthode est donc très intéressante mais nous limite à des concentrations élevées. Pour les concentrations faibles, la période pour laquelle la concentration reste stable est réduite. Ceci est dû à la réduction de la quantité de liquide absorbé par le feutre. Les variations brutales de concentration sont un risque : travailler quelques minutes avant ou après la période de stabilité modifie considérablement la concentration (fig. 4.2). Pour ces raisons, nous avons modifié la forme du feutre afin d'augmenter le volume de celui-ci tout en diminuant la surface d'évaporation.

1. Normalement exprimé en $\text{kg}\cdot\text{m}^2\text{s}^{-1}$ nous l'exprimerons en $\text{ppm}\cdot\text{mm}^{-2}$, plus adapté à nos mesures mais dépendant du débit d'air utilisé.

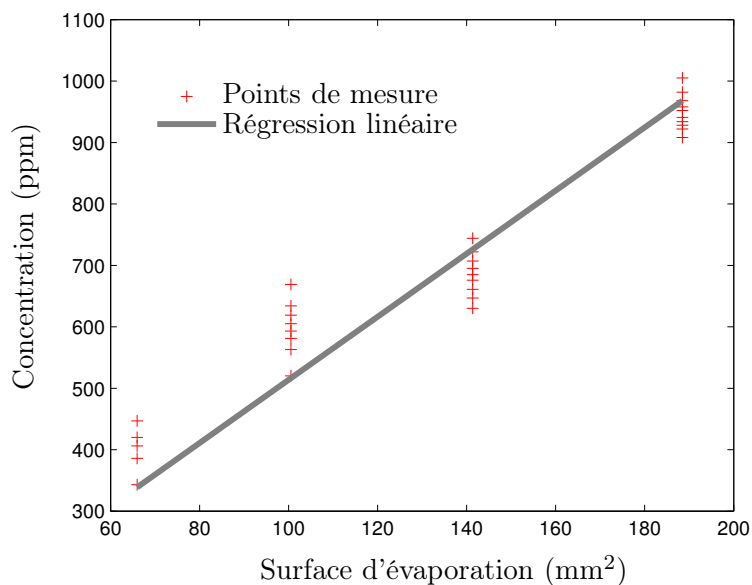


FIGURE 4.2 – Concentration en butanol de l'air en fonction de la surface d'évaporation du disque.

4.1.2 Forme annulaire de section carrée

Afin de conserver un volume suffisant de feutre (et de fait conserver un volume de produit odorant suffisant) tout en réduisant la surface d'évaporation, le feutre est découpé en forme d'anneau. Le diamètre extérieur de l'anneau est le même que le porte-filtre. L'air ne peut donc passer qu'au centre de l'anneau. Nous cherchons ici à avoir comme surface d'évaporation la surface cylindrique à l'intérieur de l'anneau.

Effet du diamètre intérieur sur la concentration

Pour les mesures suivantes, un débit d'air de $1 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ est appliqué à l'entrée du porte-filtre pendant 108 min. Des mesures de concentration par chromatographie en phase gazeuse sont effectuées toutes les trois minutes. La quantité de butanol déposée sur les filtres est de $400 \mu\text{L}$. Les mesures sont réalisées pour des diamètres intérieurs allant de 1 à 7 mm par pas de 1 mm.

Comme pour les disques de feutre, la concentration diminue fortement les premières minutes puis se stabilise (fig. 4.3). Pour les faibles diamètres (1 et 2 mm) la concentration n'est pas aussi stable que pour les diamètres supérieurs. Après 40 min elle décroît rapidement pour tendre vers zéro contrairement aux concentrations mesurées pour les diamètres supérieurs à 2 mm qui restent stables jusqu'à la fin des mesures. On note aussi que, pour les diamètres de 1 et 2 mm, la concentration en butanol est quatre à cinq fois plus élevée que pour les autres diamètres.

Si l'on considère uniquement les périodes pendant lesquelles la concentration est stable, on remarque que le tracé de la concentration en fonction de la surface

cylindrique n'est pas linéaire (fig. 4.4) et ne correspond pas au tracé théorique.

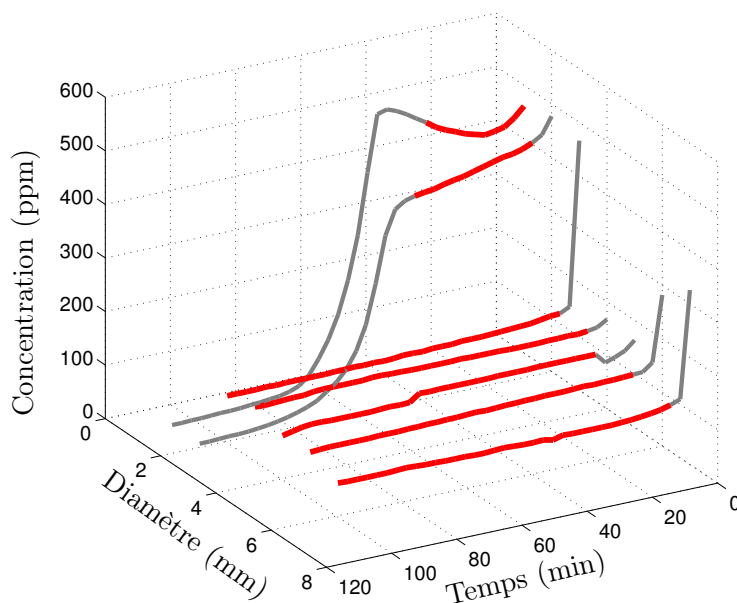


FIGURE 4.3 – Évolution de la concentration en butanol dans le temps et en fonction du diamètre intérieur de l'anneau. Les tracés en rouge indiquent les périodes durant lesquelles la concentration est stable dans le temps.

Pour comprendre ces courbes, des simulations de mécanique des fluides ont été réalisées avec l'extension FlowEpress du logiciel SolidWorks. Pour les diamètres intérieurs de 1 et 2 mm (fig. 4.5), une partie du flux d'air ne traverse pas directement l'anneau par son centre mais crée des tourbillons à la surface du feutre. Ces tourbillons vont happer les vapeurs sur cette surface ce qui augmente la concentration dans le flux d'air sortant. Pour les diamètres supérieurs, le fluide passe directement par le centre de l'anneau. Il est difficile d'expliquer l'allure des mesures pour les diamètres allant de 3 à 7 mm mais on peut supposer que, passé 4 mm, la vitesse du fluide réduisant, la quantité de vapeur happée par le flux d'air à la surface du feutre est moins importante.

Au vu des résultats, il est difficile de modifier la concentration des odeurs en modifiant le diamètre intérieur de l'anneau. En passant d'un diamètre de 2 à 3 mm, la concentration passe de 400 à 150 ppm (fig. 4.3). Pour les diamètres de 1 et 2 mm, les concentrations ne sont pas significativement différentes (tab. 4.1) et il en va de même avec les concentrations obtenues pour les diamètres allant de 3 à 6 mm. Cette caractéristique est intéressante car l'erreur commise sur ce diamètre lors de la découpe du feutre aura peu d'influence sur la concentration. En gardant cette configuration et en prenant un diamètre intérieur de 5 mm, nous allons mesurer l'effet de la quantité de liquide déposé dans le feutre sur la concentration.

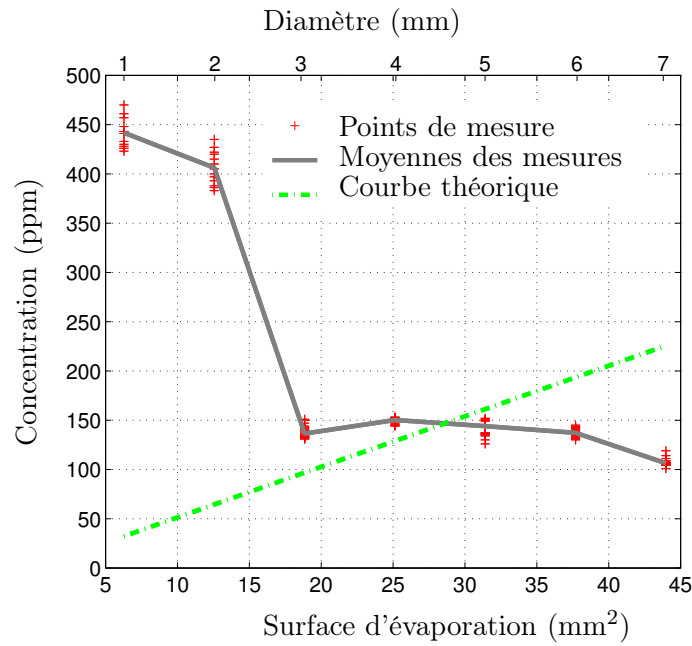


FIGURE 4.4 – Concentration en butanol en fonction de la surface d'évaporation. La droite théorique est calculée avec le flux d'évaporation déduit des mesures précédentes (cf. 4.1.1)

Diamètre (mm)	1	2	3	4	5	6	7
1	-	NS	S	S	S	S	S
2	-	-	S	S	S	S	S
3	-	-	-	NS	NS	NS	S
4	-	-	-	-	NS	NS	NS
5	-	-	-	-	-	NS	NS
6	-	-	-	-	-	-	S
7	-	-	-	-	-	-	-

TABLE 4.1 – Comparaison des concentrations pour les différents diamètres par un test de Student.

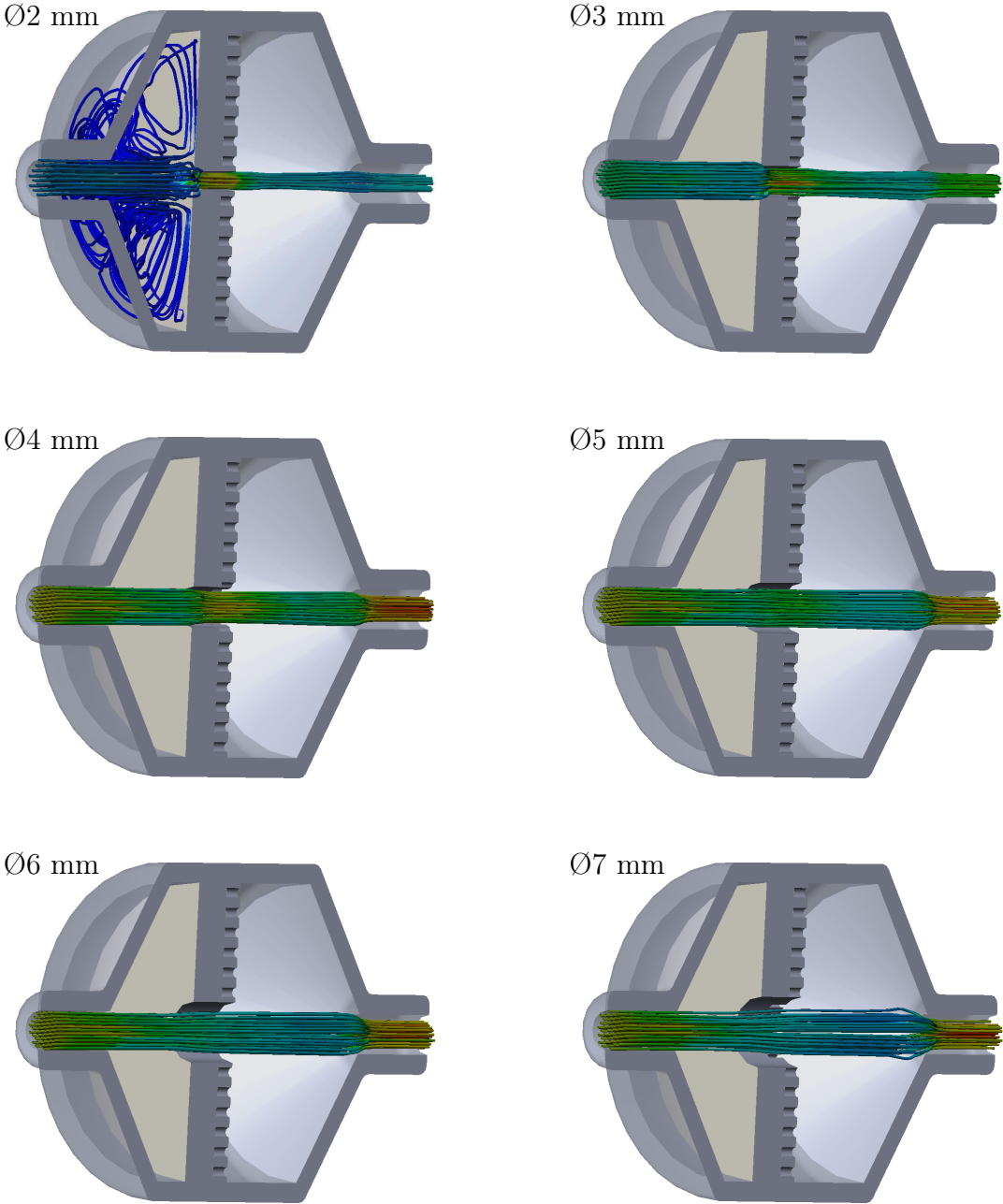


FIGURE 4.5 – Simulation du flux d'air traversant le diffuseur.

Effet du volume de produit sur la concentration

Dans le paragraphe précédent, nous avons observé que la concentration à la sortie du porte-filtre était peu influencée par la variation du diamètre intérieur de l'anneau en feutre de charbon actif. Nous avons donc fixé le diamètre intérieur à 5 mm et modifié le volume de butanol déposé sur le feutre.

Le flux d'air appliqué à l'entrée du porte-filtre est de $1 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$. Les mesures de concentration par chromatographie en phase gazeuse sont effectuées toutes les trois minutes pendant 105 min. La quantité de butanol déposée sur les filtres varie de 100 à 400 μL avec un pas de 100 μL .

Nous retrouvons une évolution de la concentration dans le temps similaire aux mesures précédentes (fig. 4.6). La période pendant laquelle la concentration est stable et courte pour la mesure réalisée en déposant 100 μL de produit odorant par rapport aux mesures réalisées pour des volumes plus importants.

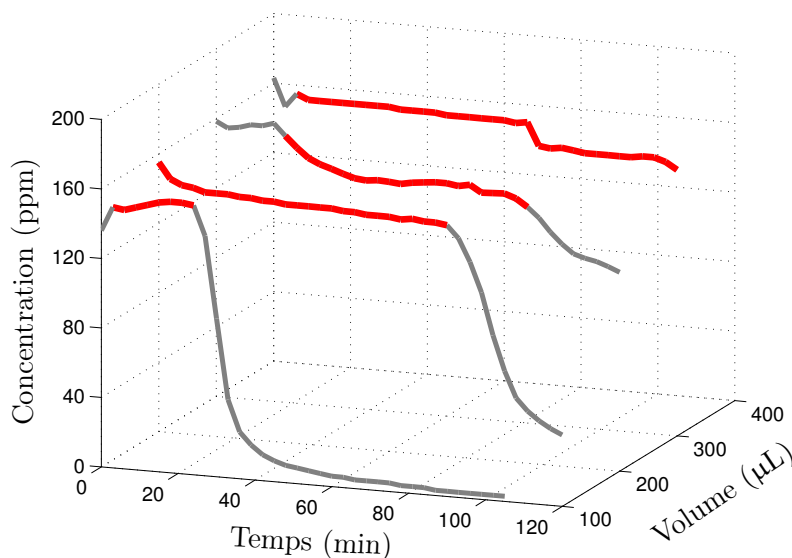


FIGURE 4.6 – Évolution de la concentration en butanol dans le temps pour différents volumes de liquide déposés sur le feutre. Les tracés en rouge indiquent les périodes durant lesquelles la concentration est stable dans le temps.

Si l'on considère uniquement les périodes durant lesquelles la concentration est stable, on observe que la modification de la quantité de butanol déposée sur le feutre ne modifie que peu la concentration de sortie (fig. 4.7). Nous allons donc, pour modifier la concentration, garder un volume de liquide constant de 400 μL et diluer le butanol dans du phtalate de diéthyle ($\text{C}_{12}\text{H}_{14}\text{O}_4$).

Dilution du produit déposé

Les mesures précédentes ont montré qu'un feutre de forme annulaire, d'un diamètre intérieur de 5 mm, sur lequel on dépose 400 μL de butanol offre une bonne

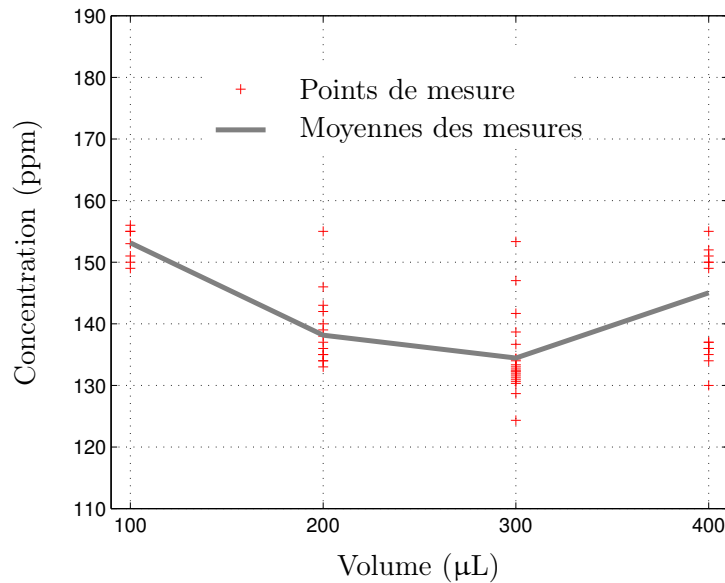


FIGURE 4.7 – Concentration en butanol en fonction de la quantité de liquide déposé sur le filtre.

stabilité de la concentration de butanol dans l'air à la sortie du diffuseur sur une période d'une centaine de minutes. Nous allons à présent modifier la quantité de butanol déposée sur le feutre en le diluant dans du phtalate de diéthyle. La quantité de liquide déposée reste de 400 µL. Les dilutions étudiées sont 100 % (butanol pur), 75 %, 25 % et 5 %.

Pour ces mesures, le flux d'air est de $1 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ et la concentration est mesurée toutes les 5 min sur une durée de 180 min.

Comme pour les résultats précédents, on observe une période durant laquelle la concentration reste stable (fig. 4.8). On note cependant une légère diminution de la concentration au fil du temps qui est en moyenne de $0.115 \text{ ppm}\cdot\text{min}^{-1}$ ($\pm 0.042 \text{ ppm}\cdot\text{min}^{-1}$) pour les quatre dilutions.

Si l'on considère les mesures uniquement après la diminution rapide de la concentration dans les premières minutes, on observe que moins le butanol est dilué et plus sa concentration dans l'air est importante (fig. 4.9). Cette méthode est efficace avec le butanol : la concentration reste stable dans le temps et nous pouvons, avec des dilutions de 5 à 100 %, faire varier la concentration de butanol dans l'air de 12 à 140 ppm.

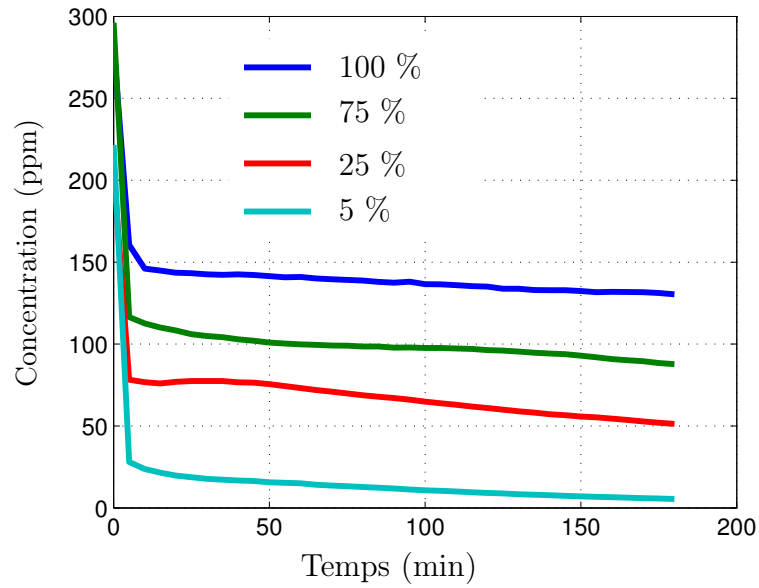


FIGURE 4.8 – Évolution de la concentration en butanol dans l'air pour différentes dilutions de butanol.

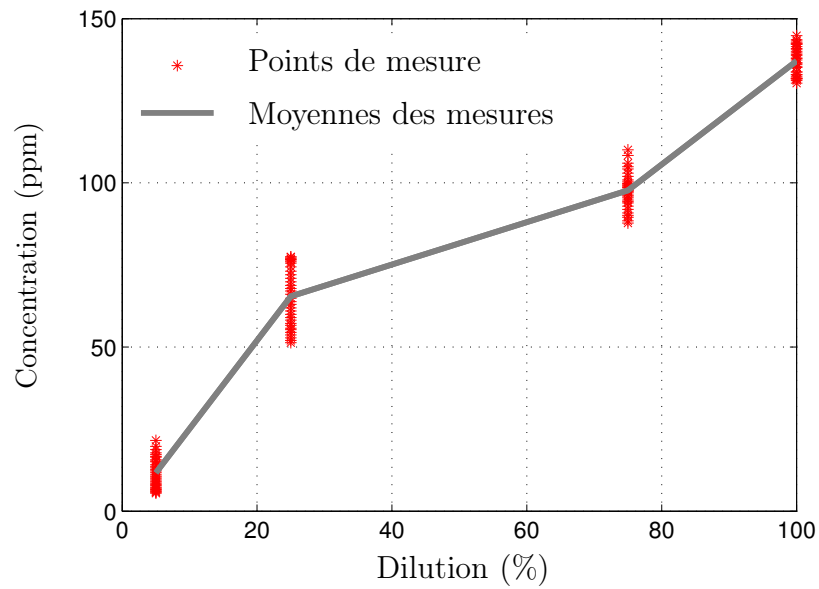


FIGURE 4.9 – Concentration en butanol de l'air en fonction de la dilution de butanol dans le phtalate de diéthyle.

Des mesures ont été effectuées avec deux autres substances : la pyridine et l'acétate d'isoamyle (fig. 4.10) avec un flux d'air de $0.5 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$. Seize mesures ont été réalisées toutes les deux minutes. Les résultats sont similaires aux précédents. Pour une dilution deux fois plus importante, nous obtenons une concentration environ deux fois plus faible. Cette règle est relativement bien suivie pour ces concentrations et donne un ordre de grandeur des valeurs attendues.

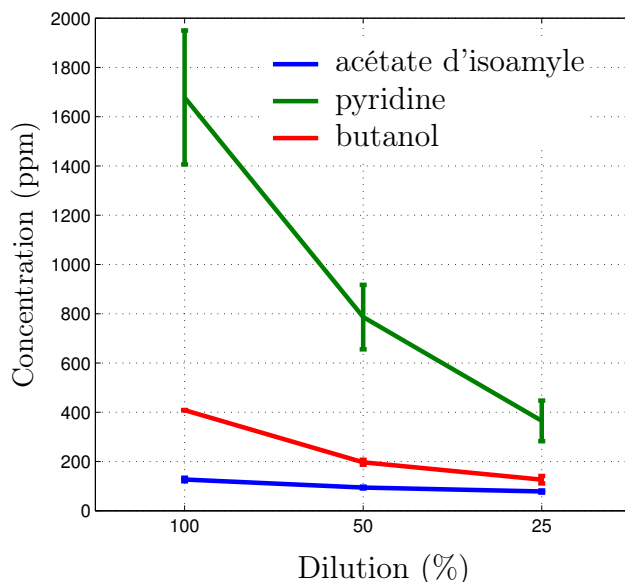


FIGURE 4.10 – Concentration de produit odorant dans l'air en fonction de la dilution.

4.1.3 Dynamique du système

Les temps de montée et les temps de descente de la concentration à la sortie du système et l'évolution de la concentration lors d'une stimulation ont été mesurés par spectroscopie UV (cf. 3.6.1).

La présentation d'une odeur se fait en trois phases : augmentation, maintien puis retour à zéro de la concentration (fig. 4.11). La durée de ces trois phases diffère selon les débits d'air utilisés.

Pour mesurer les temps de montée et descente de la concentration (fig. 4.12), des mesures répétées ont été effectuées : dix présentations de 2 s entrecoupées de 2 s de pause. Ces mesures ont été réalisées pour plusieurs débits d'air pour le flux permanent (0, 0.3, 0.6, 0.9, 1.2 $\text{L}\cdot\text{min}^{-1}$) et pour le flux porteur (0.3, 0.6, 0.9, 1.2 $\text{L}\cdot\text{min}^{-1}$). Le signal a été normalisé en prenant comme valeur maximum la moyenne du signal entre 1.5 et 2 s, et comme valeur minimum la moyenne entre 3.5 et 4 s (ces valeurs correspondent aux deux régimes établis du système).

Que ce soit pour le temps de montée ou de descente de la concentration, un débit d'air important réduit le temps de latence. Le flux porteur a un effet plus important sur le temps de montée. Pour le temps de descente, c'est le flux permanent qui joue un rôle plus notable.

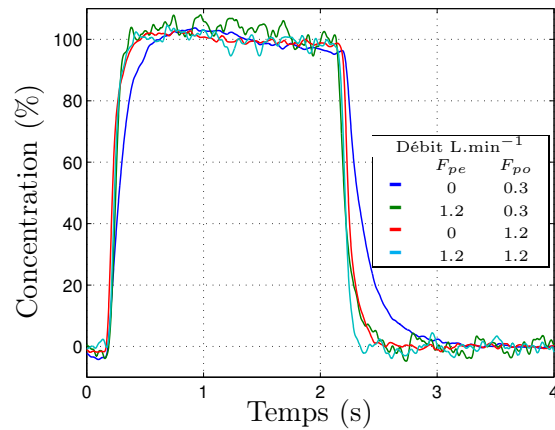


FIGURE 4.11 – Évolution de la concentration en acétone lors d’une phase de stimulation de 2 s suivie d’une phase de repos de 2 s ($t = 0$ correspond à l’envoi de la requête au contrôleur). Ces mesures ont été réalisées pour deux débits du flux porteur (F_{po}) et du flux permanent (F_{pe})

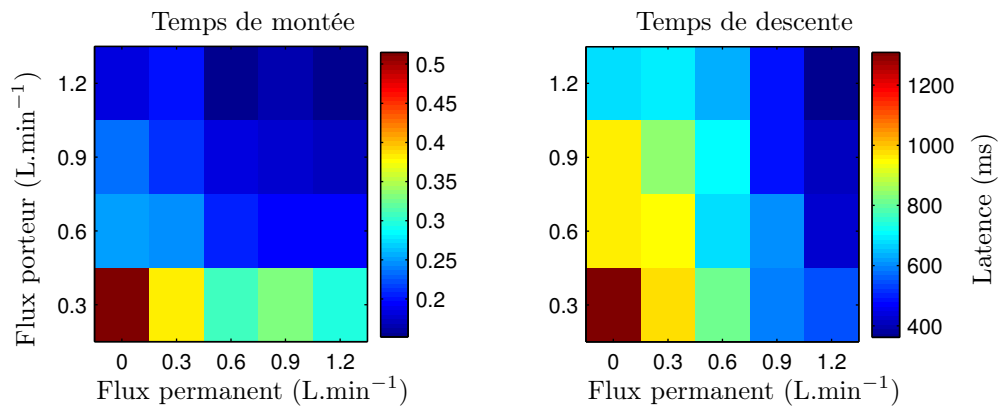


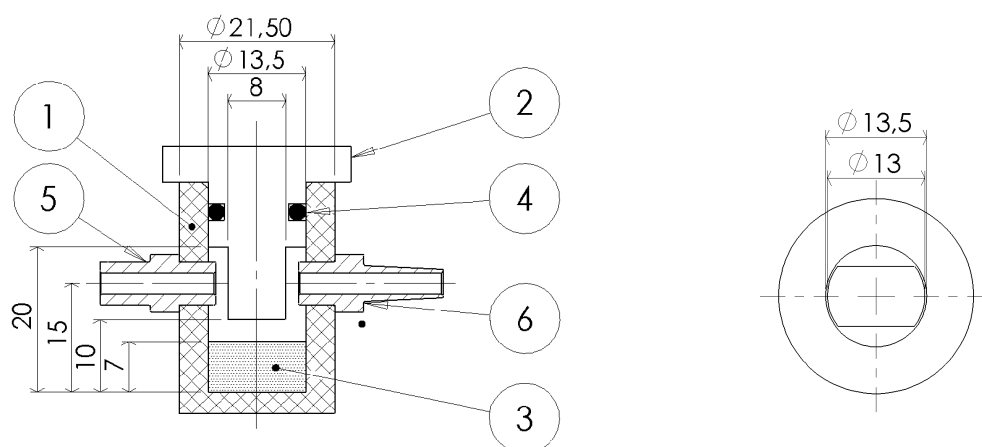
FIGURE 4.12 – A gauche, le temps de montée de la concentration : délai entre l’envoi de la requête au contrôleur et l’obtention d’une concentration supérieure à 90 % de la concentration maximale. A droite, le temps de chute : délai entre l’envoi de la requête au contrôleur et le passage de la concentration en dessous de 10 % de la concentration maximale.

4.2 Système bonbonne

4.2.1 Présentation du dispositif

Après avoir caractérisé le système présenté précédemment, nous avons élaboré un autre diffuseur, plus conventionnel, dont le principe a déjà été éprouvé par d'autres équipes [28, 29]. Contrairement à ce qui est proposé dans ces publications, nous avons, comme pour les porte-filtres, placé les diffuseurs au plus près du sujet. Cela nous a contraint à concevoir un réservoir compact (fig. 4.13).

Le principe est similaire au diffuseur étudié précédemment : le fluide entre dans la bonbonne 1 par le connecteur Luer femelle 5, passe sous le méplat du chapeau 2, rentre en contact avec le liquide 3 puis ressort chargé en vapeurs odorantes par le connecteur Luer mâle 6.



Item	Désignation	Fournisseur
1	Bâti	Usinage (PTFE)
2	Chapeau	Usinage (PTFE)
3	Liquide odorant (1 mL)	-
4	Joint torique	-
5	Raccord Luer femelle -1/4" 28 UNF mâle	Fisher Scientific
6	Raccord Luer mâle -1/4" 28 UNF mâle	Fisher Scientific

FIGURE 4.13 – Dessin d'ensemble du diffuseur avec une vue du chapeau à droite et la nomenclature.

4.2.2 Caractérisation

Pour les mesures suivantes, trois produits ont été utilisés : l'acétate d'isoamyle, le butanol, et la pyridine. Ces produits ont été utilisés à quatre dilutions : 100 % (produit pur), 50 %, 25 % et 12.5 %. Les mesures ont été réalisées pour cinq débits d'air à l'entrée des bonbonnes : 0.4, 0.8, 1.2, 1.6 et 2 L.min⁻¹.

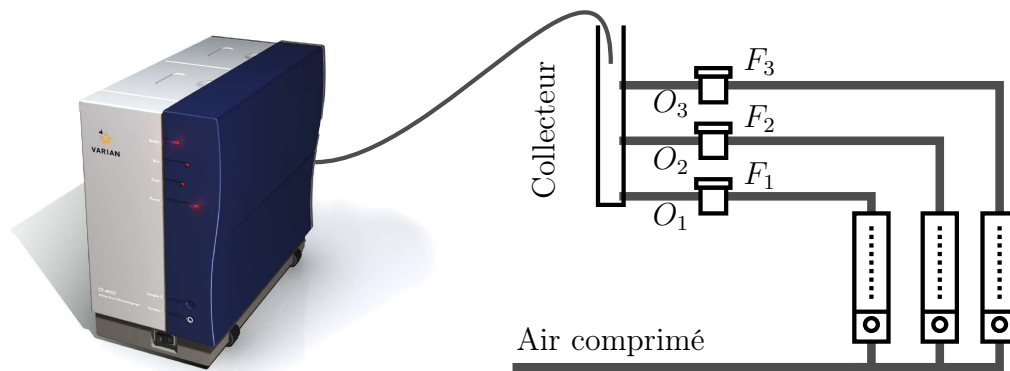


FIGURE 4.14 – Chromatogramme des trois molécules odorantes étudiées.

Des échantillons d'air ont été prélevés par le chromatographe toutes les 2 min. Seize mesures consécutives ont été réalisées (30 min d'acquisition) pour chaque condition.

Les trois produits ont des temps de rétention dans la colonne du chromatographe suffisamment éloignés pour faire des mesures sur les trois en même temps (fig. 3.23). Pour ce faire, chaque bonbonne est alimentée par un régulateur de débit (fig. 4.14). Pour chaque odeur notée O_n est appliqué le flux F_n . Les flux d'air odorisés sont dirigés vers le collecteur dans lequel les échantillons de gaz sont prélevés pour l'analyse chromatographique. Les flux d'air odorisés étant dilués les uns dans les autres, les concentrations mesurées sur le chromatogramme sont corrigées afin d'évaluer la concentration de l'odeur uniquement dans le flux d'air qui la transporte. Pour obtenir la concentration corrigée Cc_n de l'odeur O_n , on multiplie la concentration mesurée Cm_n par le flux total divisé par le flux utilisé pour l'odeur (eq. 4.1).

$$Cc_n = Cm_n \cdot \frac{\sum F}{F_n} \quad (4.1)$$

4.2.3 Stabilité de la concentration dans le temps

Les mesures que nous avons effectuées pour caractériser ce système de diffusion d'odeur permettent d'observer l'influence de trois paramètres sur la concentration : le débit d'air, la dilution des produits et le temps. En effet, la concentration diminue avec le temps. Sur les graphiques suivants (fig. 4.15), l'évolution de la concentration de produit odorant dans l'air est représentée pour les trois produits, à différentes dilutions, pour un flux d'air de $0.8 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$. On observe une dérive de la concentration dans le temps plus ou moins importante selon les produits et leurs dilutions.

La concentration évolue dans le temps de manière quasi linéaire. Nous avons donc réalisé des régressions linéaires afin d'évaluer l'effet de la dilution et du débit

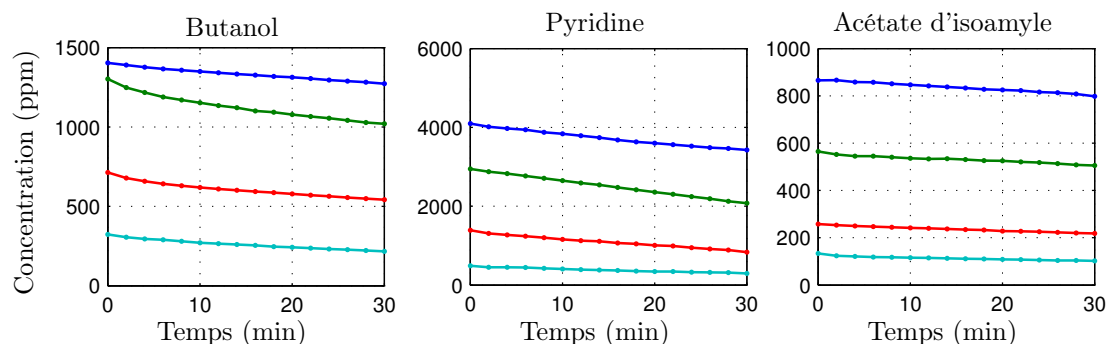


FIGURE 4.15 – Évolution de la concentration dans le temps, pour un débit d'air de 0.8 Lmin^{-1} et pour les trois produits dilués à : 100 % (courbe bleue), 50 % (courbe verte), 25 % (courbe rouge) et 12.5 % (courbe cyan).

d'air sur la pente de ces droites. L'erreur commise sur les régressions est en moyenne de $1.3 \% \pm 0.96 \%$. Les pentes de ces droites sont retranscrites sur les graphiques (fig. 4.16) en échelle de couleur. On note sur cette figure que les trois produits n'ont pas le même comportement : pour la pyridine, les pentes sont plus importantes que pour le butanol ou l'acétate d'isoamyle. Ces différences sont liées à la nature du produit, en particulier à la tension de vapeur (ou pression de vapeur saturante) des produits : plus la tension de vapeur est élevée et plus le produit s'évapore rapidement.

Quel que soit le produit, le flux d'évaporation augmente avec le débit d'air. En effet, la couche de vapeur saturée présente à la surface du produit étant plus rapidement évacuée, le flux d'évaporation est plus important.

L'effet de la dilution sur le flux d'évaporation est moins évident à interpréter car deux phénomènes sont en jeu : (1) plus le liquide s'évapore et moins la vitesse de l'air au-dessus du produit est importante (l'espace entre le bouchon et le liquide s'agrandit, le débit d'air étant invariant, la vitesse diminue), (2) plus le liquide s'évapore, plus la dilution du produit dans le phtalate de diéthyle est faible ce qui diminue la surface du produit en contact avec l'air.

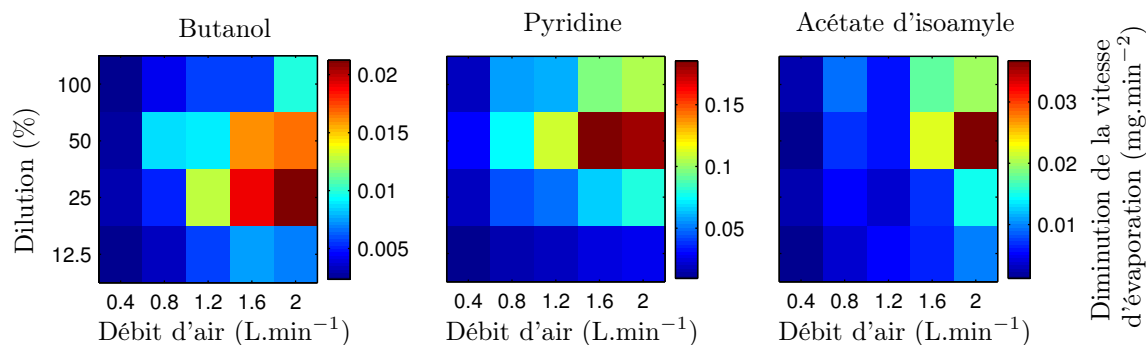


FIGURE 4.16 – Diminution de la vitesse d'évaporation pour les trois produits étudiés en fonction du débit d'air et de la dilution.

4.2.4 Effet du flux d'air et de la dilution sur la concentration

La dilution des produits odorants dans un diluant inodore et le débit d'air sont deux paramètres influant sur la concentration d'odorant dans l'air à la sortie du stimulateur. Les deux paramètres peuvent être utilisés pour ajuster la concentration comme le montre la figure 4.17. Plus le produit est dilué, plus la concentration est faible. L'augmentation du débit entraîne une diminution de la concentration et une augmentation de la vitesse d'évaporation : pour une durée de présentation donnée, la quantité de produit odorant envoyé augmente avec le débit.

Il est cependant préférable d'ajuster la concentration via la dilution. Contrairement à d'autres stimulateurs olfactifs disposant de deux régulateurs de débit par canal odorant [25], notre stimulateur impose la même dilution du flux d'air odorisé dans l'air pur pour tous les canaux (fig. 3.10).

Bien que la dilution des produits odorants dans un diluant inodore devrait être proportionnelle à la concentration à la sortie du diffuseur (si l'on considère un modèle simple tel que $C = S.F_{ev}$, avec C la concentration, S la surface d'évaporation et F_{ev} le flux d'évaporation), dans la pratique cela n'est pas vérifié (fig. 4.17), en particulier lorsque l'on utilise des dilutions faibles (très marqué pour le butanol et la pyridine).

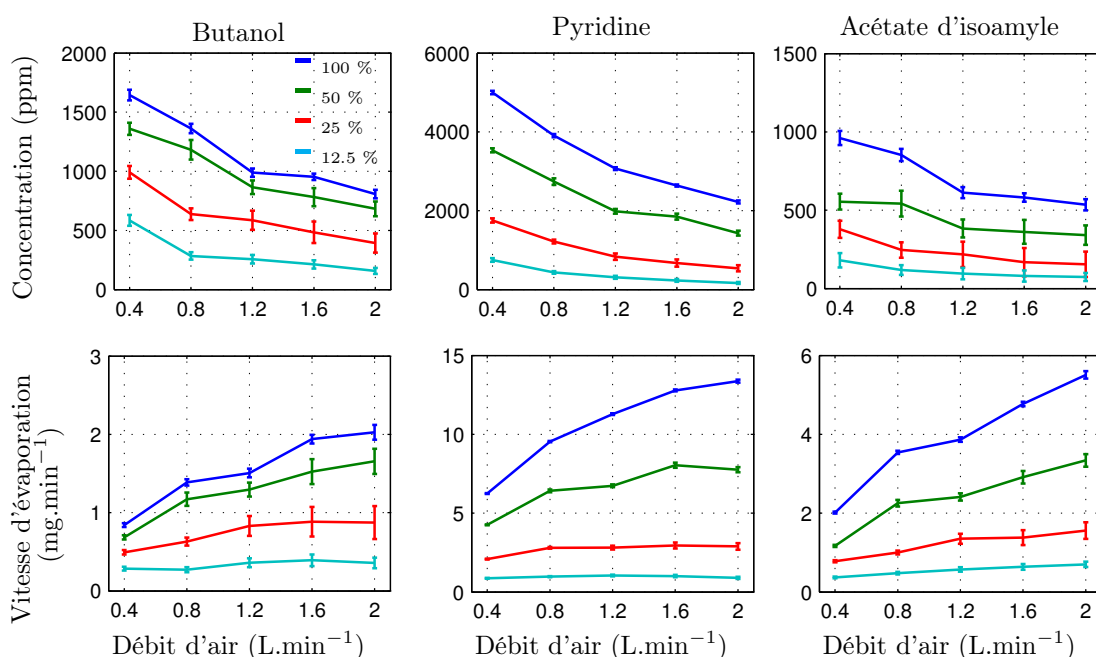


FIGURE 4.17 – Concentration de produit odorant dans l'air en fonction du débit d'air utilisé pour les trois produits utilisés et pour les quatre dilutions étudiées. Chaque point des courbes correspond à la moyenne des seize mesures réalisées sur une durée de 30 minutes.

4.2.5 Dynamique du système

Comme pour le diffuseur étudié précédemment, des mesures en spectroscopie UV ont été réalisées pour étudier l'évolution temporelle de la concentration. Le signal a été normalisé en prenant comme valeur maximum la moyenne du signal entre 1.5 et 2 s et comme valeur minimum la moyenne entre 3.5 et 4 s. Ces deux périodes correspondent au régime établi du système.

La concentration augmente fortement puis diminue pour atteindre sa valeur en régime stable (fig. 4.18). Lors de la montée, la concentration atteint le double de la concentration en régime établi. La largeur de ce pic et sa position temporelle sont liées principalement au flux porteur. La chute de concentration est similaire au système de diffusion étudié précédemment.

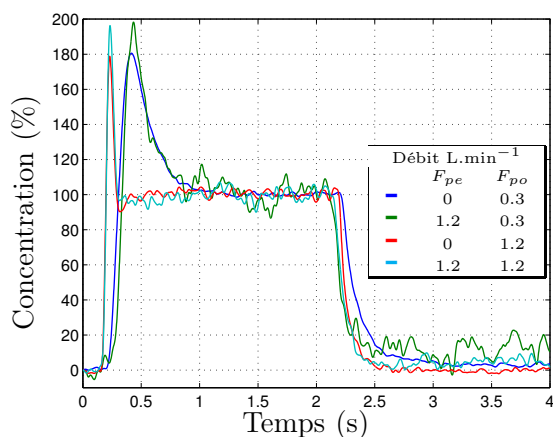


FIGURE 4.18 – Évolution de la concentration en acétone lors d'une phase de stimulation de 2 s suivie d'une phase de repos de même durée ($t = 0$ correspond à l'envoi de la requête au contrôleur). Ces mesures ont été réalisées pour deux débits du flux porteur (F_{po}) et permanent (F_{pe})

Comme pour le porte-filtre, le flux porteur a un effet notable sur le temps de montée. Le flux permanent agit de manière importante sur le temps de descente (fig. 4.19). Le temps de montée est plus faible que le temps de descente.

Le pic de concentration présent en début de stimulation peut être atténué. Une première méthode consiste à ajouter un volume mort à la sortie du collecteur dans lequel les molécules qui entrent à un même instant ressortent à des instants différents. Pour cela, nous avons utilisé deux porte-filtres de tailles différentes (1535D et 1535F www.fishersci.com) de diamètre 13 et 25 mm.

Sans dispositif d'atténuation du pic, la concentration monte à 190 % (fig. 4.20(A)). Le porte-filtre d'un diamètre de 12 mm abaisse ce maximum à 170 % et celui de diamètre plus important réduit le pic à 150 %. La contrepartie est un retard induit par le volume ajouté. Le temps de réponse du système passe de 196 ms (pas de porte-filtre) à 216 ms avec un porte-filtre de 12 mm de diamètre et 247 ms pour un de 25 mm.

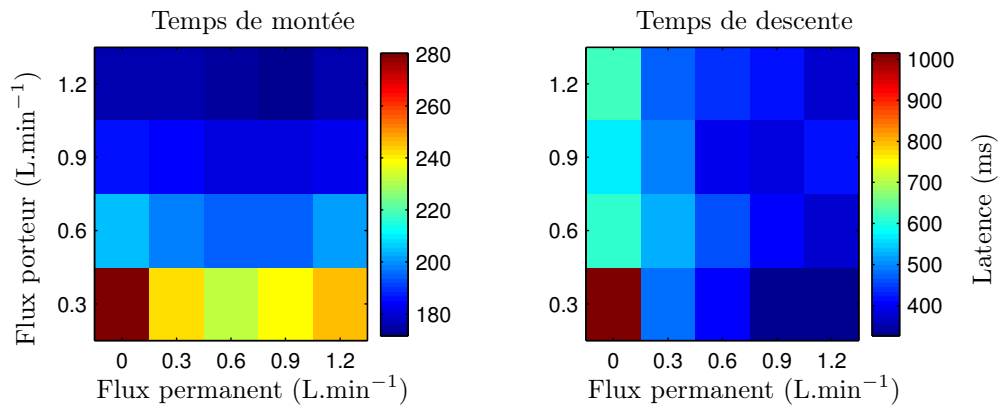


FIGURE 4.19 – A gauche, le temps de montée de la concentration : délai entre l’envoi de la requête au contrôleur et l’obtention d’une concentration supérieure à 90 % de la concentration en régime stable. A droite, le temps de chute : délai entre l’envoi de la requête au contrôleur et le passage de la concentration en dessous de 10 % du régime stable précédent.

Une autre solution consiste à commencer la présentation de l’odeur par trois impulsions de 30 ms avec un intervalle se réduisant progressivement de 130 ms à 90 puis 30 ms. La réponse du système à ce train d’impulsions va être une suite d’oscillations allant de 70 à 140 % sur une période de 500 ms puis une stabilisation du signal (fig. 4.20(B)). L’intérêt de cette méthode est de conserver le temps de réponse du système tout en limitant l’amplitude du pic de concentration. L’amplitude de ces oscillations peut être réduite en ajoutant un porte-filtre (comme décrit dans la première méthode), ce qui engendre un retard mais atténue l’amplitude des oscillations. Le train d’impulsions proposé a été optimisé pour un fonctionnement sans porte-filtre, ce qui explique la montée lente de la concentration lors de l’utilisation du porte-filtre de diamètre 25 mm. Ce train d’impulsions doit être adapté aux débits utilisés mais aussi aux produits. En effet, ce pic est induit par l’augmentation de la concentration du produit dans l’air à l’intérieur de la bonbonne quand aucun flux ne la traverse. L’amplitude de ce pic dépend donc du taux de saturation du produit mais aussi de la concentration du produit dans l’air en régimes établis. Les réglages obtenus avec l’acétone donnent donc des informations sur l’allure que pourrait avoir la concentration avec un autre produit.

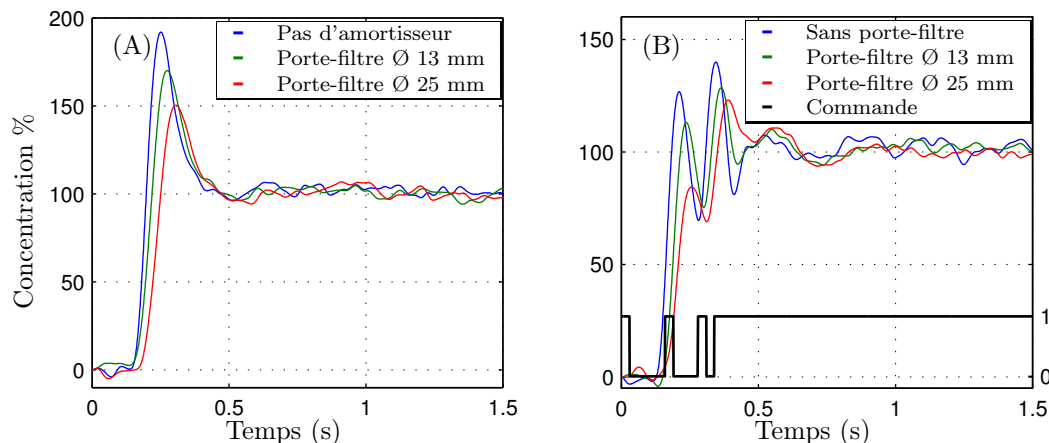


FIGURE 4.20 – Pic de concentration en début de stimulation. (A) Atténuation de l’amplitude par l’ajout de porte-filtre après le diffuseur. (B) Début de présentation réalisé par une série d’impulsions avec et sans l’ajout de porte-filtre.

4.3 Conclusion

Nous avons abordé dans ce chapitre deux techniques de diffusion d’odeur. Pour la première méthode (cf. 4.1), le flux d’air vient happer les vapeurs du produit odorant imbibant le feutre. Le feutre est découpé en forme d’anneau et le flux d’air passe en son centre. Dans la seconde méthode présentée (cf. 4.2), le flux d’air vient happer les vapeurs odorantes à la surface du liquide contenu dans une bonbonne.

La mise en place des bonbonnes nécessite plus d’attention : elles doivent toujours rester droites pour que le liquide odorant ne coule pas. Pour les porte-filtres, le liquide odorant reste dans le feutre ce qui rend la manipulation plus facile.

Pour les mêmes paramètres (débit d’air, dilution), la concentration varie à chaque changement de diffuseur. Nous avons réalisé six mesures, avec du butanol non dilué et un flux d’air porteur à $1 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$, pour les deux types de diffuseurs. L’écart-type calculé sur les six mesures est de 12.5 % pour le système de porte-filtre et de 10 % pour les bonbonnes.

Les deux systèmes de diffusion n’ont pas les mêmes temps de latence. Pour le temps de montée de la concentration, le stimulateur utilisé avec les bonbonnes est en moyenne (sur les mesures présentées dans ce chapitre) plus rapide de 200 ms par rapport au porte-filtre. Pour le temps de descente, là aussi le système de porte-filtre est plus lent d’en moyenne 230 ms.

L’étude de la dynamique de la concentration lors de la présentation de l’odeur montre que l’utilisation des bonbonnes induit un pic de concentration en début de stimulation. Pour réduire l’amplitude de ce pic, nous avons imaginé une solution basée sur l’envoi de l’odeur en une série d’impulsions au début de la présentation. Cela engendre une montée de la concentration plus progressive.

Nous allons voir dans le chapitre suivant comment utiliser une série d’impulsions pour diminuer la concentration, ainsi que différentes manières de réduire

les oscillations qu'elles engendrent. Au vu des temps de latence des deux diffuseurs, nous utiliserons les bonbonnes pour diffuser les odeurs.

5 La Modulation de largeur d'impulsion (MLI) appliquée à la stimulation olfactive

L'une des difficultés régulièrement rencontrées en olfaction est l'ajustement de l'intensité de l'odeur. Nous avons vu dans le chapitre précédent l'effet de la dilution des produits odorants dans un solvant inodore. Si la dilution modifie l'intensité de la stimulation, l'automatisation de cette technique nécessite autant de canaux olfactifs que d'intensités souhaitées.

Nous présentons dans ce chapitre une méthode alternative ne nécessitant pas de modification importante du système : la modulation de largeur d'impulsion (MLI).

5.1 Principe de la MLI

La MLI est une technique couramment utilisée en électronique ou électrotechnique pour modifier la valeur d'une tension continue. Le principe est d'ouvrir et fermer alternativement le circuit avec des interrupteurs commandés pour modifier la valeur moyenne de la tension (fig. 5.1). La période d'alternance, notée T , est appelée période de découpage. Pour chaque période T , le circuit est fermé pendant la période αT , α étant le rapport cyclique. Sa valeur est comprise entre 0 et 1. Ce rapport lie la tension moyenne à la tension de la source (tension maximum) tel que $U_{moyen} = \alpha \cdot U_{max}$.

Ce dispositif permet de piloter électroniquement la tension de sortie. En appliquant ce principe à la présentation d'une odeur, il devient possible de modifier son intensité de manière électronique et donc informatique.

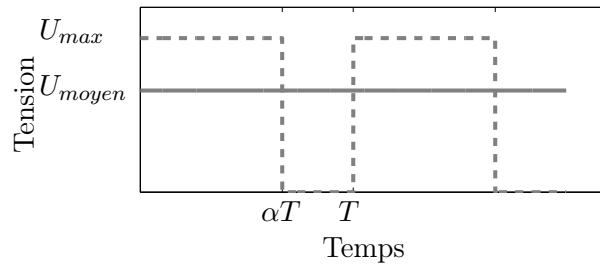


FIGURE 5.1 – Principe de la MLI.

5.2 Modèle théorique

5.2.1 Modèle simplifié

Pour cette première approche nous allons considérer que les flux d'air restent parfaitement constants et nous n'allons pas prendre en compte le temps d'ouverture et de fermeture des électrovannes. Pour calculer la concentration en sortie de dispositif nous allons nous intéresser aux volumes d'air délivrés durant une période T (fig. 5.2).

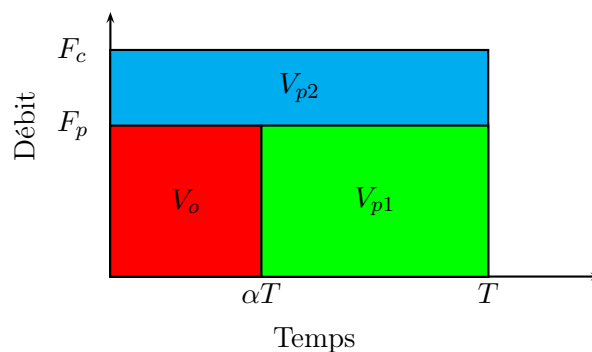


FIGURE 5.2 – Chronogramme décrivant la nature (odorisé ou pur) des volumes d'air délivrés par le système durant la période de découpage T . Les volumes V_{p1} et V_{p2} sont des volumes d'air pur provenant respectivement du flux porteur F_p et du flux constant (ou flux permanent) F_c . Le volume V_o est le volume d'air odorisé provenant de F_p passant par le diffuseur.

La concentration finale C_f à la sortie du dispositif, sur une période T s'exprime telle que :

$$C_f = C_{V_o} \frac{V_o}{V_{total}}$$

$$C_f = C_{V_o} \frac{V_o}{V_o + V_{p1} + V_{p2}}$$

C_{V_o} étant la concentration de produit odorant dans le volume V_o . On peut ainsi exprimer le facteur de dilution K de C_{V_o} dans le volume total de la façon suivante :

$$K = \frac{V_o}{V_o + V_{p1} + V_{p2}} \quad (5.1)$$

Les paramètres sur lesquels nous pouvons agir étant les débits F_p et F_c et le rapport cyclique α , nous exprimons les volumes V_o, V_{p1} et V_{p2} en fonction de ces derniers :

$$V_o = \int_0^{\alpha T} F_p(t) dt = \alpha T F_p \quad (5.2)$$

$$V_{p1} = \int_{\alpha T}^T F_p(t) dt = T(1 - \alpha)F_p \quad (5.3)$$

$$V_{p2} = \int_0^T F_c(t) dt = T F_c \quad (5.4)$$

En réinjectant les équations 5.2, 5.3 et 5.4 dans l'équation 5.1 on exprime le facteur de dilution K tel que :

$$K = \frac{F_p}{F_p + F_c} \alpha \quad (5.5)$$

La fonction $K(\alpha)$ est linéaire et sa pente est $\frac{F_p}{F_p + F_c}$ (fig. 5.3). Les mesures réalisées dans cet exemple¹ se détachent de ce modèle : le facteur de dilution mesuré est plus important que le facteur calculé et l'allure de la courbe mesurée est différente du modèle : les mesures n'évoluent pas de manière linéaire.

Nous avons observé un fonctionnement asynchrone de l'électrovanne D (fig. 3.10) distribuant l'air vers les diffuseurs d'odeur et l'électrovanne E, ouverte lorsqu'aucune vanne de D n'est ouverte. L'ouverture de D et la fermeture de E se font de manière synchrone. On note cependant, à la fermeture de D, un retard d'ouverture de E. Ce retard varie de 20 ms à 70 ms selon le débit d'air. L'ouverture de l'électrovanne E se fait grâce à la pression en amont de la vanne : elle n'est pas munie d'un ressort de rappel. Cela engendre donc un délai dépendant du temps de mise en pression de l'électrovanne et donc du débit.

1. Les mesures présentées ici ont été réalisées par chromatographie en phase gazeuse avec comme produit odorant du butanol.

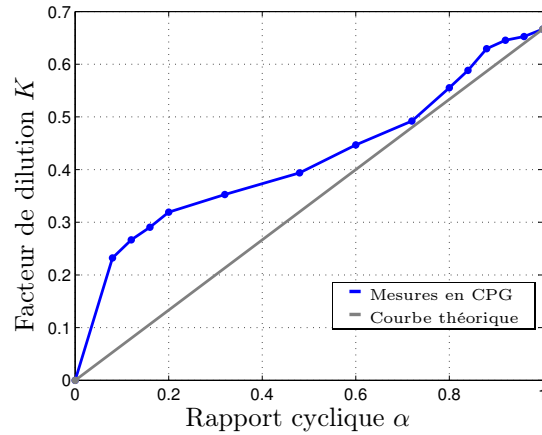


FIGURE 5.3 – Comparaison de la courbe théorique du facteur de dilution en fonction du rapport cyclique α avec des mesures réalisées avec les paramètres suivants : $F_p = 600$, $F_c = 300$, $T = 250$ ms, et αT allant de 20 ms à 250 ms par pas de 10 ms.

5.2.2 Fonctionnement asynchrone des électrovannes

En tenant compte du retard entre la fermeture de D et l'ouverture de E, le chronogramme décrivant les volumes d'air libérés par le système se trouve modifié (fig. 5.4).

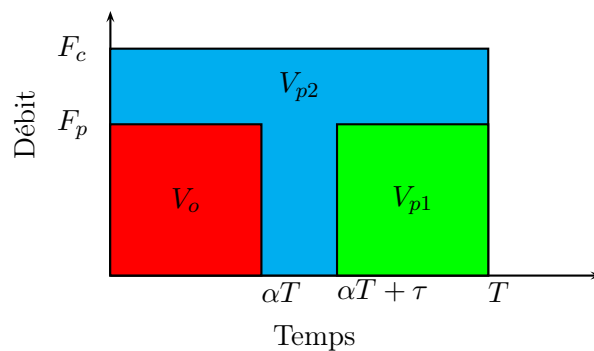


FIGURE 5.4 – Chronogramme décrivant la nature (odorisé ou pur) des volumes d'air délivrés par le système durant une période de découpage T . Les volumes V_{p1} et V_{p2} sont des volumes d'air pur provenant respectivement du flux porteur F_p et du flux constant (ou permanent) F_c . Le volume V_o est le volume d'air odorisé provenant de F_p passant par le diffuseur. Le retard τ dû au temps de redirection du flux diminue le volume V_{p1} .

Le flux d'air compensateur, devant être délivré à αT , est retardé de τ . Le volume V_{p1} est donc réduit et s'exprime tel que

$$V_{p1} = \begin{cases} \int_{\alpha T + \tau}^T F_p(t) dt = [(1 - \alpha)T - \tau]F_p & , \text{ si } \alpha < 1 - \frac{\tau}{T} \\ 0 & , \text{ si } \alpha \geq 1 - \frac{\tau}{T} \end{cases} \quad (5.6)$$

On obtient donc l'expression du facteur de dilution suivante :

$$K = \begin{cases} \frac{F_p}{F_p(1 - \frac{\tau}{T}) + F_c} & , \text{ si } \alpha < 1 - \frac{\tau}{T} \\ \frac{1}{1 + \frac{1}{\alpha} \frac{F_c}{F_p}} & , \text{ si } \alpha \geq 1 - \frac{\tau}{T} \end{cases} \quad (5.7)$$

Cette expression du facteur de dilution K (eq. 5.7) se rapproche plus des mesures que nous avons effectuées (fig. 5.5) que l'expression calculée précédemment (eq. 5.5) ne considérant pas le retard τ . Bien que l'on reste éloigné des mesures, le comportement du système pour $\alpha > 1 - (\frac{T}{\tau})$ est mieux décrit par ce modèle. Le facteur de dilution est cependant plus élevé en pratique pour les valeurs de α inférieures à 0.6 puis cela s'inverse jusqu'à $\alpha = 0.85$. Pour comprendre le décalage entre les deux courbes nous allons nous intéresser aux variations du flux porteur et en particulier aux conséquences du retard τ sur ce flux.

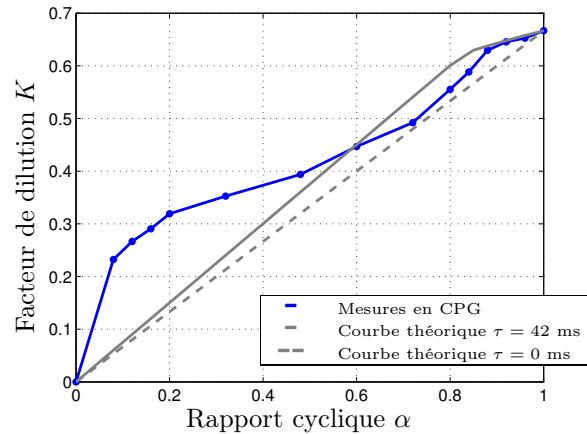


FIGURE 5.5 – Comparaison des courbes théoriques du facteur de dilution en fonction du rapport cyclique α avec des mesures réalisées pour les paramètres suivants : $F_p = 600$, $F_c = 300$, $T = 250$ ms, et αT allant de 20 ms à 250 ms par pas de 10 ms.

5.2.3 Comportement du flux porteur

Dans les approches précédentes, nous considérons que le flux d'air évoluait de façon instantanée. L'évolution des flux d'air est en réalité progressive. Au moment où le système pneumatique redirige le flux F_p vers le diffuseur, le flux d'air

compensateur va diminuer progressivement et le flux d'air odorisé augmente de la même manière (fig. 5.6). A αT le flux d'air F_p est interrompu durant τ . La partie pneumatique en amont des électrovannes monte en pression. Au moment de l'ouverture, le flux augmente rapidement, dépassant la valeur de consigne F_p , puis chute pour atteindre la valeur de consigne.

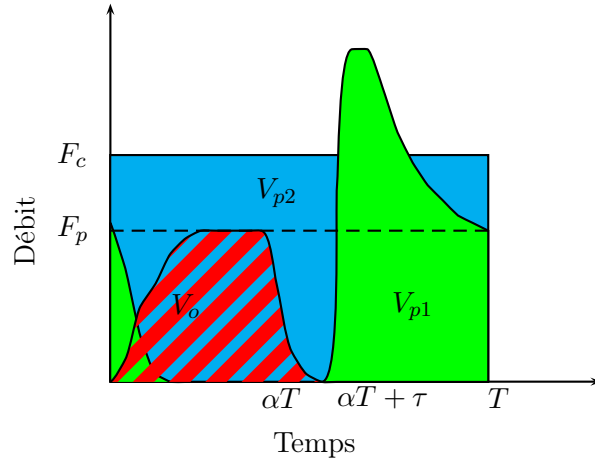


FIGURE 5.6 – Chronogramme décrivant la nature (odorisé ou pur) des volumes d'air délivrés par le système durant une période de découpage T . Les volumes V_{p1} et V_{p2} sont des volumes d'air pur provenant respectivement du flux porteur et du flux constant (ou permanent) F_c . Le volume V_o est le volume d'air odorisé provenant du flux porteur passant par le diffuseur. F_p est la valeur de consigne du flux porteur. L'allure des courbes liées à V_{p1} et V_o est adaptée de mesures réelles .

Dans ces conditions, pour calculer les volumes V_o et V_{p1} , nous allons considérer le flux F_o associé au volume V_o (flux traversant le diffuseur d'odeur) et le flux F_{p1} associé au volume V_{p1} . On exprime à présent ces volumes tels que :

$$V_o = \int_0^T F_o(t) dt \quad (5.8)$$

$$V_{p1} = \int_0^T F_{p1}(t) dt \quad (5.9)$$

V_{p2} est inchangé (eq. 5.4). En mesurant le débit d'air F_o et F_{p1} , et en utilisant les expressions de V_{p1} et V_o ci-dessus nous obtenons le facteur de dilution K (eq. 5.1) dont l'allure est proche des mesures effectuées en chromatographie mais les valeurs sont inférieures à celles-ci (fig. 5.7).

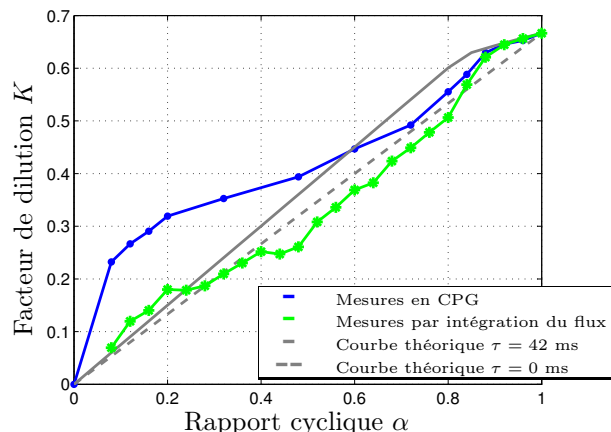


FIGURE 5.7 – Comparaison des courbes théoriques du facteur de dilution en fonction du rapport cyclique α avec des mesures réalisées avec les paramètres suivants : $F_p = 600$, $F_c = 300$, $T = 250$ ms, et αT allant de 20 ms à 250 ms par pas de 10 ms.

5.2.4 Conclusion

Nous avons décrit dans le comportement que devrait avoir le système avec des approches différentes : de la description la plus simple (5.2.1) à des descriptions plus détaillées (cf. 5.2.3 et 5.2.2). Nous avons considéré que la concentration n'évoluait pas en fonction du flux contrairement à ce que les mesures réalisées précédemment (4.2.4) nous montrent. Néanmoins, ces modèles nous aident à mieux comprendre le comportement du système. Le calcul du facteur de dilution par les formules 5.7 ou 5.5 nous donne un ordre de grandeur des valeurs de la concentration. Une caractérisation du système est toutefois nécessaire pour une maîtrise plus fine de la concentration des odeurs.

5.3 Évolution temporelle de la concentration

L'utilisation de la MLI a des conséquences sur la présentation de l'odeur : le découpage fait osciller la concentration. Pour étudier ces oscillations, la méthode de spectroscopie UV (cf. 3.6.1) est utilisée.

5.3.1 Fréquence de découpage

Lors de la présentation d'une odeur avec la méthode de MLI, la concentration oscille. Cependant, le signal de commande des électrovannes ne se retrouve pas entièrement dans le signal de la concentration car le système agit comme un filtre passe bas. Une fréquence de découpage élevée est donc préférable afin de limiter l'amplitude des oscillations (fig. 5.8).

Cependant une fréquence de découpage trop élevée engendre un éloignement important du modèle aux mesures (fig. 5.9). Ceci est en partie dû à l'asynchronisme

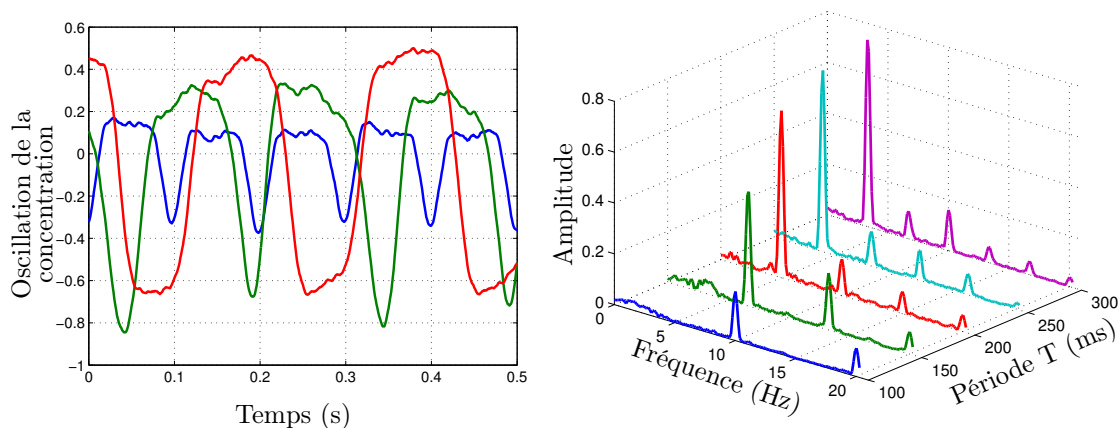


FIGURE 5.8 – Oscillation de la concentration à la sortie du diffuseur. À gauche le signal dans l'espace temporel (uniquement pour les valeurs de T allant de 100 à 200 ms) et à droite l'analyse spectrale de ce signal.

des électrovannes E et D.

La fréquence de découpage affecte aussi la précision du système : la communication entre le contrôleur et l'ordinateur qui le contrôle est intense et cela peut dégrader la précision temporelle du système.

La durée de vie des électrovannes peut aussi influencer le choix de cette fréquence.

Au vu des mesures obtenues (fig. 5.9), il est préférable de choisir une période de découpage supérieure à 200 ms. A cette fréquence, les oscillations de la concentration restent cependant élevées. Nous avons donc imaginé différentes manières de filtrer ce signal afin de diminuer l'amplitude des oscillations.

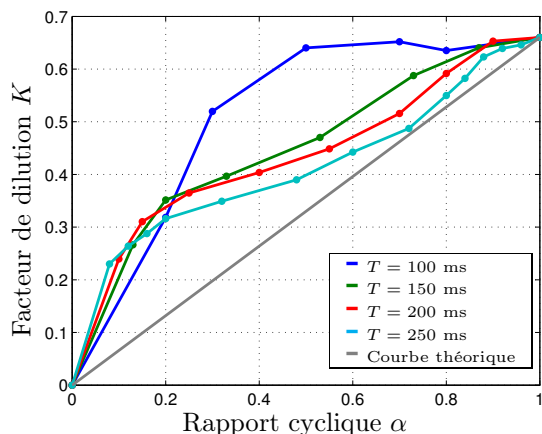


FIGURE 5.9 – Valeurs mesurées du facteur de dilution K en fonction du rapport cyclique α pour différentes périodes de découpage T . Le flux d'air permanent est de $0.3 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$, le flux d'air porteur est de $0.6 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$. Les mesures ont été réalisées par chromatographie en phase gazeuse.

5.3.2 Filtre en peigne

Pour cette première méthode de filtrage, nous nous sommes inspirés du principe des filtres numériques à réponse impulsionnelle finie (RFI). Le filtre RFI est un système discret invariant qui transforme une suite de données $x(n)$ en une nouvelle suite de données $y(n)$ telle que :

$$y(n) = \sum_{k=n}^{N-1+n} x(k)h(n-k) \quad (5.10)$$

Dans le cas d'un filtre moyenneur $h = [\frac{1}{N} \frac{1}{N} \dots \frac{1}{N}]$, l'équation 5.10 devient

$$y(n) = \sum_{k=n}^{N-1+n} \frac{1}{N} x(k) \quad (5.11)$$

La réalisation de ce filtre est illustrée sur la figure 5.10². Le principe est de mémoriser les N dernières valeurs du signal, les diviser par N puis les sommer pour donner le signal $y(n)$.

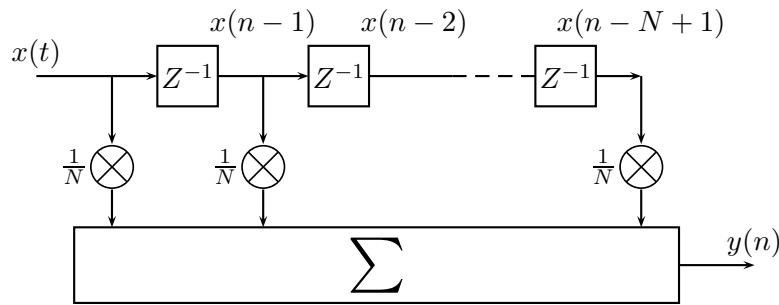


FIGURE 5.10 – Principe de réalisation d'un filtre numérique moyenneur

En se basant sur le même principe, nous allons filtrer la concentration que l'on notera $C(t)$, en divisant le flux odorisé en N flux, et en appliquant un retard à chaque flux ainsi créé. L'équation 5.11 s'écrit dans ce cas :

$$C_{moy}(t) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N C(t - \tau(k))$$

On parle alors de filtre en peigne par allusion au peigne de Dirac par lequel la fonction $C(t)$ est convoluée.

La figure 5.11 présente la structure du filtre. Le flux d'air F à l'entrée du système est séparé en N flux de valeur $\frac{F}{N}$. La concentration dans chacun de ces

2. Le symbole Z^{-1} modélise un retard par analogie à la transformée en z d'un signal retardé faisant apparaître le terme z^{-1} .

flux évolue de la même manière qu'à l'entrée du système. Passé le volume $V(n)$, les molécules odorantes sont retardées de la valeur $\tau(n)$ liée au volume et au flux d'air par la relation $\tau(n) = \frac{V(n)}{F}$. À la sortie des volumes $V(n)$, les flux sont ré-assemblés. Les dilutions qui en découlent nous donnent l'expression de la concentration $C_{moy}(t)$:

$$\begin{aligned} C_{moy}(t) &= \frac{\frac{F}{N}C(t - \tau(1)) + \frac{F}{N}C(t - \tau(2)) + \dots + \frac{F}{N}C(t - \tau(N))}{F} \\ &= \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N C(t - \tau(k)) \end{aligned}$$

La valeur de $\tau(n)$ doit être choisie telle que $\tau(n) = \frac{(n-1)T}{N}$. Nous verrons l'importance de cette valeur par la suite.

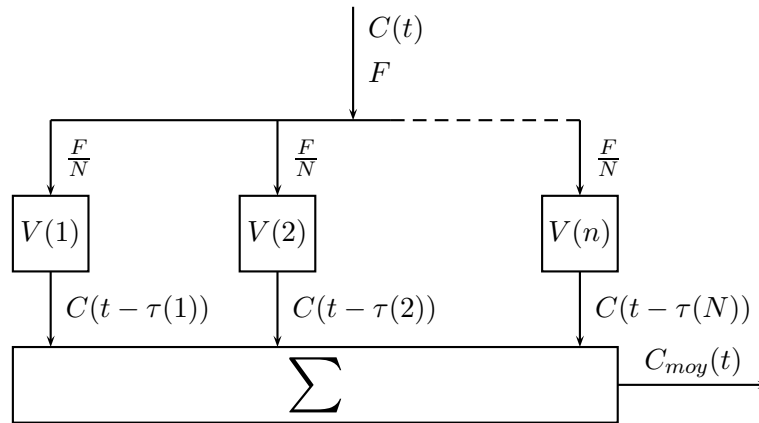


FIGURE 5.11 – Principe de réalisation du filtre en peigne

Pour comprendre comment agit ce filtre sur le signal, nous allons l'appliquer au modèle simplifié vu précédemment (cf. 5.2.1). Considérons le flux permanent nul pour simplifier l'écriture des équations. La décomposition de ce signal (signal rectangulaire de période T et d'amplitude C_{max}) en série de Fourier donne :

$$\begin{aligned} C(t) &= a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} a(n) \cos\left(n \frac{2\pi}{T} t\right) + b(n) \sin\left(n \frac{2\pi}{T} t\right) \\ a(n) &= \frac{C_{max} 4n\pi}{T^2} \sin(2\pi n\alpha) \\ b(n) &= \frac{C_{max} 4n\pi}{T^2} (1 - \cos(2\pi n\alpha)) \\ a_0 &= \alpha T C_{max} \end{aligned}$$

En appliquant le filtre en peigne à ce signal on obtient $C_{moy}(t)$ décrit par l'équation :

$$C_{moy}(t) = a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} \left[\frac{a(n)}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \cos \left(\frac{2n\pi t}{T} + \frac{2n\pi k}{N} \right) + \frac{b(n)}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \sin \left(\frac{2n\pi t}{T} + \frac{2n\pi k}{N} \right) \right] \quad (5.12)$$

Grâce aux équations d'Euler, on démontre que :

$$\sum_{k=0}^{N-1} \cos \left(\frac{2n\pi t}{T} + \frac{2n\pi k}{N} \right) = \cos \left(\frac{2n\pi t}{T} + n\pi \right) \frac{\sin(n\pi)}{\sin\left(\frac{n}{N}\pi\right)} \quad (5.13)$$

$$\sum_{k=0}^{N-1} \sin \left(\frac{2n\pi t}{T} + \frac{2n\pi k}{N} \right) = \sin \left(\frac{2n\pi t}{T} + n\pi \right) \frac{\sin(n\pi)}{\sin\left(\frac{n}{N}\pi\right)} \quad (5.14)$$

On en déduit que :

$$\sum_{k=0}^{N-1} \cos \left(\frac{2n\pi t}{T} + \frac{2n\pi k}{N} \right) = 0 \quad (5.15)$$

$$\sum_{k=0}^{N-1} \sin \left(\frac{2n\pi t}{T} + \frac{2n\pi k}{N} \right) = 0 \quad \text{pour } n \neq N \quad (5.16)$$

Dans le cas ou $n \mapsto N$

$$\lim_{n \rightarrow N} \sum_{k=0}^{N-1} \cos \left(\frac{2n\pi t}{T} + \frac{2n\pi k}{N} \right) = -\cos \left(\frac{2N\pi t}{T} + N\pi \right)$$

$$\lim_{n \rightarrow N} \sum_{k=0}^{N-1} \sin \left(\frac{2n\pi t}{T} + \frac{2n\pi k}{N} \right) = -\sin \left(\frac{2N\pi t}{T} + N\pi \right)$$

On en déduit l'expression de la concentration $C_{moy}(t)$

$$C_{moy}(t) = a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} \left[a(nN) \cos \left(\frac{2nN\pi}{T} t + (N+1)\pi \right) + b(nN) \sin \left(\frac{2nN\pi}{T} t + (N+1)\pi \right) \right]$$

Ce filtre annule donc toutes les harmoniques d'ordre $n \neq N$, ce qui repousse donc la première harmonique en sortie du filtre à l'ordre N . On obtient par conséquent des oscillations dont la fréquence est plus importante qu'en entrée du filtre et des amplitudes d'oscillations moindres.

On note que pour les valeurs de α tel que $\alpha = \frac{k}{n}$ avec $k \in \mathbb{N}$, les coefficients $a(nN)$ et $b(nN)$ sont nuls. On obtient donc $C_{moy}(t) = a_0$.

Nous avons appliqué ce système pour $N = 2$. La fréquence de découpage est de 3 Hz et le rapport cyclique $\alpha = 0.3$. Le flux d'air porteur est de 0.6 Lmin^{-1} et le flux permanent nul. Les volumes $V(1)$ et $V(2)$ sont réalisés par deux tubes (fig. 5.12(A)). Le flux d'entrée (en vert sur la figure) est partagé en deux flux par un raccord en « Y ». Les deux flux, passant dans $V(1)$ et $V(2)$, sont ré-associés par un raccord identique. Sur l'analyse spectrale du signal d'entrée, on retrouve la fréquence de découpage située à 3 Hz (fig. 5.12(B)) puis les harmoniques à 6, 9, 12 Hz... La fondamentale située à 3 Hz n'a pas été supprimée mais fortement diminuée. Ceci peut être dû à notre modèle très simplifié et à la précision des volumes. Les flux à la sortie du raccord en « Y » peuvent être différents, les pertes de charge n'étant pas les mêmes dans les deux bras. Nous avons cependant pris soin de limiter ce biais en choisissant un tube de diamètre important (4 mm) pour créer le volume $V(2)$: cela limite les pertes de charge. On peut aussi ajouter que la concentration $C(t)$, en passant par les volumes $V(1)$ et $V(1)$, va subir des transformations différentes dues à la propagation de la concentration dans les tubes (cf. 5.3.3).

Cette méthode d'atténuation des oscillations est donc efficace mais, pour cela, le volume créant le retard doit être ajusté selon le flux utilisé et la fréquence de découpage.

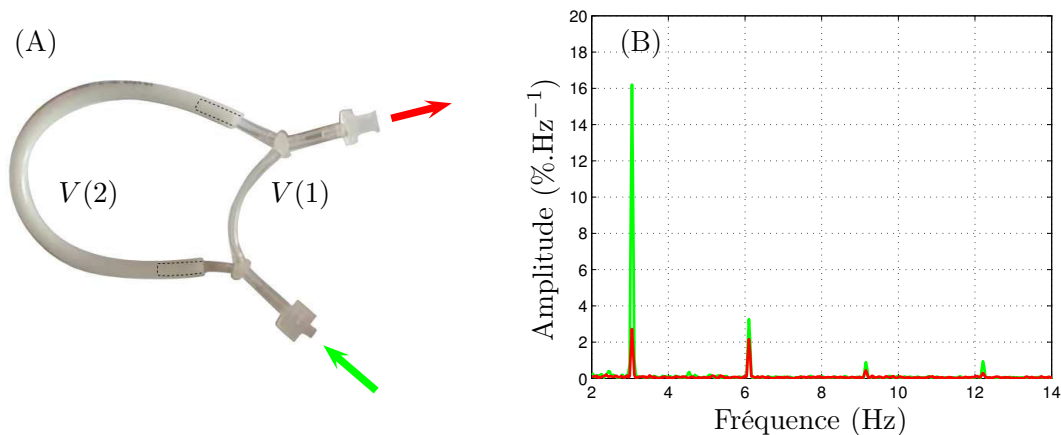


FIGURE 5.12 – Mise en œuvre du filtre en peigne. (A) Les volumes $V(1)$ et $V(2)$ sont réalisés par deux tubes de sections et longueurs différentes. (B) Spectre du signal d'entrée en vert et spectre du signal de sortie en rouge.

5.3.3 Filtre par propagation de la concentration dans un tube

Dans les parties précédentes, nous avons considéré que la concentration en gaz odorant se propageait dans un tube comme une onde plane : la vitesse de propagation est la même pour tout point d'une section du tube (fig. 5.13(A)). En réalité, l'air à l'intérieur du tube ne se déplace pas à la même vitesse en tout point d'une section du tube. Le profil de vitesse du fluide dépend du type d'écoulement auquel il est soumis. En dynamique des fluides, on distingue deux régimes d'écoulement : le régime laminaire, et le régime turbulent. Quand l'écoulement d'un fluide est laminaire, les lignes de courant ne se mélangent pas mais glissent les unes par rapport

aux autres (fig. 5.13(B)). Dans ces conditions, la distribution de vitesse pour une section donnée est parabolique. En régime turbulent, les lignes de courant ne sont plus parallèles et se mélangent (fig. 5.13(C)). Le profil de vitesse est plus aplati et se rapproche du modèle que nous avons utilisé précédemment (fig. 5.13(A)), considérant uniquement la vitesse de groupe.

Le type de régime auquel est soumis le fluide nous est donné par le nombre de Reynolds Re

$$Re = \frac{\rho v D}{\mu}$$

- ρ la masse volumique du fluide
- v la vitesse du fluide
- D le diamètre du tube
- μ la viscosité dynamique du fluide

Dans le cas où $Re \leq 2000$, le régime est laminaire. Si $Re \geq 4000$, le régime est turbulent. Pour les valeurs de Re intermédiaires, le régime est dit transitoire ou turbulent.

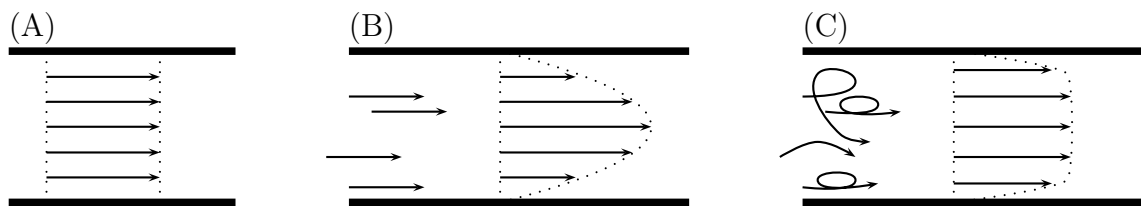


FIGURE 5.13 – Profil de vitesse et régime pour un fluide dans une conduite cylindrique. A : On considère la vitesse du fluide identique en tous points de la section du tube. B : Régime laminaire : la vitesse en un point dépend de son éloignement par rapport à l'axe de la conduite. Les lignes de courant sont parallèles. C : Régime turbulent : les lignes de courant se mélangent.

Nous allons pour la suite de la section nous placer dans le cas du régime laminaire. Le profil de vitesse peut alors s'exprimer en fonction de la distance du point par rapport à l'axe du tube que l'on notera r :

$$v(r) = v_{max} \left(1 - \frac{r^2}{R^2} \right) \quad (5.17)$$

R étant le rayon du tube et v_{max} la vitesse au centre de la section. Elle se calcule en fonction de la vitesse moyenne par la formule

$$v_{max} = 2v_{moy} \quad (5.18)$$

On considère ici que le profil de vitesse est parabolique : la vitesse sur les parois du tube est nulle, et elle est maximale sur son axe (fig. 5.13(B)). En connaissant l'évolution de la concentration en fonction du temps à l'entrée du tube, il est possible de déterminer la concentration pour tous les points du tube.

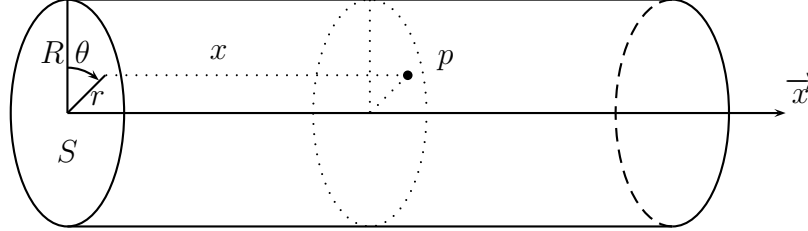


FIGURE 5.14 – Position du point p en coordonnées cylindriques dans le tube.

Considérons un tube d'axe \vec{x} et de rayon R (fig. 5.14). Soit $C(t)$ la concentration à l'entrée du tube (à $x = 0$). On définit la concentration au point p par la fonction $C_p(t + \tau(r, x, \theta))$, τ étant le retard lié à la vitesse $v(r)$ et la distance x du point p par rapport à l'origine. S est la surface de la section du tube. La vitesse étant invariante par rapport à θ on obtient

$$\begin{aligned} C_p(t, r, x) &= \frac{1}{F} C \left(t - \frac{x}{v(r)} \right) dF && F \text{ étant le flux} \\ C_p(t, r, x) &= \frac{1}{F} C \left(t - \frac{x}{v(r)} \right) v(r) dS \end{aligned} \quad (5.19)$$

Cette équation (eq. 5.19) nous donne donc la concentration à un instant t en tout point d'une section du tube placée à une distance x de l'entrée du tube.

Connaissant l'évolution de la concentration dans le temps à l'entrée d'un tube de longueur L , on en déduit son évolution dans le temps à la sortie en intégrant l'équation précédente (eq. 5.19) sur la surface de la section S .

$$\begin{aligned} C(t, r) &= \frac{1}{F} \int_S C \left(t - \frac{L}{v(r)} \right) v(r) dS \\ &= \frac{1}{v_{moy} \pi R^2} \int_{r=0}^R \int_{\theta=0}^{2\pi} C \left(t - \frac{L}{v(r)} \right) v(r) r dr d\theta \\ C(t, r) &= \frac{2}{v_{moy} R^2} \int_{r=0}^R C \left(t - \frac{LR^2}{v_{max}(R^2 - r^2)} \right) \left(1 - \frac{r^2}{R^2} \right) r dr \end{aligned} \quad (5.20)$$

Sur la figure 5.15 est représentée la concentration sur une section de tube, calculée avec l'équation précédente (eq. 5.20). Le gaz est injecté à l'entrée du tube en une succession d'impulsions. Chaque impulsion de gaz atteint en premier lieu le centre de la section puis l'anneau se décale vers l'extérieur du tube.

Le calcul numérique et la mesure montrent un comportement similaire du filtre : plus la fréquence des harmoniques est élevée, plus leur atténuation par le

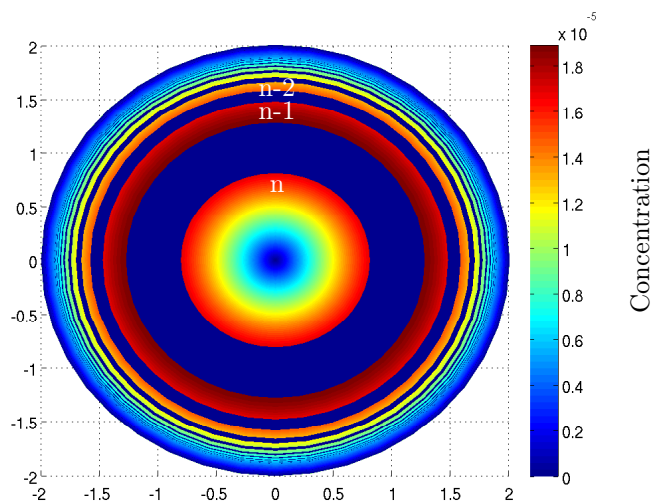


FIGURE 5.15 – Concentration calculée sur la section d'un tube de 4 mm. La concentration $C(t)$ à l'entrée du tube est une suite d'impulsions. n est le rang de la dernière impulsion arrivée sur la section.

filtre est importante (fig. 5.16). Les valeurs des atténuations sont sous évaluées par le calcul : le profil de vitesse en parabole n'est peut-être pas le plus adapté et des paramètres ne sont pas pris en compte comme la rétention du produit odorant dans le tube.

Ce filtre agit comme un filtre passe bas (fig. 5.17). La longueur du tube L modifie l'atténuation du filtre : plus le tube est long, plus l'atténuation est importante pour une fréquence donnée. Il est donc nécessaire de travailler avec une fréquence de découpage élevée afin de limiter la latence due à la longueur du tube tout en conservant une atténuation importante.

Contrairement au filtre en peigne, ce type de filtrage est plus polyvalent. Bien que ces performances varient en fonction de la fréquence de découpage ou du débit d'air, ces deux paramètres peuvent être modifiés sans que la longueur du tube ou son diamètre soient nécessairement adaptés. Dans le cas du filtre en peigne, le volume créant le retard doit être recalculé pour chaque fréquence et débit. Cependant, pour un résultat similaire, le filtre en peigne induit une latence du système moindre que pour le filtrage par propagation.

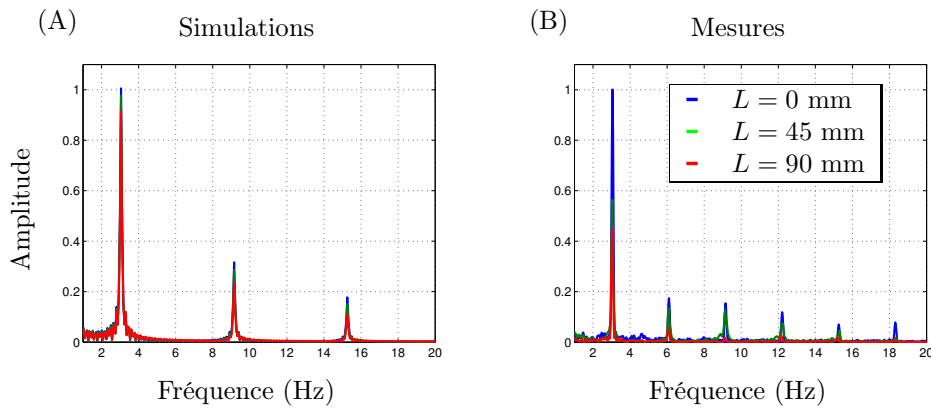


FIGURE 5.16 – Spectre des signaux pour différentes longueurs de tube L ($L = 0$ correspondant à la concentration à l'entrée du tube). A : données obtenues par résolution numérique de l'équation 5.20. La concentration à l'entrée du tube est modélisée par un signal rectangulaire de rapport cyclique 0.5, d'une fréquence de 3 Hz, et d'une amplitude de 1. Le diamètre du tube est de 4 mm. B : mesures effectuées en spectroscopie UV pour les mêmes paramètres.

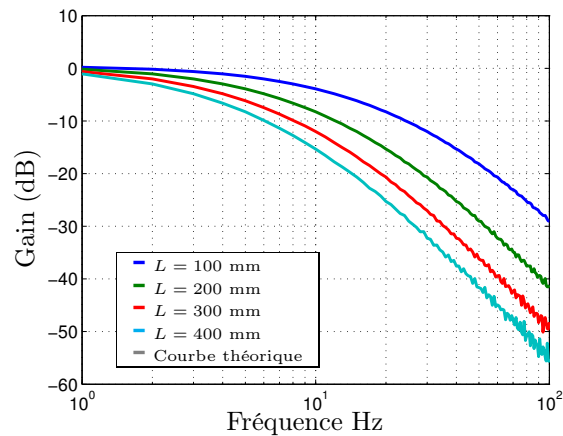


FIGURE 5.17 – Bande passante du filtre pour un flux d'air de $0.3 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$ et un diamètre de tube de 4 mm. Le gain est calculé numériquement via la formule 5.20.

5.4 Adaptation du contrôleur à la MLI

Bien que le principe de la MLI puisse être mis en œuvre sans modification du stimulateur olfactif, certaines contraintes techniques comme l'asynchronie des électrovannes abordée précédemment, ou la précision temporelle due à l'échange permanent d'informations entre le contrôleur et l'ordinateur, limitent la fréquence de découpage. Nous avons donc reprogrammé le contrôleur afin qu'il gère lui-même la commande des électrovannes en fonction du rapport cyclique. Pour ce qui concerne le problème d'asynchronie des électrovannes, le flux compensateur n'est plus géré par l'électrovanne E (fig. 3.10) lors de la présentation de l'odeur mais par une électrovanne de D. Hors envoi d'odeur, l'électrovanne E joue son rôle. Le nombre de canaux olfactifs est donc réduit à cinq.

5.4.1 Fréquence de découpage

Comme nous l'avons vu précédemment le choix de la fréquence de découpage est délicat. Lors de mesures effectuées avec le contrôleur original (fig. 5.9), nous avons observé un effet notable de la période de découpage sur le comportement du coefficient de dilution $K(\alpha)$, en particulier pour $T = 100$ ms. Les modifications apportées au contrôleur ont réduit l'influence de T sur le comportement de $K(\alpha)$ (fig. 5.18). La courbe est plus proche du modèle théorique simplifié dans lequel $K(\alpha)$ est une fonction linéaire (cf. 5.2.1). Les mesures reportées sur la figure 5.18 ont été réalisées pour des valeurs de α allant de 0 à 1 avec un pas de 0.1. On observe les limites dues au temps de réponse des électrovannes pour les valeurs de $T = 100$ ms et $\alpha = 0.1$: le système réagit différemment que pour les autres valeurs de T plus grandes.

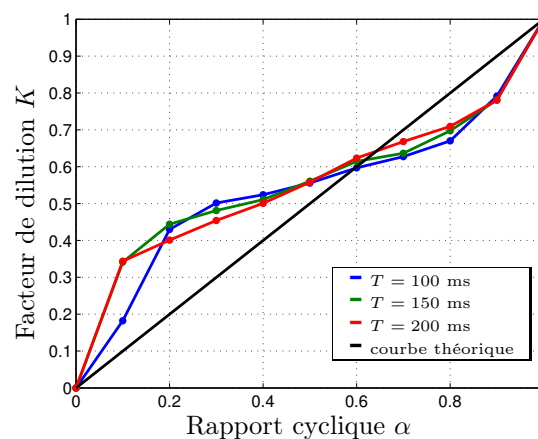


FIGURE 5.18 – Valeurs mesurées du facteur de dilution K en fonction du rapport cyclique α pour différentes périodes de découpage T . Le flux d'air porteur est de 0.6 L.min^{-1} , le flux permanent coupé. Les mesures ont été réalisées par chromatographie en phase gazeuse. Le produit odorant utilisé est le butanol. Les valeurs de α vont de 0 à 1 avec un pas de 0.1.

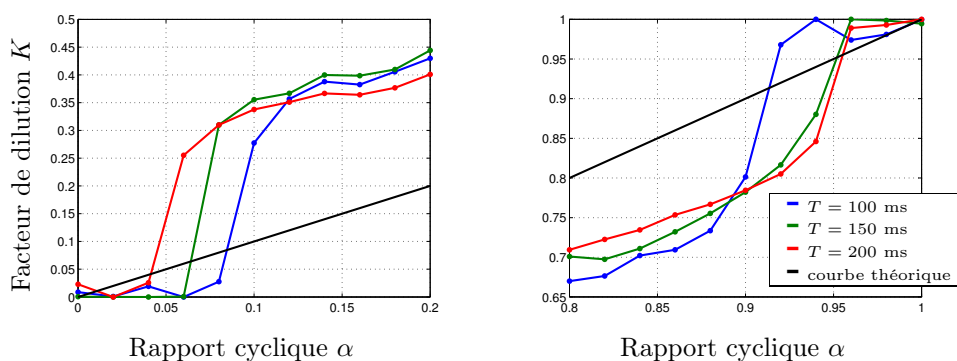


FIGURE 5.19 – Valeurs mesurées du facteur de dilution K en fonction du rapport cyclique α pour différentes périodes de découpage T . Le flux d'air porteur est de $0.6 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$, le flux permanent coupé. Les mesures ont été réalisées en chromatographie en phase gazeuse. Le produit odorant utilisé est le butanol. Les mesures sont ici réalisées en modifiant α de 0.02 entre chaque mesure.

Quelles que soient les valeurs de T , les valeurs de $K(\alpha)$ évoluent de façon linéaire pour les valeurs de α allant de 0.2 à 0.8. La pente étant faible (en moyenne la pente est de 0.75) sur cette plage, la résolution du système est meilleure que pour les valeurs de α allant de 0 à 0.2 et 0.8 à 1. La pente étant plus forte pour ces valeurs, nous avons réalisé des mesures complémentaires uniquement pour ces valeurs critiques, en réduisant le pas de α à 0.02, afin de mieux observer le comportement du système (fig. 5.19). On observe avec plus de justesse les limites dues au temps de réponse des électrovannes. Pour les valeurs de α allant de 0 à 0.2, les périodes de découpage donnent des mesures similaires et le comportement du système est identique pour toutes les fréquences. Pour les valeurs de α allant de 0.8 à 1, le passage de $K = 0.8$ à 1 se fait sans point intermédiaire pour $T = 100 \text{ ms}$. Pour les autres valeurs de T , la montée est plus progressive.

Pour assurer une résolution satisfaisante sur l'ensemble de la courbe, il est préférable d'utiliser une période de découpage de 150 ms à une période de 100 ms. Les mesures de K pour les périodes de découpage de 150 ms et 200 ms étant semblables, la période la plus courte est préférée.

5.4.2 Débit d'air et comportement du système

Nous l'avons déjà abordé dans les chapitres précédents : le flux d'air a une influence sur la concentration du produit odorant en sortie du système (cf 4.2.4). Cela explique en partie le comportement non linéaire du facteur de dilution $K(\alpha)$. La modification du flux d'air a aussi des conséquences sur l'allure de $K(\alpha)$ (fig. 5.20). On observe ainsi, pour le butanol, qu'un faible flux d'air ($0.3 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$) va induire une augmentation du facteur de dilution K , entre $\alpha = 0$ et $\alpha = 0.2$, plus rapide que pour un flux d'air plus élevé. De même, pour un flux d'air de $0.3 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$, l'erreur quadratique moyenne entre la droite théorique et les mesures sera plus importante que pour un flux de 0.6 ou $0.9 \text{ L}\cdot\text{min}^{-1}$.

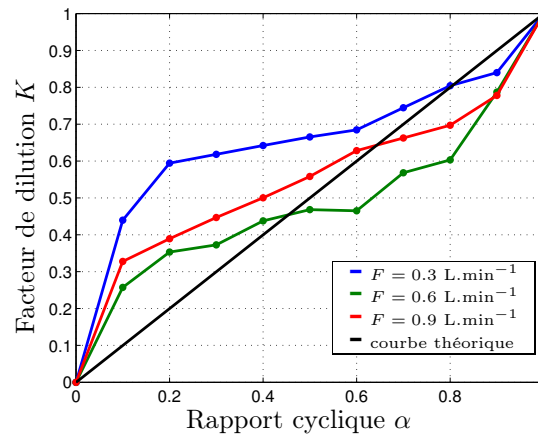


FIGURE 5.20 – Valeurs mesurées du facteur de dilution K en fonction du rapport cyclique α pour différents flux d’air porteur F . Le flux permanent n’est pas utilisé. Les mesures ont été réalisées en chromatographie en phase gazeuse avec comme produit odorant du butanol.

5.4.3 Ajustement de la concentration par dilution

Comme nous l’avons vu précédemment, la résolution du système ne permet pas d’atteindre certaines valeurs du facteur de dilution. Les valeurs de K entre 0 et 0.3 ne sont pas définies par le système. Pour atteindre les concentrations situées sur cette plage de valeurs, il est nécessaire d’utiliser des dilutions du produit odorant plus importantes. Pour le butanol (fig. 5.21), l’utilisation de deux dilutions, une à 100 % et une seconde plus faible à 12.5 %, permet d’atteindre des concentrations de 190 à 1500 ppm : la dilution à 12.5 % permet de faire varier la concentration entre 190 et 510 ppm en faisant varier α , le butanol pur donne une plage de concentration entre 560 et 1500 ppm.

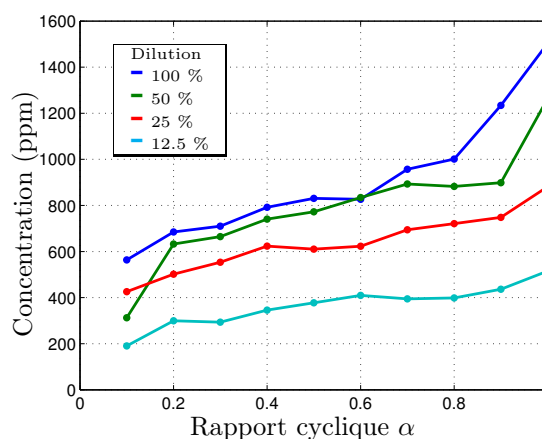


FIGURE 5.21 – Concentration en butanol dans l’air à la sortie du dispositif en fonction de α et de la dilution de butanol.

5.5 Exemple d'application : modulation de l'intensité perçue

5.5.1 Présentation de l'étude

Maîtriser la répétabilité de la présentation d'une odeur ne garantit pas une homogénéité des intensités perçues dans un groupe de sujets. Pour certaines études [37], il est nécessaire de réduire ces différences interindividuelles, ce qui nous conduit à ajuster la concentration pour chaque sujet. Pour réaliser cette opération, il est nécessaire d'avoir un panel de concentrations suffisamment large afin d'obtenir une concentration adaptée à chaque sujet.

Pour ce type de problématique, nous avons mesuré l'amplitude, en terme d'intensité perçue, qu'il est possible d'atteindre par la méthode de MLI sans modifier la dilution du produit odorant. La notation de l'intensité se fait sur une échelle allant de 0 peu intense, à 9 très intense. Trois produits odorants ont été utilisés : l'acétate d'isoamyle, le butanol et la pyridine.

La gamme de concentration obtenue par la MLI est limitée. Pour l'étendre, il est nécessaire d'utiliser plusieurs dilutions du produit odorant. Dans cette étude nous n'allons pas recourir à cette méthode de dilution. Nous allons cependant réaliser une étude préliminaire afin de choisir les dilutions qui nous donneront une gamme d'intensité ressentie autour de 5.

5.5.2 Choix des dilutions des produits odorants

Matériel et méthodes

Cette étude préliminaire a été réalisée sur un groupe de 6 personnes dont la moyenne d'âge est de 29 ans (écart-type de 8.5 ans), composé d'autant d'hommes que de femmes. La pyridine et le butanol ont été présentés sous quatre dilutions différentes. Pour l'acétate d'isoamyle, trois dilutions sont présentées. Les produits odorants sont dilués dans du phtalate de diéthyle comme suit :

- la pyridine est diluée à 4, 2, 1 et 0.5 %
- le butanol à 25, 12.5, 6.75 et 3.37 %
- l'acétate d'isoamyle à 100, 50 et 20 %

Le sujet est assis à un bureau situé dans une pièce isolée, face à un écran sur lequel les instructions lui sont données. Le tube par lequel les odeurs sont présentées est placé dans une gaine flexible (tuyaux modulaires LOC-LINE, <http://www.kopal.fr>) fixé au bureau. La sortie du tube peut ainsi être placée sous les narines du sujet et le flux d'air correctement dirigé. Le paradigme est constitué d'une seule séquence qui se répète onze fois : une fois par odeur et concentration. La séquence se compose de quatre parties : (1) le compte à rebours de 3 s, (2) la présentation de l'odeur durant 4 s, (3) la notation et (4) le repos de 30 s (fig. 5.22). Le compte à rebours laisse le temps aux participants de se préparer à inspirer au moment de la présentation de l'odeur. Ils doivent inspirer naturellement sans « snif-

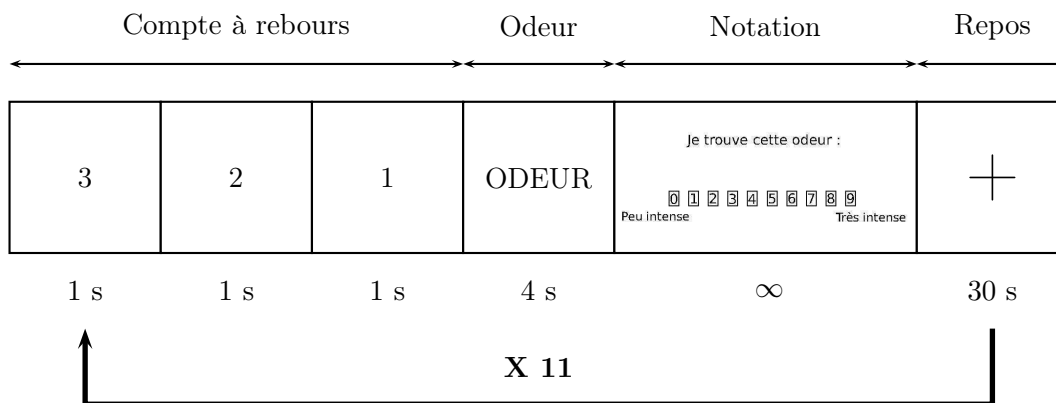


FIGURE 5.22 – Représentation du paradigme. Le compte à rebours est affiché à l'écran. Lors de la présentation de l'odeur, le mot « ODEUR » est affiché à l'écran. Pour la notation, une échelle visuelle apparaît à l'écran : le sujet doit cliquer sur la note estimée. Une croix reste à l'écran pendant le repos pour capter l'attention du sujet.

fer » les odeurs. Une séquence sans présentation d'odeur est nécessaire avant les onze cycles pour familiariser le sujet avec le protocole. Nous nous assurons, en questionnant le participant, que le déroulement du protocole a bien été assimilé avant de passer aux cycles avec présentation d'odeur. L'ordre d'apparition des odeurs est aléatoire.

Résultats et conclusion

L'appréciation de l'intensité des odeurs proposées varie avec la dilution : plus la dilution est faible, plus la note donnée par les participants est faible (fig. 5.23). Pour la pyridine, l'intensité perçue diminue à chaque niveau de dilution et donne une évolution linéaire de la notation en fonction du niveau de dilution. On note la présence de paliers pour les deux autres produits : pour l'acétate d'isoamyle, la moyenne des notes est identique pour les dilutions « a » et « b », pour le butanol les dilutions « b » et « c » donnent la même moyenne d'intensité perçue. Ces deux paliers peuvent être dus au faible nombre d'individus composant le groupe. Dans le cas de l'acétate d'isoamyle, ce palier peut aussi être dû à un effet plafond.

Ces résultats nous permettent de choisir les dilutions les plus adaptées pour la suite de l'étude. Les concentrations en produit odorant à la sortie du stimulateur olfactif ne pourront être que diminuées par rapport aux concentrations obtenues dans cette pré-étude. Le choix d'une dilution implique donc que les notes qui seront obtenues dans l'étude (via la MLI) auront tendance à être plus faibles ou égales aux notes d'intensité obtenues dans cette étude préliminaire.

Pour la pyridine, nous allons prendre la dilution à 1 % ; la dilution à 0.5 % donnant des notes trop faibles. Pour le butanol c'est la dilution à 25 % qui a été retenue pour la même raison. Pour l'acétate d'isoamyle, nous avons préféré utiliser la dilution à 50 % plutôt que celle à 100 %. Si le palier évoqué précédemment est dû à un effet plafond, nous éviterons ce palier, espérant ainsi élargir la gamme des

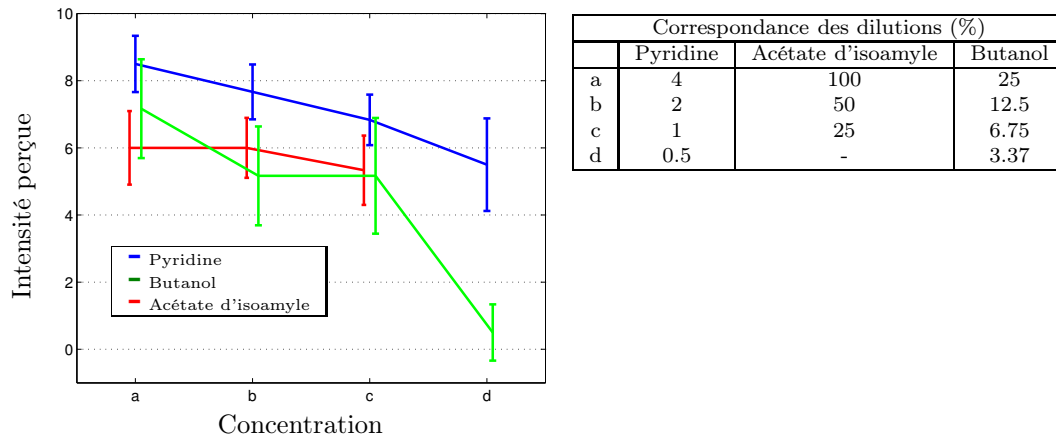


FIGURE 5.23 – Intensité perçue en fonction des dilutions des produits odorants pour les trois produits utilisés.

notes d'intensité.

5.5.3 Matériel et méthodes

Cette étude a été réalisée sur un groupe de 14 personnes composé de 7 femmes. La moyenne d'âge est de 31 ans (écart-type de 9.42 ans). Les participants sont non fumeurs ou fumeurs occasionnels. Le paradigme pour cette étude est le même que pour l'étude préliminaire (cf. 5.5.2). La concentration à la sortie du dispositif est cette fois modulée par la technique de la MLI. Les dilutions des odorants, sélectionnées précédemment, sont de : 1 % pour la pyridine, 25 % pour le butanol, et 50 % pour l'acétate d'isoamyle. Chaque odeur sera présentée au sujet pour 6 rapports cycliques : 1, 0.82, 0.64, 0.46, 0.28 et 0.1. La période de découpage est de 150 ms. Comme précédemment, l'ordre d'apparition des odeurs et concentrations est aléatoire. Les odeurs et concentrations sont présentées une fois à chaque sujet.

5.5.4 Résultats

Les résultats de cette étude montrent qu'une modification suffisante du rapport cyclique α induit un changement de l'intensité de l'odeur perçue par le sujet (fig. 5.5.4.A). L'augmentation de α aura tendance à augmenter l'intensité perçue. Les résultats sont cependant différents selon les odeurs (aux dilutions utilisées). L'augmentation de l'intensité en fonction de α n'est pas continue et l'on observe des paliers. Les comparaisons statistiques des notes d'intensité perçue pour les différentes valeurs de α montrent clairement qu'une modification de α n'entraîne pas nécessairement une différence de notation significative (fig. 5.5.4.B).

Pour la pyridine, les valeurs de α allant de 10 à 46 %, donnent des notes d'intensité similaires. On retrouve un palier pour les valeurs de α allant 64 et 82 %. L'intensité perçue évolue de façon plutôt linéaire avec les valeurs de α . Les notes d'intensité moyennes vont de 3.8 pour $\alpha = 10$ % à 6.7 pour $\alpha = 100$ %.

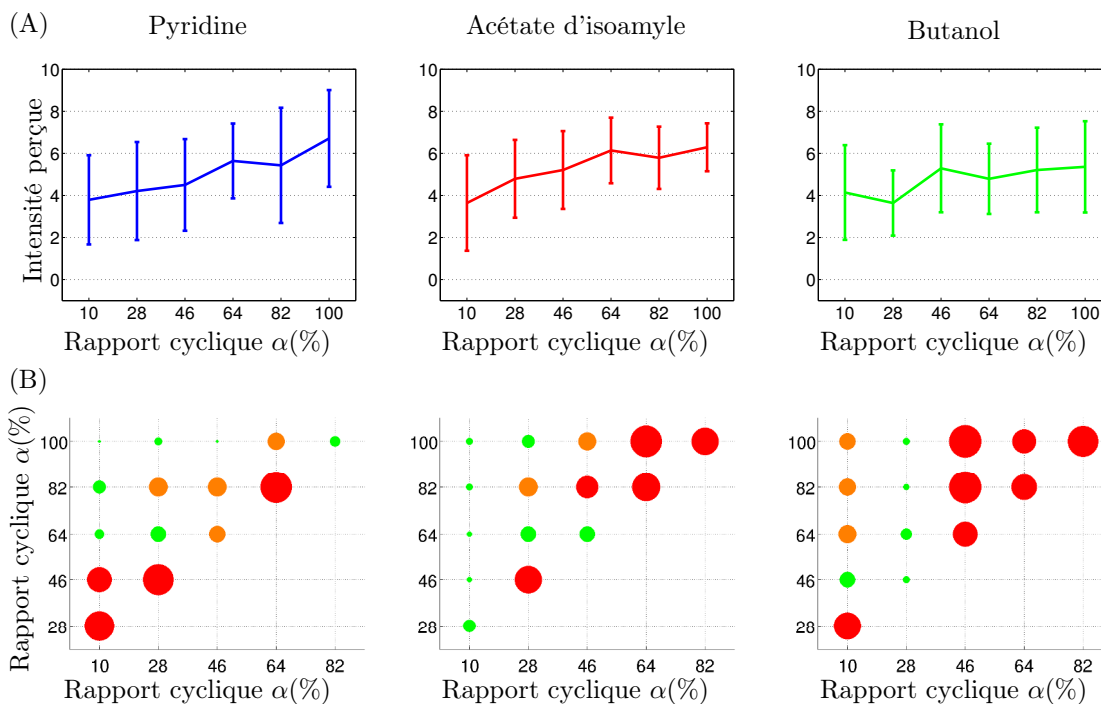


FIGURE 5.24 – (A) Sur cette ligne sont présentées les réponses des sujets en fonction du rapport cyclique α exprimé en pourcentage. La barre d'erreur représente l'écart-type mesuré sur le groupe. (B) Représentation graphique des comparaisons des notes pour toutes les valeurs de α . Le test statistique utilisé est le test de Student apparié. Le diamètre des points représente \sqrt{p} . La couleur est liée à la valeur de p . Le vert signifie que $p < 0.05$, le orange que $p < 0.1$, et le rouge que $p \geq 0.1$

Pour l'acétate d'isoamyle, les trois dernières valeurs de α ne modifient pas significativement la valeur de l'intensité perçue. Il en va de même pour les valeurs allant de 28 et 46 %. Les notes d'intensité moyennes vont de 3.6 pour $\alpha = 10$ % à 6.3 pour $\alpha = 100$ %.

Si pour les odeurs précédentes on perçoit sur les courbes de moyenne une montée quasi continue (fig. 5.5.4(A)), pour le butanol la courbe est partagée en deux paliers : pour $\alpha = 10$ % et $\alpha = 25$ % les notes obtenues sont proches de 4 puis, pour les valeurs de α supérieures, les notes oscillent autour de 5. Ceci se confirme dans l'étude statistique de ces résultats puisque la différence entre les notes obtenues pour $\alpha = 10$ % et $\alpha = 25$ % ne sont pas significativement différentes. On constate la même chose pour les plus grandes valeurs de α . Cependant, entre ces deux paliers, la différence de notation est significative. Pour le butanol, les notes d'intensité moyennes vont de 3.6 pour $\alpha = 28$ % à 5.4 pour $\alpha = 100$ %.

5.5.5 Conclusion

Le rapport cyclique α , avec les odeurs et les dilutions retenues grâce à une étude préliminaire, est un paramètre permettant de modifier l'intensité perçue. Cela permet par exemple d'ajuster la concentration d'une odeur pour l'adapter à chaque sujet. La gamme d'intensités obtenues par la MLI étant faible (allant de 1.8 pour le butanol à 2.8 pour la pyridine), un réglage grossier par dilution reste indispensable.

Nous avons, dans cette étude, mesuré l'influence de α sur l'intensité perçue. Ajuster la valeur de α pour obtenir une note d'intensité et un problème différent. Il est possible de proposer au sujet une odeur pour différentes valeurs de α , comme cela est fait dans cette étude, mais la méthode de MLI nous offre d'autres possibilités. On peut, par exemple, concevoir des paradigmes basés sur des méthodes comme la dichotomie pour trouver plus rapidement la valeur de α convenable pour chaque sujet.

6 Conclusion

6.1 Bilan

L'objectif de cette thèse était de réaliser un système de stimulation olfactif : IRM compatible, pouvant délivrer plusieurs odeurs (5 ou 6 selon la configuration), avec la possibilité d'ajuster l'intensité des stimulations. L'intérêt est de proposer une solution simple pour faciliter le déroulement des études en IRMf (ou autres) abordant le sujet de l'olfaction chez l'humain.

L'état de l'art présenté dans ce manuscrit n'est pas exhaustif mais retrace l'histoire des stimulateurs olfactifs, leurs évolutions, en décrivant les techniques les plus utilisées. Certaines méthodes décrites dans cet état de l'art nous ont inspiré, aussi bien pour la réalisation du dispositif que pour sa caractérisation.

Nous avons ensuite abordé l'aspect modulaire du stimulateur, qui est une de ses particularités. Les modules composant l'appareil sont suffisamment détaillés pour permettre leur reproduction. Dans la même perspective, certaines références des composants sont proposées. Pour la diffusion des odeurs, deux dispositifs ont été présentés : un diffuseur d'odeur composé d'un porte-filtre dans lequel un feutre imbibé de liquide odorant parfume l'air qui le traverse, et un second dispositif qui est une bonbonne contenant le liquide odorant dont les vapeurs sont happées par l'air traversant le contenant. Seul le premier dispositif a été validé et utilisé pour des études en IRMf [38, 39]. La mise au point des diffuseurs est exposée, avec les difficultés rencontrées et les solutions apportées. Quel que soit le diffuseur adopté, les temps de montée de la concentration sont de 150 ms à 500 ms et les temps de descente sont de 300 ms à 1 s selon les débits d'air. Ces temps sont satisfaisants pour la majorité des études cognitives. Il reste cependant un problème régulièrement rencontré pour les stimulations olfactives : le réglage de l'intensité de l'odeur présentée.

Comme nous l'avons vu dans l'état de l'art, de nombreuses méthodes existent. Pour les diffuseurs décrits dans cette thèse, le réglage de la concentration de produit odorant dans l'air à la sortie du stimulateur se fait par dilution du produit odorant dans un diluant sans odeur. Cela implique que si plusieurs dilutions d'un même produit sont nécessaires pour un paradigme, autant de diffuseurs seront nécessaires que de concentrations. Pour limiter le nombre de canaux odorants requis pour ce type de paradigme, nous avons imaginé une méthode basée sur la modulation de largeur d'impulsion, technique couramment utilisée en électronique

et électrotechnique, adaptée à la stimulation olfactive.

La méthode de MLI permet de réduire la concentration en présentant l'odeur en une série d'impulsions. D'après les tests réalisés avec le butanol, cette méthode permet d'ajuster la concentration de 30 % à 100 %, 100 % correspondant à la concentration obtenue pour une présentation de l'odeur en continu. Pour atténuer l'amplitude des impulsions, deux méthodes de filtrage sont proposées. Les deux filtres présentés ont des caractéristiques différentes : le choix du filtre dépend de l'utilisation que l'on en fait.

L'étude psychophysique que nous avons menée (cf. 5.5) montre que la méthode de la MLI permet de faire varier de façon significative l'intensité perçue par le sujet. Cette étude nous montre aussi les limites de cette méthode : la gamme d'intensité perçue que l'on obtient est faible (la concentration ne pouvant varier que de 30 % à 100 %). Comme nous le proposons, il est possible de pallier ce problème en utilisant plusieurs dilutions.

6.2 Perspective

La conception, réalisation et caractérisation de notre stimulateur olfactif fut longue et ceci ne fut qu'une étape pour arriver à la mise en place de la MLI. En l'état, cette méthode peut être intéressante pour ajuster la concentration mais la gamme d'intensité est faible. Nous avons amélioré le contrôleur pour l'adapter à la MLI mais le système pneumatique doit aussi évoluer dans ce sens en utilisant par exemple des électrovannes plus rapides. L'étude que nous avons menée (cf. 5.5) n'est qu'un début et le système doit être validé en IRMf. Il faudrait pour cela comparer une présentation d'odeur réalisée en une série d'impulsions à une concentration continue, délivrant la même quantité de molécules odorantes.

Les résultats obtenus sont encourageants, que ce soit dans la caractérisation du stimulateur ou dans son utilisation pour des études en IRMf. L'aspect modulaire en fait un outil adaptable aux besoins des études et évolutif. Un élargissement de la gamme de concentration obtenue par la MLI en ferait une méthode efficace pour les mesures de seuil olfactif.

Bibliographie

- [1] SANTOS D. V., REITER E. R., DINARDO L. J. et COSTANZO R. M. : Hazardous events associated with impaired olfactory function. *Archives of otolaryngology-head & neck surgery*, 130(3):317, mars 2004.
- [2] BONFILS P., FAULCON P., TAVERNIER L., BONFILS N. A. et MALINVAUD D. : Accidents domestiques chez 57 patients ayant une perte sévère de l'odorat. *La Presse Medicale*, 37(5):742-745, 2008.
- [3] MALCOLM DYSON G. : The scientific basis of odour. *Journal of the Society of Chemical Industry*, 57(28):647, 1938.
- [4] MONCRIEFF R. W. : What is odor. *A new theory. Am. Perfumer*, 54:453, 1949.
- [5] AMOORE J. E. : Stereochemical theory of olfaction. *Nature*, 199:912, 1963.
- [6] AMOORE J. E. : Stereochemical and vibrational theories of odour. *Nature*, 233(5317):270-271, septembre 1971.
- [7] BUCK L. et AXEL R. : A novel multigene family may encode odorant receptors : a molecular basis for odor recognition. *Cell*, 65(1):175, 1991.
- [8] SOBEL N., JOHNSON B., MAINLAND J. et YOUSEM D. : Functional neuroimaging of human olfaction. In DOTY R., éditeur : *Handbook of Olfaction and Gustation*. Informa Healthcare, mars 2003.
- [9] MARIEB E.-N. : *Anatomie et physiologie humaine*. De Boeck, octobre 1993.
- [10] DOTY R. L. : An examination of relationships between the pleasantness, intensity, and concentration of 10 odorous stimuli. *Perception & Psychophysics*, 17(5):492-496, septembre 1975.
- [11] MOSKOWITZ H. R., DRAVNIKS A. et KLARMAN L. A. : Odor intensity and pleasantness for a diverse set of odorants. *Perception & Psychophysics*, 19(2):122-128, mars 1976.
- [12] CLOQUET H. : *Osphrésiologie : ou, traité des odeurs, du sens et des organes de l'olfaction ; avec l'histoire détaillée des maladies du nez et des fosses nasales, et des opérations qui leur conviennent*. 1821.
- [13] ZWAARDEMAKER H. : On measurement of the sense of smell in clinical examination. *The Lancet*, 133(3435):1300-1302, juin 1889.
- [14] SANFORD E. C. : A laboratory course in physiological psychology. (second paper) : III. taste and smell. *The American Journal of Psychology*, 4(2):303-322, décembre 1891.

- [15] STUIVER M. : An olfactometer with a wide range of possibilities. *Acta otolaryngologica*, 51:135–142, février 1960.
- [16] BOZZA G., CALEARO C. et TEATINI G. : On the making of a rational olfactometer. *Acta Oto-Laryngologica*, 52(1-6):189–209, 1960.
- [17] STONE H., PRYOR G. et STEINMETZ G. : The design and operation of an improved olfactometer for behavioral and physiological investigation1. *Behavior Research Methods & Instrumentation*, 1(4):153–156, janvier 1968.
- [18] EYFERTH K. et KRUEGER K. : The construction of a programmable olfactometer. *Behavior Research Methods & Instrumentation*, 2(1):19–22, janvier 1970.
- [19] BENIGNUS V. A. et PRAH J. D. : A computer-controlled vapor-dilution olfactometer. *Behavior Research Methods & Instrumentation*, 12(5):535–540, septembre 1980.
- [20] KOBAL G. et HUMMEL C. : Cerebral chemosensory evoked potentials elicited by chemical stimulation of the human olfactory and respiratory nasal mucosa. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*, 71(4):241–250, août 1988.
- [21] OWEN C., PATTERSON J. et SIMPSON D. : Development of a continuous respiration olfactometer for odorant delivery synchronous with natural respiration during recordings of brain electrical activity. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 49(8):852–858, août 2002.
- [22] HUMMEL T., SEKINGER B., WOLF S. R., PAULI E. et KOBAL G. : ‘Sniffin’ sticks’ : Olfactory performance assessed by the combined testing of odor identification, odor discrimination and olfactory threshold. *Chemical Senses*, 22(1):39–52, février 1997.
- [23] ZATORRE R. J., JONES-GOTMAN M., EVANS A. C. et MEYER E. : Functional localization and lateralization of human olfactory cortex. *Nature*, 360(6402):339–340, novembre 1992.
- [24] LEVY L. M., HENKIN R. I., HUTTER A., LIN C. S., MARTINS D. et SCHELLINGER D. : Functional MRI of human olfaction. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 21(6):849–856, décembre 1997.
- [25] LORIG T. S., ELMES D. G., ZALD D. H. et PARDO J. V. : A computer-controlled olfactometer for fMRI and electrophysiological studies of olfaction. *Behavior Research Methods, Instruments, & Computers : A Journal of the Psychonomic Society, Inc*, 31(2):370–375, mai 1999.
- [26] POPP R., SOMMER M., MÜLLER J. et HAJAK G. : Olfactometry in fMRI studies : odor presentation using nasal continuous positive airway pressure. *Acta Neurobiologiae Experimentalis*, 64(2):171–176, 2004.
- [27] LOWEN S. B. et LUKAS S. E. : A low-cost, MR-compatible olfactometer. *Behavior Research Methods*, 38(2):307–313, mai 2006.
- [28] JOHNSON B. N. et SOBEL N. : Methods for building an olfactometer with known concentration outcomes. *Journal of Neuroscience Methods*, 160(2):231–245, mars 2007.

- [29] LUNDSTRÖM J. N., GORDON A. R., ALDEN E. C., BOESVELDT S. et ALBRECHT J. : Methods for building an inexpensive computer-controlled olfactometer for temporally-precise experiments. *International Journal of Psychophysiology*, 78(2):179–189, novembre 2010.
- [30] SOMMER J. U., MABOSHE W., GRIEBE M., HEISER C., HÖRMANN K., STUCK B. A. et HUMMEL T. : A mobile olfactometer for fMRI-studies. *Journal of Neuroscience Methods*, (0), 2012.
- [31] VIGOUROUX M., BERTRAND B., FARGET V., PLAILLY J. et ROYET J. : A stimulation method using odors suitable for PET and fMRI studies with recording of physiological and behavioral signals. *Journal of Neuroscience Methods*, 142(1):35–44, mars 2005.
- [32] TABERT M. H., STEFFENER J., ALBERS M. W., KERN D. W., MICHAEL M., TANG H., BROWN T. R. et DEVANAND D. P. : Validation and optimization of statistical approaches for modeling odorant-induced fMRI signal changes in olfactory-related brain areas. *NeuroImage*, 34(4):1375–1390, février 2007.
- [33] SCHEHERAZADE FISCHBERG, SANDRINE MOTAMED et JEAN-PAUL JANSSENS : Pratique et interprétation de la spirométrie au cabinet du médecin de premier recours. *Médecine ambulatoire*, Volume 218(34):1882–1889, septembre 2009.
- [34] HASEGAWA M. et KERN E. : The human nasal cycle. *Mayo Clinic proceedings*. *Mayo Clinic*, 52(1):28, janvier 1977.
- [35] JOHNSON B. N., RUSSELL C., KHAN R. M. et SOBEL N. : A comparison of methods for sniff measurement concurrent with olfactory tasks in humans. *Chemical Senses*, 31(9):795–806, novembre 2006.
- [36] JOHNSON B. N., MAINLAND J. D. et SOBEL N. : Rapid olfactory processing implicates subcortical control of an olfactomotor system. *J Neurophysiol*, 90(2):1084–1094, 2003.
- [37] ADOLPH D. et PAUSE B. M. : Different time course of emotion regulation towards odors and pictures : Are odors more potent than pictures? *Biological Psychology*, 91(1):65–73, septembre 2012.
- [38] BILLOT P.-E., COMTE A., GALLIOT E., ANDRIEU P., BONNANS V., TATU L., GHARBI T., MOULIN T. et MILLOT J.-L. : Time course of odorant- and trigeminal-induced activation in the human brain : an event-related functional magnetic resonance imaging study. *Neuroscience*, 189(0):370–376, août 2011.
- [39] ANDRIEU P., BONNANS V., MENESES J., MILLOT J.-L., MOULIN T. et GHARBI T. : A modular, computer-controlled system for olfactory stimulation in the MRI environment. *Behavior Research Methods*, pages 1–7, 2013.

Résumé

L'Imagerie par Résonance Magnétique fonctionnelle (IRMf) a connu un grand essor ces deux dernières décennies. En effet, l'arrivée sur le marché d'IRM de haute résolution (5 Teslas et dernièrement 7 Teslas) a permis l'étude des mécanismes cérébraux. Le travail de recherche de cette thèse s'inscrit dans ce contexte. Il s'agit de développer une instrumentation pour des études objectives du comportement cérébral sous l'effet de stimuli. Nous nous sommes intéressés à l'étude de l'olfaction. Nous avons conçu et réalisé un stimulateur olfactif à six canaux, synchronisable avec la respiration et contrôlable par ordinateur. L'originalité de notre travail réside en la modularité de notre appareil, qui en fait un dispositif adaptable aux besoins des études. Nous proposons une approche innovante pour modifier l'intensité des stimulations délivrées : la Modulation de Largeur d'Impulsion (MLI). Cet appareil a été utilisé dans plusieurs études en IRMf. L'efficacité de la MLI est mise en évidence dans une étude psychophysique décrite dans ce manuscrit.

Mots clés : IRMf, Stimulateur olfactif, modulaire, MLI.

Abstract

The Magnetic Resonance Imaging (fMRI) has been developing for twenty years. Indeed, the marketing of high-resolution MRI (5 Tesla and 7 Tesla recently) allowed the study of brain mechanisms. The research work of this PHD was to develop instrumentation for objective studies of brain behavior during a sensory stimulation. We are interested in the study of olfaction. We have designed and built a six-channel olfactometer, synchronized with breathing and controlled by computer. The originality of our work lies in the modularity of our device, which makes it adaptable to a wide range of studies. We also propose a new method to change the intensity of stimulation delivered : the Pulse Width Modulation (PWM). This device has been used in several studies in fMRI. The effectiveness of the PWM is highlighted in a psychophysical study described in this manuscript.

Key words : fMRI ; olfactometer ; modular ; PWM.