



HAL
open science

Analyse biomécanique des contraintes exercées par la langue sur le palais chez l'édenté maxillaire lors de la production de la parole

Christophe Jeannin

► **To cite this version:**

Christophe Jeannin. Analyse biomécanique des contraintes exercées par la langue sur le palais chez l'édenté maxillaire lors de la production de la parole. Sciences du Vivant [q-bio]. Institut National Polytechnique de Grenoble - INPG, 2007. Français. NNT : . tel-00370194

HAL Id: tel-00370194

<https://theses.hal.science/tel-00370194>

Submitted on 23 Mar 2009

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

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

REMERCIEMENTS

A monsieur Jean-Paul Louis, Professeur des Universités à la faculté d'odontologie de Nancy dont la compétence en prothèses est unanimement reconnue, en particulier en prothèse complète J'ai eu le privilège de recevoir vos conseils et d'assister à vos conférences, à de nombreuses reprises lors des CNEPO, en particulier.

Vous nous faites l'honneur d'accepter d'être rapporteur de cette étude. J'espère qu'elle se montrera digne de l'odontologie. Veuillez accepter l'expression de mon grand respect et de ma reconnaissance.

A monsieur Daniel Estève, directeur de recherche au Laboratoire d'Architecture et d'Analyse des Systèmes. Vous nous faites le plaisir d'être intéressé par le sujet de cette étude et d'en être le rapporteur. Veuillez trouver ici l'expression de ma vive reconnaissance.

A monsieur Jean-Luc Schwartz, directeur de recherche, directeur de l'Institut de la Communication Parlée, responsable du département Parole et Cognition. Vous nous faites un grand honneur en acceptant de présider ce jury.

Mes remerciements sont doubles, ils concernent également l'accueil chaleureux que j'ai reçu dans votre laboratoire que j'ai eu l'immense privilège d'intégrer. J'ai trouvé là un climat extraordinaire de travail et de compétence mais aussi de sérénité et de gentillesse. J'ai particulièrement été sensible à l'humanité que j'ai ressentie et au respect de compétences venues d'ailleurs.

A monsieur André Dittmar, ingénieur, responsable de l'équipe des Microcapteurs et des Microsystèmes Biomédicaux, sans l'aide duquel cette étude n'aurait pas pu voir le jour. Votre approche des mesures par le vivant a permis de concevoir avec pertinence un outil de mesure adapté au phénomène. Il facilite, pour les praticiens dont je fais partie, l'accès à la science des microcapteurs.

Je ne vous remercierai jamais assez pour votre accueil généreux et tous vos conseils. Vous m'avez appris tout ce que je sais sur les microcapteurs mais bien d'autres choses encore de la présentation des travaux à l'expression écrite, notamment. J'ai essayé de mettre en pratique tous vos conseils et j'espère que ce rapport se montrera digne de votre enseignement. Veuillez accepter ma vive reconnaissance et mes profonds remerciements.

A monsieur Pascal Perrier, Professeur des Universités, qui a eu la patience et la gentillesse de m'écouter puis de m'accepter dans son équipe. Nous avons passé de nombreuses heures à travailler ensemble durant lesquelles tu m'as initié avec patience et simplicité à des notions inconnues pour moi.

Je reste très admiratif de tes qualités, quantité de travail, rigueur et puissance de raisonnement. Je le suis d'autant plus que tu arrives à concilier avec beaucoup d'équilibre le trio sport/travail/famille. J'ai beaucoup appris à ton contact et j'espère que ce travail n'est que le début de bien d'autres à partir de la base que nous avons construite. Puissent ces quelques lignes t'exprimer toute ma reconnaissance.

A monsieur Yohan Payan, directeur de recherche, pour tes qualités que je ne saurais dissocier de celles de Pascal. J'ai particulièrement apprécié la gentillesse de tes propos et la douceur avec laquelle tu ménageais mon approche de domaines ignorés ou méconnus de moi. Nous n'avons malheureusement pas eu l'occasion de travailler directement ensemble très souvent, cependant les

éclairages et les conseils que tu m'as apporté, lors de nos contacts, ont toujours été très pointus et très utiles. J'espère avoir le plaisir et l'honneur de poursuivre cette collaboration, en gage de ma reconnaissance.

A **madame Brigitte Grosgeat**, maître de conférence; je ne remercierai jamais assez pour ton soutien et ton aide permanente pour ce travail, mais aussi de manière plus générale depuis des années. Tes encouragements m'ont permis d'avancer malgré les obstacles et tes remarques ont raccourci mon chemin. Ton travail, indispensable à la recherche odontologique, incarne l'alliance entre rigueur scientifique, contraintes matérielles et obligations légales. Tes qualités personnelles et ton équilibre sont un modèle pour moi et j'espère vivement avoir le plaisir de poursuivre mon chemin à tes côtés.

A Madame **Claudine Géhin**, maître de conférence, membre de l'équipe d'André Dittmar pour ton accueil attentif et chaleureux, ton aide technique, logistique et tes encouragements.

A Madame **Catherine Millet**, professeur des Universités, pour ton aide, tes remarques et tes conseils. J'espère avoir l'honneur et le plaisir de travailler encore longtemps avec toi pour hisser haut les couleurs de l'école lyonnaise de prothèse complète.

A monsieur **Guillaume Malquarti**, professeur des Universités, responsable du SCTD des Hospices Civils de Lyon, pour tes encouragements, ton travail et ton soutien technique. C'est un grand honneur pour moi d'enseigner dans ton établissement, lieu de partage et de connaissances hors pair.

A monsieur **Xavier Perrot**, pour son aide et ses conseils dans le projet de recherche clinique.

A monsieur **Georges Delhomme** et monsieur **Pierre-Mickaël Schmitt** du laboratoire MMB pour leur aide et leur soutien.

A monsieur **Dominique Bois**, professeur des universités, dans le service duquel, j'ai eu l'honneur de travailler et qui m'a permis de me lancer dans ce travail.

A monsieur **Christian Pirel**, professeur et maître en odontologie à mes yeux, pour sa compétence, sa modestie et son don permanent de connaissances. Je vous suis particulièrement reconnaissant pour ce partage, vos conseils et de vos encouragements et votre aide dans l'accomplissement de ce travail.

A tous **me collègues de la faculté d'odontologie**, particulièrement ceux avec lesquels j'ai pu travailler directement (Bernard, Gilbert, Stéphane, Yves, Dorothée, Sébastien, Sylvère, Renaud, Julie et Eric entre autres); aux **assistants** du service de prothèses du SCTD, notamment, qui rendent la vie plus douce et plus sereine; à **Cécile** qui m'a toujours aidé avec gentillesse et générosité dans les préparations des TP et à toutes les **secrétaires** qui m'accueillent toujours avec bienveillance.

A tous les **membres du laboratoire Gipsa-Lab** qui m'ont accueilli avec sympathie et m'ont aidé. Je pense particulièrement à **Nino, Monique et Nadine**. A **Razika** qui m'a tiré de tant de pièges administratifs et m'a dépanné à maintes reprises, ainsi qu'à tout le **personnel de la scolarité** qui a toujours été très compréhensif à mon égard.

Ce travail est aussi dédié à ceux, qui dans mon métier, sont pour moi des techniciens exemplaires et des maîtres : **Dr Mary-Claude Veybel** et **Dr Jean-Yves Thomas** qui ont été mes formateurs et que je ne remercierai jamais assez pour leur apprentissage et leur rigueur, j'essaie, jour

après jour, de me montrer digne d leur enseignement ; ou plus près **Pr. Christian Pirel** et **Dr Jacques Baylot**.

A mon ami et collègue **Jean-Claude Monin**, avec qui j'ai eu la chance de travailler. Ta soif d'apprendre, ton intelligence bouillonnante et le partage de ton savoir m'ont fait grandir.

A tous les **Mésageois** qui se rappellent que la vie doit être basée sur des valeurs humaines simples d'amitié, de travail et de partage. Je pense particulièrement à **Yves, Roger et Pierrot**.

A mes collègues : **Myriam**, pour son aide de tous les jours, sa gentillesse et sa disponibilité, ton aide m'est précieuse ; A **Stéphanie**, avec qui j'ai le plaisir de travailler depuis déjà quelques années, pour son sérieux, son dynamisme et son enthousiasme qui contribue à me faire évoluer ; A **Houda**, pour son aide, son sérieux et sa joie de vivre ; à **Bophary**, pour son application et sa gentillesse.

A mon ami **Eric**, camarade de promotion, équipier de karting, compétiteur dans l'âme, avec qui j'ai le plaisir d'échanger régulièrement nos doutes et nos succès. Puisse ta vie être douce et tranquille.

A mes amis de collègue, **Philippe & Valérie, Frédéric** pour le plaisir que j'ai de partager, avec eux, des moments de chaleur et de détente.

A mes **parents** de près et de loin, pour leur soutien. A **Micheline**, pour ses encouragements et ses pensées affectueuses. A **Céline**, (Stéphane et Gaspard) pour nos souvenirs communs, son soutien et son affection. A toute ma famille plus largement.

A **Maryse et Jean-Pierre**, pour leur aide, leur amour et leur présence. Votre soutien et vos conseils nous sont précieux. Puisse la vie nous apporter encore longuement les plaisirs partagés de dimanches attablés.

A **Hervé** et toute sa famille, mon ami de toujours, presque mon frère. Nous avons partagé tant de choses. Nos rires éclairent spontanément ma vie d'une lumière permanente. J'espère que nous aurons, pendant de nombreuses années encore, l'occasion de partager de nouvelles aventures, défis et autres moments de bonheur. C'est un plaisir et un honneur pour moi que de traverser la vie à tes côtés.

A mes enfants, **Hugues, Yann et Elliott**, puissent-ils porter haut les valeurs d'intégrité, de générosité et de travail. Je vous aime

A **celle** qui me supporte depuis tant d'années, à qui j'impose tous ces sacrifices et qui représente tant de choses pour moi. Je m'efforce de penser chaque jour, de soigner cet écrin de velours, être de tendresse et d'amour, pour que le chemin dure toujours. Ce travail est aussi le tien.

SOMMAIRE

1. INTRODUCTION	14
1.1. Genèse du projet	14
1.2. Contexte de recherche clinique	15
1.3. Contexte de l'étude	15
2. PRODUCTION DE LA PAROLE : DE LA PAROLE NATURELLE A LA PAROLE PERTURBEE, UN ETAT DE L'ART EN 2007	21
2.1. Anatomophysiologie de la langue	22
2.2. Contrôle de la production de parole	23
2.2.1. Quelques notions sur les circuits cérébraux du contrôle de la production de la parole.	23
2.2.2. Ce que nous disent les Pathologies cérébrales de la parole sur les circuits cérébraux impliqués dans son contrôle	26
2.3. Caractéristiques particulières de la langue pour la production des consonnes plosives	27
2.4. perturbation de la production de la parole : étude des mécanismes d'adaptation	28
2.4.1. Mécanismes corticaux d'adaptation	28
2.4.2. Mécanismes de compensation des perturbations anatomiques artificielles	30
2.5. Influence des prothèses dentaires et des dispositifs d'enregistrement	31
2.5.1. Cas des prothèses dentaires amovibles	31
2.5.2. Cas des reconstitutions maxillaires fixes implantoportées sur pilotis	33
2.5.3. Un cas de figure INTERESSANT : Les dispositifs électropalatographiques de mesure de l'articulation de la parole	34
2.6. Mécanismes articulatoires d'adaptation de la production de parole en milieu bruité	35
2.7. Dispositifs expérimentaux permettant d'étudier l'interaction langue/palais/dents	36
2.7.1. Techniques d'imagerie	36
2.7.1.1. Imagerie Ultrasonore	37
2.7.1.2. Imagerie par résonance magnétique	37
2.7.2. L'électropalatographie	37
2.7.2.1. Outil de mesure	37
2.7.2.2. Outil thérapeutique	38
3. OBJECTIFS	43
3.1. Détermination d'un outil de mesure spécifique	43
3.2. obtention de mesures quantitatives	44
3.2.1. Caractéristiques spécifiques de la cavité buccale	44
3.2.2. Critères à respecter	44
3.2.2.1. Sécurité	44
3.2.2.1.1. isolation électrique	44
3.2.2.1.2. caractéristiques des courants électriques employés	44
3.2.2.1.3. forme non irritante	44
3.2.2.1.4. biocompatibilité des matériaux	44
3.2.2.2. Vitesse de réponse du capteur	45
3.2.2.3. Précision des mesures	45
3.2.2.3.1. sensibilité	45
3.2.2.3.2. linéarité	45
3.2.2.3.3. absence d'hystérésis	45
3.2.2.3.4. répétabilité	45
3.2.2.4. Autres critères	45

3.2.3.	Problématique de mesure dans les tissus vivants	45
3.2.3.1.	La matière molle	46
3.2.3.2.	Caractéristiques physiques de la matière molle	47
3.2.3.3.	Notion de pression d'interface	49
3.2.3.4.	Paramètres à prendre en compte : force ou pression ?	49
3.3.	un dispositif de mesure inédit	50
3.3.1.	une idée cle : inserer le capteur dans la prothese	50
3.3.2.	Un enjeu important : la calibration	51
3.4.	Objet des études expérimentales	52
3.4.1.	Mesures quantitatives des interactions langue/palais/dents	52
3.4.2.	Etudes des Mécanismes d'adaptation de la langue face à un changement de son environnement	52
3.4.2.1.	Rôle du feedback orosensoriel	54
3.4.2.2.	Rôle du feed-back auditif	54
4.	DISPOSITIF EXPERIMENTAL	58
4.1.	Réalisation du dispositif Presla	58
4.1.1.	Capteur de pression	58
4.1.1.1.	Quelques notions Théoriques	60
4.1.1.1.1.	Principe des jauges de contrainte	60
4.1.1.1.2.	Pont de mesure	60
4.1.1.1.3.	Théorie de la poutre fléchie	61
4.1.1.1.4.	Choix des composants	62
4.1.1.1.5.	Tension d'application	67
4.1.1.2.	Réalisation pratique	68
4.1.1.2.1.	Découpe du corps d'épreuve	68
4.1.1.2.2.	Préparation du corps d'épreuve	68
4.1.1.2.3.	Collage des jauges	68
4.1.1.2.4.	Finition du corps d'épreuve	69
4.1.1.2.5.	Préparation de la gaine de liaison	70
4.1.1.2.6.	Microsoudure des fils	70
4.1.1.2.7.	Mise en place du talon	71
4.1.1.2.8.	Isolement du capteur	71
4.1.1.2.9.	Soudure du connecteur	71
4.1.2.	Duplicata prothétiques	71
4.1.2.1.	Réalisation	72
4.2.	Mise au point des outils de calibration	73
4.2.1.	Dispositif initial	73
4.2.1.1.	Bases Théoriques	73
4.2.1.2.	Mise en œuvre pratique	74
4.2.1.2.1.	Description de la potence	74
4.2.1.2.2.	Description des poids	75
4.2.1.3.	Utilisation	75
4.2.2.	Dispositif DWC/CES	76
4.2.2.1.	Bases Théoriques	77
4.2.2.1.1.	Poids d'une colonne d'eau	77
4.2.2.1.2.	Forces de Laplace	77
4.2.2.1.3.	Principe de conversion pression - signal électrique	78
4.2.2.2.	Description	79
4.2.2.3.	Utilisation	80
4.3.	Acquisition des données acoustiques	82
4.3.1.	Enregistrement de la production de parole	82
4.3.2.	Masquage du feed-back auditif	82
4.4.	Chaîne d'acquisition	82
4.4.1.	Amplificateurs	82
4.4.2.	Numérisation du signal	84
4.4.3.	Logiciel d'acquisition	84

4.5.	Apport du dispositif expérimental présenté par rapport à l'électropalatographie	85
5.	MATERIELS ET METHODE	89
5.1.	Obligations legales liées à la recherche clinique	89
5.1.1.	Rédaction du protocole de recherche	89
5.1.2.	Déroulement de l'étude	90
5.1.3.	Codage des dossiers	91
5.1.4.	Séances de monitoring	91
5.2.	Une etape clé : la mise en place du capteur dans le duplicata	91
5.2.1.	Le palatogramme	92
5.2.2.	Réalisation du logement pour le capteur	92
5.2.3.	Mise en place du capteur dans le duplicata	93
5.3.	Dispositif expérimental	94
5.3.1.	Considérations logistiques	94
5.3.2.	Description d'une séance d'enregistrement	94
5.4.	Corpus	95
5.4.1.	Population étudiée	95
5.4.2.	Ce que nous apporte le dispositif expérimental dans l'exploration de l'interaction langue/palais	97
5.4.3.	Conditions expérimentales	99
5.4.3.1.	Distinction parole réitérée/parole naturelle	99
5.4.3.2.	Conditions expérimentales mises en œuvre	100
5.4.4.	Paramètres étudiés	101
5.4.4.1.	Paramètres enregistrés décrivant le mécanisme de production de parole	101
5.4.4.2.	Autres paramètres	102
5.4.4.2.1.	Intensité du signal acoustique	102
5.4.4.2.2.	Durée tenue – durée pression	102
5.4.4.2.3.	Début tenue – début pression	102
5.4.4.2.4.	Fin tenue – fin pression	103
5.4.4.2.5.	Intensité de la pression par rapport à durée de la pression	103
5.5.	Traitement des données	103
5.5.1.	Traitement des données initiales	103
5.5.2.	Traitement des données acoustiques	104
5.5.2.1.	Étiquetage manuel	104
5.5.3.	traitement des données mécaniques (pression)	105
5.5.3.1.	Traitement du signal	106
5.5.3.1.1.	Filtrage	106
5.5.3.1.2.	Etiquetage semi-automatique	107
5.5.3.1.3.	Conversion des données électriques en données mécaniques	107
5.5.4.	Synthèse des données	107
5.5.4.1.	Principe	107
5.5.4.2.	Vérification des données - validation des mesures	108
5.6.	Statistiques descriptives	109
5.6.1.	Présentation des résultats	109
5.6.2.	Différence entre deux populations ou deux ensembles de données	109
5.6.2.1.	t-test	110
5.6.2.1.1.	Domaine d'application	110
5.6.2.1.2.	Réalisation du test de Student	110
5.6.2.2.	Test de Mann-Withney	110
5.6.3.	Corrélation entre 2 échantillons	110
6.	PARAMETRES CARACTERISTIQUES DE LA PAROLE « NORMALE »	115
6.1.	Niveau de pression	116
6.2.	Durée de contact moyenne	118
6.3.	Variabilité intrasujet	120
6.3.1.	Variabilité intrasujet en parole réitérée	121

6.3.2.	Variabilité intrasujet en parole naturelle _____	122
6.4.	Lien avec l'acoustique _____	123
6.4.1.	Mesure des durées de tenue acoustique : différence entre parole réitérée et parole naturelle. _____	123
6.4.2.	Mesure de l'intensité acoustique. _____	124
6.4.3.	Lien entre l'ouverture du conduit vocal et la génération du bruit _____	126
7.	RECHERCHE DE MECANISMES D'APPRENTISSAGE _____	131
7.1.	Rappel des hypothèses _____	131
7.2.	Sujets habitués à leur prothèse _____	131
7.3.	Sujets nouveaux porteurs de prothèse _____	133
7.3.1.	Ce que le niveau moyen de pression nous dit sur l'apprentissage _____	133
7.3.2.	Suivi de l'évolution des caractéristiques temporelles de acoustique _____	135
7.3.2.1.	Durée du bruit _____	135
7.3.2.2.	Durée du VOT _____	136
7.4.	Conclusion sur la détection des mécanismes d'apprentissage _____	137
7.5.	Mise en évidence de l'effet Lombard _____	138
7.5.1.	Mécanismes d'adaptation en milieu bruité _____	139
7.5.2.	Variations de l'intensité acoustique selon les conditions expérimentales _____	139
8.	CONCLUSION _____	147
9.	REMERCIEMENTS _____	155
10.	ANNEXES _____	159
10.1.	Annexe 1 : Déclaration d'intention (Formulaire 65-0042) _____	159
10.2.	Annexes 2 : Documents destinés aux patients _____	170
10.2.1.	Annexe 2a : Formulaire de consentement _____	170
10.2.2.	Annexe 2b : Lettre d'information _____	171
10.3.	Annexe 3 : Cahier d'observation des données _____	174
11.	PUBLICATIONS _____	209
11.1.	Présentations _____	209
11.2.	Articles _____	209
11.3.	Posters _____	209
12.	REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES _____	213

Table des abréviations

1. AL+CSQ: Anesthésie linguale et casque bruité
2. C+AL: Anesthésie linguale
3. C+CSQ: casque bruité
4. CES: Colonne d'eau sèche
5. CS: capteur seul
6. CSI: Atteinte du complexe cervico-médullaire
7. DDL: Degré De Liberté
8. DMR: Dispositif médical de recherche
9. DNS : Différence Non Significative
10. DWS: Dried Water Column
11. EPG: électropalatographie
12. IOPI: Iowa Oral Performance Instrument
13. IRM: Imagerie par Résonance Magnétique
14. MOST: Madison Oral Strenghtening Therapeutic
15. OPMC: Dystrophies Musculaires Oculo-Pharyngées
16. PAC: Prothèse Adjointe Complete
17. SNC: Système Nerveux Central
18. VOT : Voice Onset Time
19. (*): donnée manquante

1..... INTRODUCTION

1.1Genèse du projet

1.2Contexte de recherche clinique

1.3Contexte de l'étude

1. INTRODUCTION

GENESE DU PROJET

En **odontologie**, les notions relatives au comportement de la langue sont essentiellement empiriques. Elles décrivent les modifications que subit la langue lorsque son environnement est perturbé par la réduction du périmètre dentaire ou par la présence d'une prothèse amovible. Les notions de dimension verticale, espace de Donders, espace d'occlusion, espace phonétique sont les paramètres affectés par ce changement.

En prothèse adjointe complète (PAC), une grande partie de la réussite du traitement consiste à utiliser le volume lingual pour stabiliser les prothèses.

Cliniquement, les modifications de la forme de la langue sont directement observables : étalée sur les crêtes édentées, elle diminue de largeur et augmente de hauteur dès la mise en place de la prothèse. Ces observations d'origines essentiellement cliniques sont également décrites par les scientifiques travaillant sur le langage.

C'est pourquoi, nous avons conçu une étude expérimentale, qui confronte différentes sources de données (cliniques, physiques, physiologiques, anatomiques et cognitives) afin d'étudier les caractéristiques de la langue lors de la production de parole. Cette étude a pour ambition d'explorer :

- les interactions langue-palais-dent au cours de la production de parole
- les changements de la langue face à une modification de son environnement

Pour cela, nous avons choisi d'étudier des patients édentés, car la prothèse adjointe complète permet de regrouper 2 avantages :

- **insertion possible de capteurs sans générer de perturbation majeure**

Cette possibilité permet le recueil d'informations quantitatives au cours de la production de parole

- **perturbation de l'environnement lingual lors de la mise en place initiale de la prothèse**

Cette caractéristique permet d'envisager la constitution de 2 groupes (sujets nouvellement appareillés et sujets déjà habitués à leurs prothèses) pour étudier :

- les perturbations générées par la prothèse
- les mécanismes d'adaptation développés face à cette modification de la cavité buccale

L'originalité de ce travail réside donc:

- dans la réalisation d'un outil de mesure inédit
- dans la mise au point d'une méthodologie associée
- dans la mise au point d'un protocole pour explorer des mécanismes cognitifs et tenter de répondre aux questions suivantes :
 - Quel est le rôle de la sensibilité tactile de la pointe de la langue dans les mécanismes adaptatifs, lors d'une perturbation de l'environnement de la cavité buccale ?
 - Quel est le rôle du feed-back auditif dans l'adaptation de la production de parole après mise en place d'une nouvelle prothèse ?

CONTEXTE DE RECHERCHE CLINIQUE

Ce travail de thèse a été réalisé au sein d'une équipe pluridisciplinaire regroupant **des collaborateurs issus de 3 grands domaines de spécialité :**

- médecins (microcapteurs, mesures sur corps viscoélastiques)
- spécialistes de la production de la parole (traitement du signal, modélisation, mécanismes cognitifs)
- dentistes (prothèses, expérimentations cliniques)

Quatre laboratoires de la région Rhône-Alpes ont ainsi été impliqués :

- Micromesures et Microcapteurs Biomédicaux (MMB)
- Traitement Informatique, Modélisation et Cognition (TIMC-IMAG)
- Grenoble Image Parole Signal Automatique (GIPSA-lab), anciennement Institut de la Communication Parlée (ICP)
- Laboratoire de Multimatériaux et Interfaces (LMI), équipe biomatériaux et interfaces biologiques, anciennement Laboratoire d'Etude des Interfaces Biologiques en Odontologie (LEIBO)

Les expériences, effectuées sur des patients dans un cadre médicalisé, ont été faites au Service de Consultation et de Traitements Dentaires (SCTD) des Hospices Civils de Lyon. Pour cela un dossier d'agrément a été déposé auprès d'un CPP (Comité de Protection des Personnes) sous la responsabilité des Hospices Civils de Lyon. L'agrément nous a été donné en juillet 2006...

CONTEXTE DE L'ETUDE

Le processus de production de la parole comporte 3 étapes essentielles :

- la génération d'une énergie ventilatoire qui va mettre en mouvement les cordes vocales et/ou générer des bruits
- la vibration des cordes vocales lors de la production des sons voisés
- la réalisation d'une gestuelle articulatoire au niveau de ce que l'on désigne sous le nom de cavités supraglottiques (conduit vocal et fosses nasales)

Nous nous sommes intéressés, dans cette étude, à cette dernière étape et plus particulièrement à l'interaction langue / dents / palais lors de la production de parole.

La langue représente, en effet, un articulateur fondamental de cette fonction. Son rôle consiste à modifier la forme du conduit vocal au sein de la cavité buccale. Elle assure la fermeture du conduit vocal et son ouverture à des vitesses variables.

Sa situation l'amène à subir des modifications importantes de son environnement (nourriture, dents, prothèses) et donc à s'adapter à ces changements.

Les mécanismes cognitifs utilisés dans ces processus adaptatifs sont complexes et leur investigation difficile. La cavité buccale est, en effet, très riche en récepteurs sensitifs et proprioceptifs, ce qui rend délicate l'acquisition de mesures ne perturbant pas les phénomènes à enregistrer.

Pour étudier ces problèmes, nous avons choisi de concevoir un dispositif de mesure utilisant une structure présente dans la cavité buccale de certains sujets et physiologiquement bien intégrée : la prothèse adjointe complète (PAC).

Grâce à cet outil, nous avons tenté de répondre aux questions suivantes :

- Quelles sont les caractéristiques de la production de parole des porteurs de PAC?
- Quels paramètres peut-on enregistrer pour rendre compte de ces caractéristiques?
- Comment se passe l'intégration initiale d'un nouveau volume dans la cavité buccale?
- Quelles hypothèses peut-on émettre sur les mécanismes cognitifs mis en jeu lors des phénomènes d'adaptation?

Après avoir décrit le contexte de l'étude, nous dresserons, dans une 2^{ème} partie, un état de l'art des travaux sur la production de parole. Nous parlerons, dans une 3^{ème} partie des objectifs de ce travail puis nous décrirons, le dispositif expérimental mis au point. La 5^{ème} partie sera consacrée à la description du matériel et des méthodes, elle sera suivie de la présentation des résultats. Dans un premier temps, il s'agira de caractériser la parole « normale » puis nous aborderons les mécanismes

d'apprentissage dans une dernière partie. Enfin, nous concluons ce rapport par les perspectives et les retombées qu'offre notre travail.

2..... PRODUCTION DE LA PAROLE : DE LA PAROLE NATURELLE A LA PAROLE PERTURBEE, UN ETAT DE L'ART EN 2007

- 2.1.....Anatomophysiology de la production de la parole
- 2.2Contrôle de la production de parole
 - 2.2.1.....Quelques notions sur les circuits cérébraux du contrôle de la production de la parole.
 - 2.2.2Ce que nous disent les pathologies cérébrales de la parole sur les circuits cérébraux impliqués dans son contrôle
- 2.3.....Caractéristiques particulières de la langue pour la production des consonnes plosives
- 2.4.....Perturbation de la production de la parole : étude des mécanismes d'adaptation
 - 2.4.1.....Mécanismes corticaux d'adaptation
 - 2.4.2Mécanismes de compensation des perturbations anatomiques artificielles
- 2.5Influence des prothèses dentaires et des dispositifs d'enregistrement
 - 2.5.1.....Cas des prothèses dentaires amovibles
 - 2.5.2Cas des reconstitutions maxillaires fixes implantoportées sur pilotis
 - 2.5.3Un cas de figure intéressant : Les dispositifs électropalatographiques de mesure de l'articulation de la parole
- 2.6.....Mécanismes articulatoires d'adaptation de la production de parole en milieu bruité
- 2.7Dispositifs expérimentaux permettant d'étudier l'interaction langue/palais/dents
 - 2.7.1.....Techniques d'imagerie
 - 2.7.2.....L'électropalatographie

2. PRODUCTION DE LA PAROLE : DE LA PAROLE NATURELLE A LA PAROLE PERTURBEE, UN ETAT DE L'ART EN 2007

La production de parole est un phénomène complexe dont la compréhension approfondie des phénomènes nécessite de faire appel à des connaissances dans de nombreuses disciplines. Elle est donc étudiée sous différents aspects :

- anatomique
- neurophysiologique
- physiques (aérodynamique, mécanique, acoustique)
- cognitifs (linguistique, contrôle moteur, psychoacoustique)

Comme beaucoup de tâches humaines complexes, elle résulte d'une longue période d'apprentissage où des mécanismes spécifiques se mettent en place. Ils exploitent des synergies et des antagonismes naturels entre des sous-systèmes du système global de la production de la parole. A tel point qu'il devient quasi impossible d'identifier les rôles de chacun de ces sous-systèmes séparément. C'est pourquoi un des paradigmes classiques d'étude de la parole est celui des perturbations qui empêchent le recours aux automatismes et aux coordinations habituellement mis en œuvre lors de la production de parole. Ces perturbations peuvent être naturelles (élocution à débit très rapide), neuropathologiques (aphasie de Broca par exemple) ou artificielles (c'est par exemple le cas du paradigme du fumeur de pipe et c'est aussi le cas des prothèses dentaires).

Nous présenterons de manière synthétique les données de la littérature. Une attention particulière sera portée sur la compréhension des mécanismes cognitifs mis en jeu, pour essayer de d'interpréter les résultats en fonction des perturbations induites et des mécanismes d'adaptation sollicités

2.1. ANATOMOPHYSIOLOGIE DE LA LANGUE

La position de la langue est déterminée principalement par la position de la mandibule, la position de l'os hyoïde, et par l'activation des muscles linguaux intrinsèques et extrinsèques. La mandibule et l'os hyoïde, reliés par les muscles suprahyoïdiens, agissent sur l'orientation et la profondeur du plancher de la bouche sur lequel la langue repose. L'os hyoïde constitue, avec la membrane hyo-glossienne et le septum lingual, le squelette ostéo-fibreux de la langue. [1].

La forme et la position de la langue sont régies par l'action de ces structures extrinsèques, par les muscles suprahyoïdiens (génio-hyoïdien, mylohyoïdien, génioglosse, hyoglosse, palatoglosse et styloglosse) et par les 4 muscles intrinsèques qui la compose. [2].

Son contrôle se fait par l'activation de différents groupes musculaires indépendants, ce qui permet notamment à la pointe de la langue de bouger indépendamment de son corps. [3] Le nombre possible d'unités motrices recrutées pour l'activité de parole est supérieur à celui de n'importe quelle autre activité mécanique humaine. [4] De plus, des données anatomiques récentes montrent que la langue peut être considérée comme une **structure segmentée multi laminaire**, composée de couches transversales, longitudinales et verticales. Chaque segment recevant une **innervation indépendante** issue des branches du nerf grand hypoglosse. [2]

De Paul et Abbs ont, en effet, mis en évidence, chez singe, une différence entre les fibres musculaires d'un même muscle intrinsèque dans les sens longitudinal et vertical. [5] Cette découverte accrédite l'hypothèse d'une différenciation fonctionnelle de la langue suivant la zone considérée, y compris au sein d'un même faisceau musculaire. Takemoto a ainsi pu identifier 5 couches de fonctionnalité différente. [2]

Cette nouvelle approche a permis une modélisation différente des modèles de langue et une meilleure compréhension du comportement linguo-hyo-mandibulaire, dans la production de parole. [2]

Dans les modèles existants, la force exercée par les muscles est déterminée, pour chaque muscle, en fonction de son diamètre tel qu'il est décrit dans les atlas d'anatomie. Payan et Perrier utilisent, lors de la création de leur modèle biomécanique de langue en 2D, ces caractéristiques non seulement pour les muscles intrinsèques mais aussi pour les muscles suprahyoïdiens. [6]

2.2. CONTROLE DE LA PRODUCTION DE PAROLE

2.2.1. QUELQUES NOTIONS SUR LES CIRCUITS CEREBRAUX DU

CONTROLE DE LA PRODUCTION DE LA PAROLE.

Le contrôle de la production de parole est un phénomène complexe qui fait appel à plusieurs zones cérébrales, comme l'illustre la figure 1 :

- des zones perceptives (zones bilatérales du cortex dorso-latéro-temporal, lobe pariétal) pour l'audition et les feed-back auditif et orosensoriel, respectivement
- des zones prémotrices et motrices (lobe frontal), l'aire motrice supplémentaire (au sommet du lobe pariétal), la partie antérieure gauche de l'insula (pour la programmation motrice de l'articulation) et le cervelet

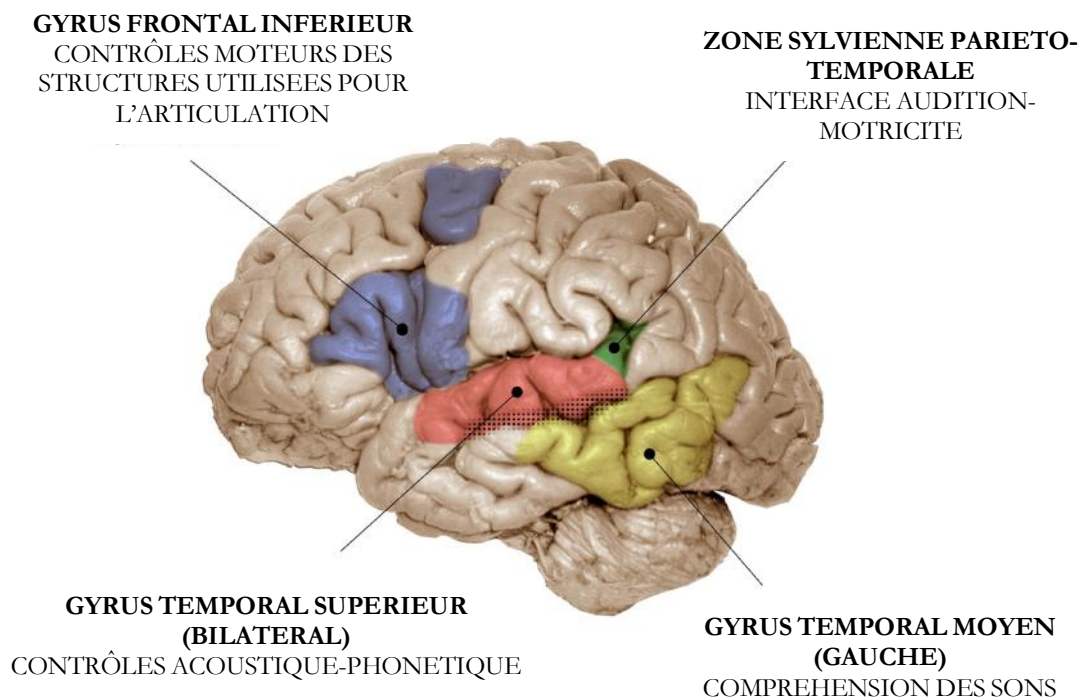


Figure 1 : Anatomie fonctionnelle de la production de parole (d'après Hickok and Poeppel, 2004). Les étapes initiales concernent les 2 hémisphères ; les suivantes concernent les aires péri-sylviennes gauches. [7]

En effet, on ne peut pas dissocier la production de la parole de sa perception puisque l'un est sous le contrôle permanent de l'autre). Le modèle DIVA (figure 2), élaboré par Guenther propose une modélisation du contrôle de production de parole qui tient compte de ces associations (perceptive et motrice) [8]

Ce contrôle complexe n'a pu être totalement démontré. L'activité de certaines zones corticales et de leurs interactions est probable et les progrès dans l'imagerie fonctionnelle, notamment, permettent

de découvrir de nouveaux détails sur les structures mises en jeu. C'est ainsi que Wise et coll ont mis en évidence le rôle plus important de l'hémisphère gauche et particulièrement de la partie antérieure de l'insula gauche dans la réalisation des mouvements nécessaire à la production de parole. [9]

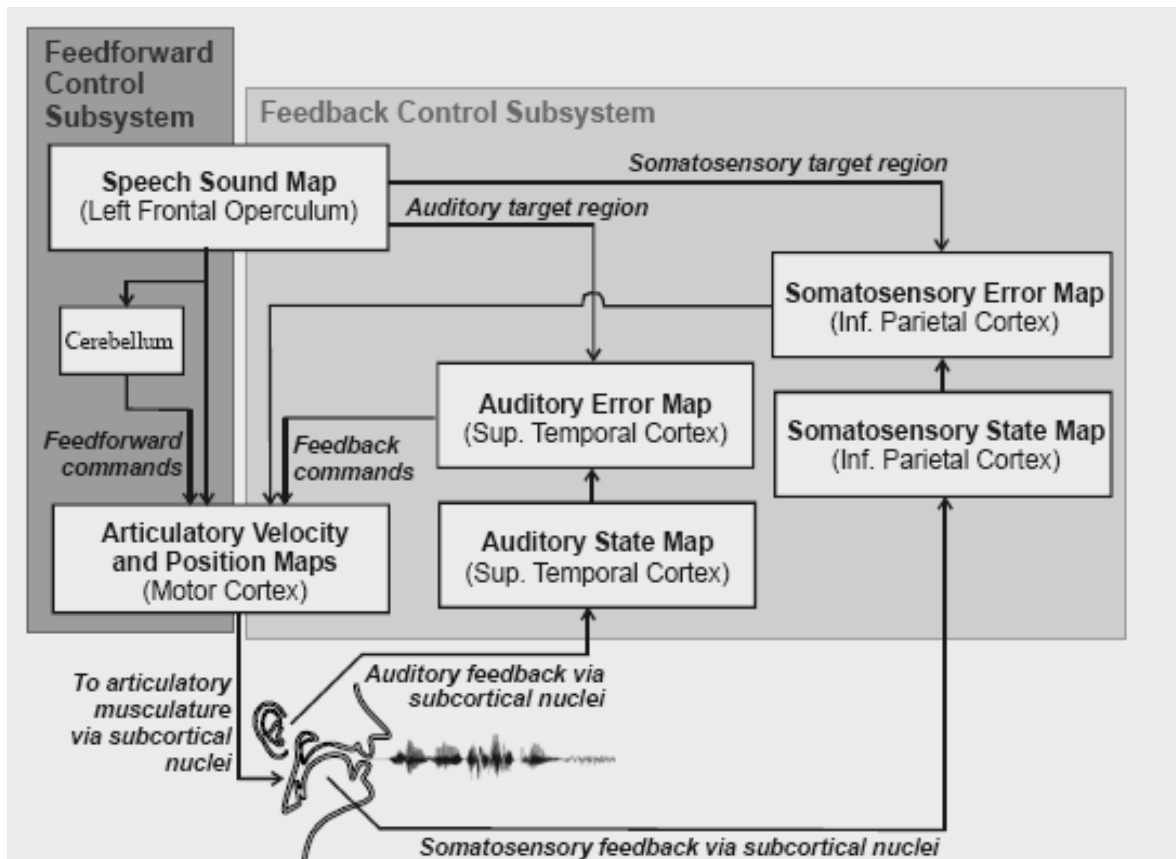


Figure 2: Schéma d'ensemble du modèle DIVA proposé par FH Guenther (D'après Cortical Interactions Underlying the Production of Speech Sounds, in Journal of Communication Disorders)

La parole fait, appel à des signaux de commande et de contrôle du système nerveux central qui régissent une coordination hautement spécifique d'effecteurs oropharyngés dont la langue fait partie. Celle-ci n'est pas uniquement fonctionnelle pour la production de parole puisqu'elle sert à d'autres fonctions (mastication, déglutition). C'est donc bien le **contrôle** de cet élément qui est **spécifique** d'une tâche propre : la communication parlée. [10]

Lors de la production continue de parole, le système nerveux central (SNC) est informé par différents retours des paramètres liés à cette production. Ces feedback sont:

- **Auditifs**
 - Caractéristiques acoustiques générales du son émis

C'est un feedback rapide qui renseigne sur l'existence de la production du son

- Analyse de la parole produite

C'est un feedback plus lent (50ms) qui va jusqu'au cortex. Sa faible vitesse ne le rend pas utilisable en ligne au cours de la production de parole.

- **orosensoriel**

Ces informations ne sont pas, contrairement aux précédentes, tributaires de l'acoustique du milieu. [11]

- sensibilité de la pointe de la langue)
- proprioceptif
 - rapidité du mouvement
 - position et vitesse de mouvements des articulateurs
 - valeur de la pression d'air
 - flux dans le larynx et la cavité oropharyngée.

Comme l'illustre le modèle DIVA, le système de production de parole est susceptible de comparer les **informations issues de ces différents retours sensoriels** avec des copies efférentes (exploitant, par exemple des modèles internes). La confrontation de ces informations peut déclencher une modification de la production de parole. Lorsque les informations sensorielles sont masquées ou altérées, le rythme, la durée, l'intensité, la fréquence ou la facilité de parole sont perturbés [12].

Pour Woda et collègues, les réactions posturales du corps sont programmées au niveau central et sont la résultante de différents sous-programmes. Ils reprennent l'idée de Massion et coll. qui suggèrent l'existence d'une représentation interne du corps qui ne serait pas basée sur des informations d'origine sensorielle. [13] Cette idée rejoint la proposition de modèles internes, de Guenther, introduite dans le système DIVA.

Woda et collègues augmentent même le nombre d'acteurs impliqués dans la production de parole en ajoutant, aux contrôles moteur et orosensoriel des organes directement concernés par cette fonction, ceux de la posture. Ils soutiennent, en effet, l'hypothèse que l'articulation de la parole dépendrait de la masse, de l'inertie et de l'orientation du corps dans l'espace. Dans cette éventualité, la comparaison de ce schéma corporel avec les informations d'origines sensorielles faciliterait le contrôle de la posture, dont l'os hyoïde fait partie, par les forces musculaires. La commande étant soit un contrôle cortical, soit un mécanisme local de feed-back. [13]

Non seulement la production de la parole est affectée par les systèmes de rétrocontrôle du locuteur pour la production de parole, mais **d'autres mécanismes cognitifs** adaptatifs sont mis en jeu qui font appel à des traitements plus évolués dont le temps de latence est plus grand. En effet, le locuteur détecte la **qualité** du signal de parole envoyé à l'**auditeur** et peut mettre en oeuvre des **stratégies adaptatives**. Ceux-ci font intervenir d'autres zones de contrôle, comme les lobes pariétal et temporal. Ces mécanismes sont également pris en compte dans le modèle DIVA. . [14]

2.2.2. CE QUE NOUS DISENT LES PATHOLOGIES CEREBRALES DE LA PAROLE SUR LES CIRCUITS CEREBRAUX IMPLIQUES DANS SON CONTROLE

Les perturbations des mécanismes de contrôle affectant la production de parole se traduisent souvent par des modifications du comportement de la langue. Ainsi, dans les dysarthries (désordre d'origine neurologique, souvent post traumatique, affectant les organes effecteurs de la production de parole), les enregistrements cliniques et instrumentaux (électropalatographiques notamment) tendent à montrer que **les problèmes articulatoires sont essentiellement dus à la langue**. Ceux-ci se traduisent par une lenteur et une limitation des mouvements linguaux, une perturbation des forces appliquées par la langue, une diminution de l'endurance et de la fréquence des mouvements répétitifs de la langue. [15] La dysarthrie se manifeste d'ailleurs par la mauvaise position de la langue contre le palais lors de l'émission des consonnes et la fermeture incomplète du conduit vocal préalable à l'émission de consonnes plosives. [15,16]

L'étude de la maladie de Parkinson peut aussi nous apporter des indices sur les circuits cérébraux mis en jeu. En effet, l'origine corticale des structures de contrôle altérées peut être mise en évidence par l'utilisation de L-Dopa utilisée dans le traitement de cette maladie. Les neurones récepteurs de la dopamine sont exclusivement présents dans les structures corticales. La dégénérescence des neurones dopaminergiques provoque la disparition de contrôle des programmes moteurs situés au niveau mésencéphalique (substance noire). Les symptômes (bradykinésie, tremblements, rigidité, perturbations de la production de parole) résultent de la perte de contrôle de certains circuits moteurs.

Le traitement à la L-Dopa restaure initialement ce contrôle. Il provoque une amélioration globale de la parole avec une meilleure articulation et une meilleure organisation temporelle de la production de parole. Cependant, l'efficacité de la L-dopa sur ces symptômes est moindre que sur

les autres signes de la maladie. [17] Ceci suggère la part importante jouée par les structures sous-corticales dans ces mécanismes de contrôle. Par ailleurs, il existe une différence importante entre la présence de ces perturbations et les déficits fonctionnels suivant les sujets. Ceci peut être expliqué la mise en jeu de mécanismes d'adaptation à différents niveaux et avec des degrés de réussite différents. [15]

2.3. CARACTERISTIQUES PARTICULIERES DE LA LANGUE POUR LA PRODUCTION DES CONSONNES PLOSIVES

La structure de la langue et ses mécanismes de contrôle en font un organe extrêmement adapté à la production de parole. Elle appartient à la cavité de résonance que constitue la bouche. Sa position est étroitement coordonnée avec celle du voile du palais, du larynx et du pharynx, structures essentielles dans la production de la parole. [11] Le rôle de la langue est double :

- Elle module les conditions de passage du flux d'air dans le conduit vocal (écoulement laminaire, écoulement turbulent ou obturation complète...)
- Elle contrôle les fréquences de résonance en modifiant la forme du conduit vocal [12]

Son extraordinaire **mobilité** la rend capable de prendre de **nombreuses formes**. Cette capacité permet à la bouche de revêtir de multiples formes, conférant ainsi au conduit vocal des modes de résonance variés. [Outre les possibilités très importantes des formes que peut prendre la langue, Daniloff et coll. évoquent la **rapidité** avec laquelle, elle peut changer de forme (50 ms ou moins). [12]

La production des consonnes plosives qui feront plus particulièrement l'objet de notre étude nécessite une séquence gestuelle temporellement bien contrôlée [18] :

- Le conduit vocal doit être obturé soit au niveau des lèvres (on parle de consonnes labiales) soit dans le conduit buccal proprement dit dans la zone alvéolaire, palatale ou vélaire. Cette phase de **fermeture du conduit vocal** doit durer **25 ms** au minimum pour permettre une augmentation de la pression intrabuccale en amont de la zone d'occlusion.
- Dans une seconde phase, le conduit vocal doit s'ouvrir très rapidement. Cette ouverture brutale associée à la forte pression d'air intrabuccale génère un bruit d'« explosion » (burst transient) caractéristique de ce type de son. [12]

Dans le cas de prononciation de syllabes consonne plosive labiale-voyelle, le locuteur peut anticiper la prononciation de la voyelle en déplaçant une partie ou la totalité de la langue avant même que l'ouverture du conduit vocal n'ait eu lieu [12].

On le voit, les mécanismes articulatoires sous-jacents à la production de ces sons requièrent à la fois une précision spatiale (le lieu d'occlusion détermine beaucoup des caractéristiques acoustiques du son) et temporelle importante (une ouverture insuffisamment rapide du conduit vocal générera un bruit de friction et non d'explosion, ou une combinaison des deux).

Plusieurs travaux se sont posés la question de la complexité du contrôle sous-jacent à ces gestes, Fuchs et coll., exploitant une étude sur le profil de vitesse des forces de déplacement, proposent un contrôle finalement simple. Ils arrivent en effet à la conclusion que les contacts entre la langue et le palais seraient le résultat d'un choc mou entre la langue et le palais au cours d'un déplacement de la langue vers un point virtuel situé au-dessus du palais. Il s'agirait alors d'une collision, plutôt que d'un positionnement précis de la langue au contact du palais. [19]

2.4. PERTURBATION DE LA PRODUCTION DE LA PAROLE : ETUDE DES MECANISMES D'ADAPTATION

La production de parole peut être perturbée par différents facteurs :

- altération du complexe cortical (traumatisme, pathologie neurologique ou vasculaire)
- altérations anatomiques (muscles, dents, os)
- altérations iatrogènes (prothèse, reconstitutions dentaires, orthodontie)
- modifications physiologiques (croissance, sénescence)

Ces perturbations déclenchent des mécanismes de compensation et d'adaptation dont l'objectif est de maintenir ou de restaurer la communication parlée.

2.4.1. MECANISMES CORTICAUX D'ADAPTATION

Le modèle DIVA, évoqué précédemment, dans le contrôle de la production de parole, permet d'appréhender l'origine des mécanismes corticaux d'adaptation. D'après Savariaux et coll., en situation de perturbation de la production de parole, le système constitué d'un modèle direct

(représentant les relations entre commandes motrices et caractéristiques acoustiques de la parole (forward model) et d'un contrôleur feed-back (prenant en compte les informations réflexes de bas-niveau pour modifier de manière réflexe d'éventuelles erreurs de positionnement lingual), peut réussir à compenser la fonction [10]

Une illustration de cette compensation peut être apportée par une étude, portant sur les patients victimes de lésions vertébrales cervicales avec atteinte du complexe cervico-médullaire (CSI). Cette étude apporte une information sur les mécanismes d'adaptation mis en jeu pour la respiration et pour la production de la parole : [20] Si le symptôme principal de cette pathologie affecte d'abord la respiration, certains patients présentent aussi des désordres au niveau des articulateurs que sont les lèvres et la langue. Pour la majorité de ces cas, on ne note toutefois pas d'altération dans la production de parole. En effet, les problèmes d'élocution (prononciation de certaines consonnes), quand ils existent, sont davantage liés au problème de respiration, ce qui est mis en évidence sur des sujets ne présentant pas de déficit au niveau des articulateurs. [20]

On peut donc penser qu'une adaptation du conduit vocal, notamment au niveau des lèvres et de la langue, intervient pour permettre une élocution normale en dépit des problèmes respiratoires et articulatoires.

Une autre information sur la persistance de ces mécanismes d'adaptation chez les primates est apportée par l'étude AJ Miller. Cet auteur a étudié, chez le singe, l'activité des muscles impliqués dans la respiration buccale. En bloquant le flux d'air circulant par les narines, il oblige l'animal à pratiquer une respiration buccale ; il enregistre les activités musculaires liées à cette adaptation (Modification de la position de la mandibule et des lèvres pour maintenir un conduit d'air). [21] Il constate l'importance de l'activité du génioglosse, du digastrique, du génio-hyoïdien et des muscles du dos de la langue en rapport avec la position plus basse de la mandibule. Au bout de 6 mois, seul le génio-hyoïdien présente une activité supérieure à la normale lorsque la mandibule est abaissée de quelques millimètres. Cette étude met en valeur un mécanisme d'adaptation musculaire fait de :

- recrutement sélectif de muscles en fonction de la modification à réaliser (abaissement de la mandibule dans ce cas précis)
- modification de leur activité par acquisition de potentiels tonique et de décharge
- modulation de cette activité au bout d'un certain temps

Cette modification de l'activité musculaire s'accompagne de changements de forme des tissus mous, comme la forme de la langue, par exemple. [21] Cette étude met en évidence que les

mécanismes adaptatifs agissent par une modification du contrôle moteur des muscles mis en jeu et que cette modification, initié par une stratégie adaptative, finit par devenir une sorte de « nouveau modèle interne »

2.4.2. MECANISMES DE COMPENSATION DES PERTURBATIONS

ANATOMIQUES ARTIFICIELLES

Savariaux et coll. mettent en évidence, en introduisant une perturbation (effet d'un tuyau entre les lèvres durant la prononciation de la voyelle « u » en français), que la tâche de l'articulation est codée à un certain niveau du contrôle de la production de parole. Ils constatent que la production de parole est guidée par des exigences perceptives d'émission dont les locuteurs ont une bonne représentation interne qui se maintient en dépit des perturbations. [22]

Cette conclusion est reprise par Gay et coll. qui précisent les mécanismes adaptatifs varient selon les zones du conduit vocal. En effet, les zones stratégiques pour l'émission des sons considérés sont privilégiées de manière à maintenir les caractéristiques initiales de la production de parole. [23]

Savariaux et coll. estiment toutefois que les limitations de ces mécanismes adaptatifs ne sont pas tant liées aux contraintes anatomiques ou neurophysiologiques qu'à la représentation interne, propre à chaque locuteur, entre articulation et production acoustique. [24]

Parmi les moyens mis en œuvre par les mécanismes adaptatifs, Honda et coll. notent l'importance de la sensibilité tactile de la langue. Ce feedback orosensoriel permet une correction très rapide des perturbations, même lorsque le feedback auditif est masqué. [25]

Baum et McFarland ajoutent que les corrections tendent à devenir plus performantes avec le temps, probablement grâce aux données transmises par les boucles afférentes orosensorielles (aspect tactile et auditif). [26] Ils étudient le son « s » et utilisent dans leur étude, un faux palais amovible qui permet de comparer les conditions de production de parole avec et sans faux palais. Cette possibilité permet d'observer qu'il existe une amélioration dans la production du son testé avec le faux palais grâce aux stratégies adaptatives, mais qu'en même temps, ces remaniements articulatoires ne sont plus adaptés à la condition de production de parole sans faux palais. Pour ces auteurs, les mécanismes adaptatifs déclenchés par une perturbation résultent d'une recalibration du contrôle de la production de parole mis à jour par les informations issues des feedback orosensoriels. [27]

Cette recalibration se traduit, pour ces perturbations anatomiques artificielles, essentiellement par un repositionnement de la langue plus en arrière.

Dans les cas de glossectomie, les stratégies adaptatives portent sur la modification des mouvements de la langue en relation avec la diminution de son volume, de son intégrité motrice et de ses caractéristiques physiques (viscoélasticité, rigidité) au niveau de la zone cicatricielle mais aussi sur d'autres paramètres :

Stone & Murano prennent l'exemple de l'ablation d'une petite tumeur cancéreuse (type T1N0M0) située sur la partie gauche de la langue. Ils rapportent différents phénomènes de compensation:

- ralentissement de la vitesse de production de parole et augmentation de la durée des phases acoustiques
- mouvements de compensation de la langue

Ils citent l'exemple de la rotation d'avant en arrière de toute la langue pour élever sa pointe dans la production des consonnes alvéolo-palatales et labio-dentales.

Cependant la compensation n'est pas complète et Stone et Murano attribuent cette limitation à :

- la rigidité de la cicatrice
- la diminution des ramifications motrices et sensorielles dans la zone résequée et les structures voisines
- des muscles adjacents attachés à la cicatrice [28]

Les limites des mécanismes de compensation des perturbations anatomiques sont variables selon les sujets. Elles dépendent notamment :

- de la nature de la perturbation
- des phonèmes à produire
- des stratégies articulatoires individuelles mises en œuvre [27,24]

2.5. INFLUENCE DES PROTHESES DENTAIRES ET DES DISPOSITIFS D'ENREGISTREMENT

2.5.1. CAS DES PROTHESES DENTAIRES AMOVIBLES

Les dents jouent un rôle fondamental dans la production de parole :

- **par leur taille**

Jones et Munhall, ont étudié l'effet du rallongement des dents antérieures dans la production du « s ». Dans cette expérience, ils mettent en évidence la perturbation engendrée par ce dispositif

et le rôle du feedback auditif. En effet, les locuteurs dépourvus de ce retour d'information (par port d'un casque bruité) n'arrivent pas à une compensation complète de la perturbation. [29]

- par leur nombre et leur position

Pour Özbek et Tuluno~lu, les difficultés articulatoires sont essentiellement dues aux désordres dentaires (égressions, diastèmes, malpositions) et notamment aux absences de dents. Ces dernières modifient non seulement l'articulation mais aussi la résonance par modification du volume buccal. [30]

- par les dispositifs prothétiques qui les remplacent

Dans les cas d'édentation totale, Özbek et Tuluno~lu notent une disparition du feed-back proprioceptif lié aux dents. Seules subsistent la proprioception de l'articulation temporo-mandibulaire et la proprioception neuromusculaire. Pour ces auteurs, les difficultés d'élocution des patients nouveaux porteurs de prothèse adjointe complète disparaissent avec le temps. La durée d'adaptation des patients à ces prothèses semble proportionnelle à l'âge et dépend :

- de la taille de la modification des volumes par rapport à la situation initiale
- de la façon dont le patient perçoit ces modifications
- de sa compréhension des mécanismes de correction à mettre en œuvre [30]

D'une manière générale, les modifications affectant les dents peuvent déclencher des mécanismes d'adaptation de la production de parole. Ces adaptations passent en général inaperçues car les perturbations qui en sont à l'origine sont des phénomènes très lents (malpositions, diastèmes, égressions).

Cependant, la perte des dents et la mise en place d'un dispositif prothétique de réhabilitation sont à l'origine d'une perturbation rapide, où les mécanismes de compensation peuvent être plus facilement analysés.

D'après Jones et Munhall, le port d'une plaque palatine artificielle provoquerait notamment un contact de la langue plus précoce sur le faux palais et un relâchement plus tardif qu'en absence de celui-ci. Ces phénomènes augmenteraient avec l'épaisseur de la plaque palatine. [29]

D'autres travaux portent sur la position de la langue au repos. Elle varie selon le nombre de dents et semble se situer plus en arrière pour les sujets édentés en l'absence de prothèse. Kotsiomiti, dans une étude descriptive, souligne la difficulté que cette position engendre lors de la réalisation d'une prothèse adjointe complète. Il note aussi que le port d'une prothèse adjointe complète ne semble pas corriger cette position anormale initiale, malgré la reconstitution du volume alvéolaire et des dents. Il recommande donc des exercices d'entraînement pour améliorer la production de la parole, la déglutition et la mastication. [31]

Cette notion d'apprentissage de la production de parole par un entraînement est également remarquée par Baum et McFarland dans l'amélioration de la compensation des perturbations. [27]

Les conséquences de la modification du volume buccal sous l'effet d'une PAC sont bien connues des dentistes. La restauration d'un volume proche de celui existant avant la disparition des dents fait intervenir différents paramètres dont :

- la dimension verticale d'occlusion
- la relation intermaxillaire
- le volume prothétique
- la morphologie des surfaces polies stabilisatrices [32]

Tous ces critères sont à prendre en compte pour interpréter les modifications entre les situations pré et post-prothétique.

La présence d'un faux- palais n'est pas la seule cause de perturbation dans les prothèses adjoindes complètes, en effet la position et l'inclinaison des dents antérieures, notamment, a un rôle fondamental dans l'importance de la perturbation que représente cette prothèse. [33]

Outre la position de la langue, les fonctions peuvent être modifiées par la mise en place d'une prothèse dentaire : Yaka et coll. comparent les incidences d'une perturbation d'origine prothétique (mise en place d'une entretoise palatine) chez des sujets dentés. Les résultats montrent qu'elle existe pour tous les sujets, lors de l'élocution. Elle est, cependant, moindre que la gêne au toucher, que celle à la déglutition et que celle à la mastication [34].

On peut ainsi formuler l'hypothèse d'une stratégie de compensation plus rapide et/ou plus efficace pour la production de parole que pour les autres critères étudiés. [34]

2.5.2. CAS DES RECONSTITUTIONS MAXILLAIRES FIXES

IMPLANTOPORTEES SUR PILOTIS

Les perturbations de la production de parole ne sont pas uniquement décrites pour les prothèses amovibles avec un faux palais, elles existent aussi dans les réhabilitations de l'arcade supérieure avec des prothèses fixes, implanto ou dento-portées. La fréquence de ces problèmes est importante : 60% dès la fin du traitement et 30% au bout de 3 ans [35].

D'après l'étude de Heydecke et coll., il semble qu'il existe plus de perturbations pour des reconstitutions fixées sur implants que sur prothèses amovibles (overdentures), avec ou sans palais.

[35, p 238]. Une des hypothèses expliquant l'absence de différence entre les prothèses avec et sans faux palais est la possible adaptation développée par les patients durant la période où ils ont du porter une prothèse adjointe complète sans complément de rétention.

Cette hypothèse rejoint les conclusions de Baum et McFarland sur la recalibration du système de contrôle de production de parole après une perturbation initiale. [27]

L'autre hypothèse est la présence d'espaces entre la crête osseuse et les reconstitutions coronaires, dans les reconstitutions fixées sur pilotis, par où l'air peut fuir, lors de la production de parole. [35] Cette hypothèse nous semble plus en rapport avec le taux de compensations incomplètes rapporté par ces auteurs. En effet, Baum et McFarland, dans leurs expériences, montrent que la recalibration du système de contrôle, précédemment évoquée, est réversible après retour à la situation initiale. [27]

Il semble donc que ce type de reconstitutions prothétiques puissent perturber la production de la parole avec un degré tel que les mécanismes de compensation ne puissent restaurer intégralement la fonction.

2.5.3. UN CAS DE FIGURE INTERESSANT : LES DISPOSITIFS

ELECTROPALATOGRAPHIQUES DE MESURE DE L'ARTICULATION DE LA PAROLE

L'électropalatographie consiste à **enregistrer les zones de contact** entre la langue et le palais. Les petites électrodes, en nombre variable selon les modèles, sont insérées dans un faux palais fixés aux dents par un dispositif rétentif. Goozée et Murdoch utilisent, par exemple, un dispositif avec 64 électrodes de 1,4mm de diamètre. Les sujets portent cette plaque durant 45 minutes avant l'enregistrement pour s'habituer au dispositif. [16] A l'issue de cette période, un orthophoniste s'assure qu'il n'existe pas de différence entre la prononciation avec le faux palais et la prononciation habituelle des sujets.

De nombreux protocoles ont été mis au point dans l'objectif d'étudier **la phase d'adaptation** des locuteurs à ce dispositif de mesure en utilisant des faux palais chez les sujets dentés. En 1966 déjà, Proffit et coll. notaient l'importance de cette phase préalable à l'enregistrement ([36], p 1419) sans préconiser de durée.

Ces **durées nécessaires à l'apprentissage de stratégies de compensation** sont très **variables** selon les études. McLeod et Searl trouvent qu'au bout de 2h, la production de parole avec ce dispositif semble assez peu différente de la production de parole naturelle. [37]. Cayley et

coll préconisent de porter le dispositif électropalatographique pendant 3 jours complets avant la séance d'enregistrement pour permettre une adaptation de la langue à ce changement d'environnement. [38]

L'influence des mécanismes de compensation montre une **variabilité interindividuelle** importante [39]. Brunner et coll. montrent que cette variabilité est particulièrement notable dans la phase d'exploration de différentes stratégies articulatoires. [26] Des écarts importants de positionnement de la langue sur le palais, lors de la production de parole, ont, par exemple, pu être observés selon les sujets. [38] La position de la langue semble être tributaire de celle du palais [40]. Cette idée est corroborée par des conclusions issues d'autres travaux, telles les décalages intermaxillaires [38] en orthodontie et les notions empiriques d'espace de Donders en prothèse adjointe complète[32].

Pour les consonnes plosives, le palais semble jouer un rôle de butée contre laquelle la langue vient entrer en collision. [40] Dans ce cas, la variation d'épaisseur du palais a pour conséquence un abaissement de la mandibule et donc de la langue [32, 25].

Mais sa forme semble avoir également une influence sur les zones de contact avec la langue:

La localisation des contacts entre langue et palais pour des sons identiques diffère selon la forme du palais. [Il est possible que les sujets à palais plat aient pu acquérir des positions linguales plus précises. [32, 26]

2.6. MECANISMES ARTICULATOIRES D'ADAPTATION DE LA PRODUCTION DE PAROLE EN MILIEU BRUITE

Nous utilisons, dans notre protocole expérimental, un casque bruité pour masquer le feedback auditif. Nous provoquons donc une modification de la production de parole dont les caractéristiques vont être adaptées au milieu bruité.

Dans cette perspective, nous cherchons à connaître les modifications attendues de la production de parole pour pouvoir les différencier de ceux provoqués par la disparition du feed-back auditif.

Les phénomènes d'adaptation des productions vocales dans un environnement bruité (augmentation de l'intensité du signal sonore, notamment) sont connus sous le nom d'effet

Lombard. [42,29] L'analyse prosodique de la parole produite dans ces conditions renseigne sur les stratégies que le locuteur adopte pour préserver son intelligibilité dans ce milieu.

Les modifications en milieu bruité consistent principalement en:

- une augmentation notable de l'intensité du signal
- un ralentissement de l'élocution
- une hyperarticulation de la production de parole et une réorganisation de mouvements [41]
- l'émission d'un son plus aigu
- des changements dans la fréquence des formants des voyelles [42]

En 1990, Lindblom a développé une théorie dite « H&H » où la production de parole va de « Hyper », c'est-à-dire une clarté maximale du signal de parole produit, vers « Hypo » où la production est la plus économique possible. [43] Cette notion recoupant l'idée d'une **boucle de rétroaction entre production et perception** de la parole. Il existe donc un équilibre entre l'information mise dans le signal par le locuteur et celle contextuelle, indépendante du signal acoustique, perçue par le locuteur. [42]. C'est cette boucle d'interaction qui explique l'impact du bruit ambiant sur la variabilité articulatoire. Parmi les différents programmes d'adaptation mis en œuvre par l'organisme, Garber et Honda soulignent que le rôle du feed-back auditif serait cependant mineur par rapport à la modification de la perception tactile sur la langue et de la pression que cette dernière exerce sur le palais. [29]

2.7. DISPOSITIFS EXPERIMENTAUX PERMETTANT D'ETUDIER L'INTERACTION LANGUE/PALAIS/DENTS

Les recherches concernant l'activité dynamique de la langue sont assez rares car il existe peu d'instruments susceptibles de suivre et d'enregistrer les mouvements intra buccaux des articulateurs dont la langue fait partie. [4]

2.7.1. TECHNIQUES D'IMAGERIE

Ce sont des techniques non invasives mais qui sont exclusivement descriptives.

2.7.1.1. Imagerie Ultrasonore

La langue peut-être très bien visualisée avec l'imagerie ultrasonore, mais le volume d'air contenu dans la cavité buccale défléchit le faisceau ultrasonore et ne permet pas de distinguer le palais. [44] De plus, le film salivaire étant plus épais en avant du palais qu'en arrière, sa visualisation, en imagerie ultrasonore ne permet pas de connaître avec précision la position du palais osseux. [44]

2.7.1.2. Imagerie par résonance magnétique

Stone et Murano ont pu mettre en évidence, en utilisant des données combinées d'imagerie (t-MRI et h-MRI), l'action prépondérante du mylohyoïdien dans les mouvements d'élévation de la langue. [28]

Cependant, la pression de l'air et les mouvements du voile du palais sont affectés par la position du corps. C'est pourquoi, les données obtenues par IRM (en position allongée) ne sont pas superposables aux données existantes quand le sujet est debout. [18]

2.7.2. L'ELECTROPALATOGRAPHIE

C'est une technique qui peut servir d'outil de mesure mais aussi d'outil thérapeutique :

2.7.2.1. Outil de mesure

L'électropalatographie (EPG) est un **système de localisation des zones d'interaction** entre la langue et le palais. Il est constitué d'une plaque résine qui vient se plaquer sur le palais naturel par l'intermédiaire de dispositifs rétentifs, comme les crochets d'Adams par exemple, et qui comporte un grand nombre d'électrodes, variable selon les modèles (figure 3).

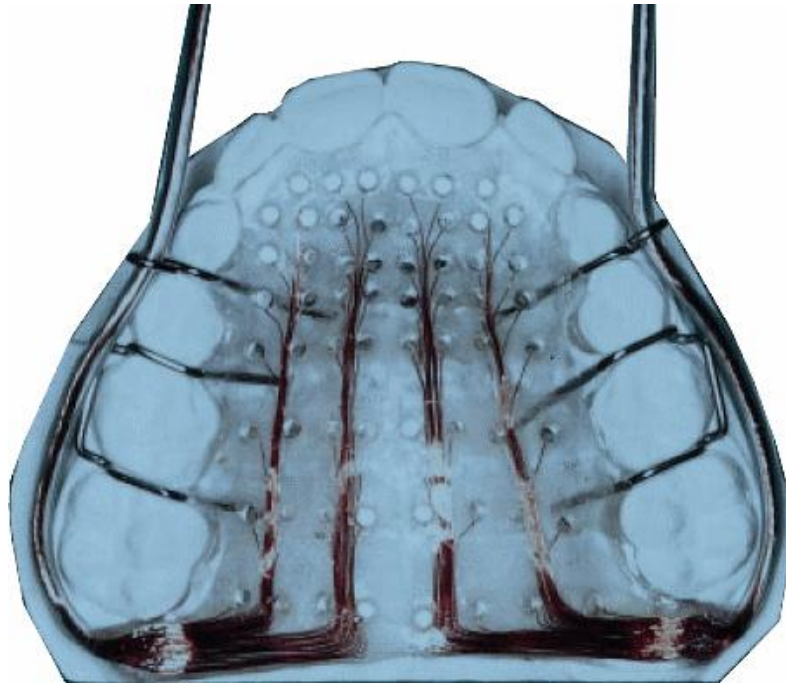


Figure 3 : Exemple de dispositif électropalatographique à 62 électrodes (d'après Cayley et coll. in European Journal of orthodontics [45])

Les paramètres obtenus par ce système sont l'emplacement du contact langue/palais et sa durée. Aucune information n'est donnée sur l'intensité des forces de contact mises en jeu.

La plaque palatine modifiant la géométrie du conduit vocal, une période préalable d'adaptation est nécessaire avant l'enregistrement de la mesure. Elle varie de 45mn à 3 jours selon les auteurs [16,38,37]. Cette modification de la géométrie du conduit vocal se traduit, d'après Goozée, par la durée trop longue de contacts entre la langue et le palais. Ce serait une des raisons de la production imprécise des consonnes. [16]

Par ailleurs, l'EPG présente certaines limites d'enregistrement : Dans les cas de béances antérieures (absence de contacts entre plusieurs dents antagonistes, au niveau antérieur) l'EPG ne révèle aucun contact entre la langue et le palais lors de l'émission des consonnes plosives [t] et [d]. Dans ce cas, où la fermeture du conduit vocal se produit plus en avant que normalement, c'est-à-dire au niveau des dents, il est possible que l'EPG soit prise en défaut car le dispositif ne recouvre pas ces structures. [38]

2.7.2.2. Outil thérapeutique

L'électropalatographie peut-être utilisée, avec de très bons résultats, comme un outil thérapeutique en montrant, aux patients à rééduquer, la position des contacts actuels et celles à

atteindre. [15] Cette technique de feed-back visuel fait alors appel à un contrôle moteur conscient dans le positionnement de la langue.

3..... OBJECTIFS

- 3.1.....Détermination d'un outil de mesure spécifique
- 3.2Obtention de mesures quantitatives
 - 3.2.1.....Caractéristiques spécifiques de la cavité buccale
 - 3.2.2Critères à respecter
 - 3.2.3Problématique de mesure dans les tissus vivants
- 3.3 Un dispositif de mesure inédit
 - 3.3.1 Une idée clé : insérer le capteur dans la prothèse
 - 3.3.2 Un enjeu important : la calibration
- 3.4.....Objet des études expérimentales
 - 3.4.1Mesures quantitatives des interactions langue/palais/dents
 - 3.4.2Etudes des mécanismes d'adaptation de la langue face à un changement de son environnement

3. OBJECTIFS

Compte tenu de la description des explorations des mécanismes de production de parole et des travaux sur les mécanismes de compensation présents dans la littérature, nos objectifs de recherche pour cette thèse étaient :

- (1) Mesurer les interactions physiques langue-dents-palais. les implications sont dans le domaine de la prothèse dentaire complète, mais aussi dans la compréhension des mécanismes de contrôle de la production de la parole
- (2) prendre en compte les perturbations de la production de la parole susceptibles d'être introduites par le dispositif de mesure pour les minimiser dans la conception du dispositif, du choix des sujets et du protocole de mesure.
- (3) Evaluer pour les sujets susceptibles d'être malgré tout perturbés par l'outil de mesure, la nature de ces perturbations, les mécanismes de compensation et le temps nécessaire à l'apprentissage de ces mécanismes.

3.1. DETERMINATION D'UN OUTIL DE MESURE SPECIFIQUE

Compte tenue des grands objectifs décrits ci-dessus, l'outil que nous avons voulu développer pour explorer les interactions mécaniques intervenant dans la production de parole entre la langue et le palais, devait satisfaire 2 critères :

- perturbations minimales du phénomène à observer
- enregistrement de mesures quantitatives, fiables, pertinentes et reproductibles

La base de ce dispositif sera ainsi constitué d'un capteur de pression qui devra s'intégrer dans un ensemble aussi discret que possible et assurant la fiabilité de son maintien.

Par ailleurs le protocole expérimental devrait permettre d'évaluer les processus d'adaptation si ils existent.

3.2. OBTENTION DE MESURES QUANTITATIVES

3.2.1. CARACTERISTIQUES SPECIFIQUES DE LA CAVITE BUCCALE

La cavité buccale présente des caractéristiques physiques et biologiques particulières :

- humidité permanente
- température variable (respiration)
- contraintes mécaniques importantes (langue, lèvres, joues, dents)
- pH variable
- présence de nombreux récepteurs sensoriels (récepteurs tactiles, gustatifs, nocicepteurs sur les lèvres, langue et dents).

Cet environnement rend le cahier des charges de l'outil de mesure extrêmement strict

3.2.2. CRITERES A RESPECTER

3.2.2.1. Sécurité

3.2.2.1.1. ISOLATION ELECTRIQUE

La salive étant un excellent conducteur électrique, il est impératif que l'isolation électrique soit soigneusement réalisée pour éviter toute fuite de courant

3.2.2.1.2. CARACTERISTIQUES DES COURANTS ELECTRIQUES EMPLOYES

Pour prévenir néanmoins tout incident lié à un défaut d'isolement ; les signaux électriques doivent être de faible tension (<9V) et de faible intensité. La fréquence ne doit pas être tétanisante (c'est-à-dire en dehors de l'intervalle 30-100Hz).

3.2.2.1.3. FORME NON IRRITANTE

Le dispositif expérimental ne doit être ni traumatisant, ni coupant, c'est-à-dire sans angles vifs.

3.2.2.1.4. BIOCOMPATIBILITE DES MATERIAUX

Les métaux employés ou leurs oxydes ne doivent pas être toxiques de même que les vernis d'isolation. Un certificat de biocompatibilité sera requis pour la couche en contact avec le milieu buccal.

3.2.2.2. Vitesse de réponse du capteur

La fréquence de coupure supérieure du capteur est déterminée par la fréquence de résonance de la lame d'acier constituant le corps d'épreuve. Sa valeur doit être suffisante élevée pour permettre une discrimination temporelle des phénomènes à étudier.

3.2.2.3. Précision des mesures

3.2.2.3.1. SENSIBILITE

C'est la plus petite force d'appui décelable.

3.2.2.3.2. LINEARITE

Les signaux issus du capteur doivent être proportionnels aux forces appliquées dans la gamme de variation des forces mises en jeu au cours de la production de la parole.

3.2.2.3.3. ABSENCE D'HYSTERESIS

Une force d'appui déterminée devra toujours engendrer le même signal de sortie du capteur, même si cette force est précédée dans le temps de forces différentes

3.2.2.3.4. REPETABILITE

Le capteur devra donner le même signal pour la même force d'appui

3.2.2.4. Autres critères

- Stabilité thermique
- Robustesse
- Taille
- Coût (doit être en rapport avec la mesure à réaliser)

3.2.3. PROBLEMATIQUE DE MESURE DANS LES TISSUS VIVANTS

Une des difficultés des mesures sur les tissus humains est la viscoélasticité de certaines « structures molles » dont la langue fait partie. La connaissance de ses caractéristiques est indispensable à la modélisation du phénomène à enregistrer et donc à la réalisation d'un dispositif de calibration indissociable de l'outil de mesure.

3.2.3.1. La matière molle

La mécanique classe les matériaux en 3 catégories, en fonction de leurs propriétés mécaniques à une échelle de temps donnée [46]:

- **solide :**

État de la matière dans lequel les molécules sont fortement liées les unes aux autres, et caractérisé à l'échelle macroscopique par un volume et une forme déterminés, constants en l'absence de toute force extérieure

- **liquide :**

État de la matière présenté par les corps qui n'ont pas de forme propre et dont le volume est invariable. Ce dit des corps qui coulent ou ont tendance à couler en raison de la faible cohésion des molécules.

- **gaz :**

Corps se présentant à l'état fluide, d'une grande élasticité, très compressible, expansible et occupant la totalité de l'espace du récipient qui le contient.

La notion de matière molle englobe, de manière générique, des matériaux dont les coefficients caractérisant les propriétés de résistance mécanique sont faibles (comparativement à ceux que l'on peut rencontrer pour les solides cristallins) et dont la forme ou la structure interne est susceptible de se modifier significativement sous l'effet d'une action extérieure même modeste.

3.2.3.2. Caractéristiques physiques de la matière molle

La langue, comme la plupart des tissus mous vivants, est constituée majoritairement de « matière molle » hétérogène et structurée (milieu non continu) dont les propriétés spécifiques diffèrent fortement de ceux des solides, des liquides et des gaz. [47]

Dans ce contexte, la langue présente 2 propriétés mécaniques principales :

- **élasticité non linéaire (figure 4)**

- phase I : les fibres de collagène sont en condition de relaxation et le module élastique du tissu est faible. A ce stade, une faible contrainte produit une grande déformation
- phase II : les fibres de collagène ont tendance à s'aligner en direction de la force, le module élastique augmente régulièrement.
- Phase III : les fibres de collagène sont alignées, le module d'élasticité est maximal avant d'arriver à la rupture du tissu.

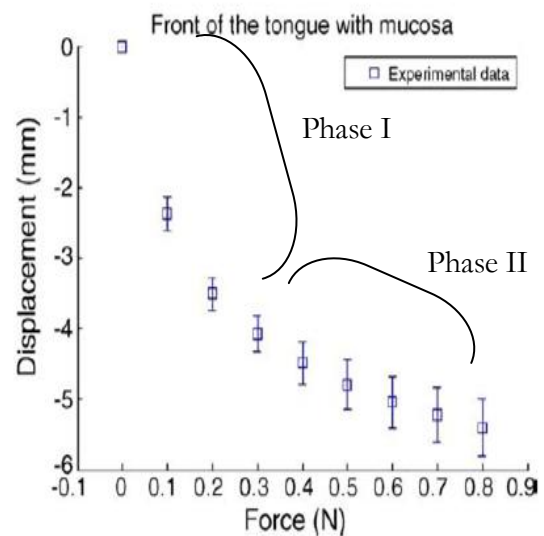


Figure 4 : Illustration de l'élasticité non linéaire de la langue lors d'une expérience d'indentation sur une langue humaine issue d'un cadavre frais. (D'après Gérard et coll., in Non-linear elastic properties of the lingual and facial tissues assessed by indentation technique. Application to the biomechanics of speech production [48])

- **Viscoélasticité (figure 5)**

Le comportement (contrainte-déformation) présenté ci-dessus est valable en statique. Cependant la déformation des tissus vivants n'est pas constante au cours du temps et dépend de la viscosité. Ce phénomène est caractérisé par 3 propriétés :

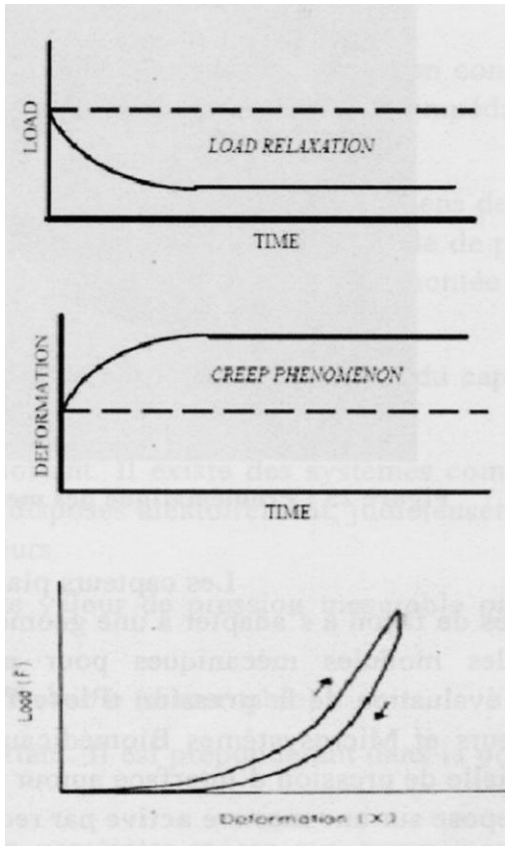


Figure 5 : Courbes illustrant les caractéristiques particulières de la viscoélasticité à prendre en compte lors des mesures sur les tissus vivants.

- relaxation

Lorsque le tissu mou est tendu et maintenu à sa nouvelle longueur, la contrainte diminue graduellement avec le temps.

- Fluage

Lorsque le tissu mou est soumis à une contrainte constante, sa vitesse d'allongement diminue avec le temps jusqu'à l'équilibre

- Hystérésis

Dans un cycle de déformation, le tissu mou montre 2 tracés différents de déformation correspondant au cycle charge/décharge.

L'exemple concret de ces propriétés est matérialisé par la pression exercée dans la paume de la main par une pièce de monnaie (figure 6) :



Figure 6 : Exemple de la viscoélasticité du derme et de l'épiderme: Une pièce de monnaie a été appliquée dans la paume de la main. La photo est prise 10s après le retrait de la pièce. On peut noter que le tissu n'a pas retrouvé sa forme initiale.

La connaissance de ces caractéristiques suscite plusieurs questions :

- **Comment modéliser l'appui de la langue sur le capteur dans le système de calibration ? Comment reproduire sa déformation lors de la mise en charge du capteur ?**
- **Quel est le paramètre à prendre en compte pour représenter le plus fidèlement, dans nos mesures, le comportement de langue sur le capteur ?**

3.2.3.3. Notion de pression d'interface

L'importance de cette notion se situe au niveau de la calibration de l'outil de mesure qui doit être capable de rendre compte fidèlement dans ses mesures des variations de signal susceptibles d'être associées à interactions langue/dent/palais variables.

En 2000, lors de la 22^{ème} conférence internationale des IEEE EMBS, à Chicago, Brian T Fay et David A Brienza ont soulevé la question de la pression d'interface. [49] En effet, si les méthodes de mesure existent, aucune définition formelle de cette quantité physique n'a encore été définie et admise.

Nous devons donc choisir une structure capable de reproduire le comportement de la langue au contact du capteur. Cette structure doit être molle et déformable dans le respect du phénomène à observer.

3.2.3.4. Paramètres à prendre en compte : force ou pression ?

Les 2 structures qui nous intéressent sont la langue, d'une part, et le palais prothétique, rigide, de l'autre. La langue étant un corps déformable et élastique, on mesure de fait un paramètre intermédiaire entre une force et une pression. La force étant liée à une contrainte ponctuelle et la pression à une force uniformément répartie. [50]

En accord avec la notion de pression d'interface précédemment évoquée, nous avons choisi de prendre en compte **la pression** exercée par la langue sur le capteur pour rendre compte du phénomène à enregistrer. Ce choix suppose l'acceptation de l'hypothèse de la répartition uniforme de la pression sur le capteur

3.3. UN DISPOSITIF DE MESURE INEDIT

L'incorporation de capteurs de pression au sein d'un dispositif électropalatographique a été réalisé par Murdoch et coll. en 2004 (avec la mise au point du Pressure Sensing Palatograph). Son étude pilote, met en évidence la difficulté de bien positionner les capteurs de pression. Mais, si les capteurs sont inclus dans le faux palais en résine acrylique, le dispositif est destiné à des sujets dentés pour lesquels les contacts linguaux nécessaires à l'émission des consonnes plosives se fait physiologiquement sur le palais naturel [51].

Le biais de mesure dû au volume du dispositif d'enregistrement (présence du faux palais essentiellement) est le problème le plus important rencontré dans les études portant sur les mesures de pression linguales.

Pour limiter cette perturbation, nous avons choisi d'utiliser **le volume d'une prothèse dentaire** destinée aux patients édentés totaux **pour abriter le capteur de pression**. Cette configuration ne change pas la physiologie habituelle du sujet durant les enregistrements.

3.3.1. UNE IDEE CLE : INSERER LE CAPTEUR DANS LA PROTHESE

L'ensemble du dispositif, original, que nous avons développé, est constitué :

- du duplicata de la prothèse amovible complète maxillaire utilisée dans le traitement dentaire du patient
- d'un capteur de pression intégré dans l'épaisseur de la prothèse.

La figure 7 montre l'intégration du capteur de pression dans la prothèse.



Figure 7 : Prototype du dispositif expérimental après mise en place du capteur de pression à un emplacement arbitraire. Le duplicata possède des dents artificielles identiques à celles de la prothèse d'usage du patient

On utilise un ou plusieurs capteurs spécifiquement pour chaque patient. La conception et le positionnement du capteur dans la prothèse, propre à chaque patient, rendent nécessaire l'étalonnage systématique de chaque dispositif réalisé.

3.3.2. UN ENJEU IMPORTANT : LA CALIBRATION

C'est une étape indissociable de la mesure car elle lui donne toute sa signification. Elle revêt une importance supplémentaire pour les mesures sur les tissus vivants à cause des caractéristiques physiques particulières de ces derniers.

Les résultats présentés dans la littérature éludent souvent cette étape ainsi que la description détaillée des capteurs. Les courbes de calibration sont parfois présentes, mais ni les calculs, ni les descriptions de dispositifs ne sont détaillés. Seul Proffit [36] et Duclos [50] détaillent les modes de calibration de capteurs à jauges de contrainte pour lesquels ils convertissent le signal électrique en force.

Pourtant, suivant la technologie employée (capteurs à membrane, à paroi élastique, ...) les données recueillies peuvent être différentes du phénomène à étudier. L'emploi de capteurs fournis par l'industrie et calibrés par les fabricants peut également être à l'origine d'une erreur de mesure en fonction de l'utilisation du capteur.

La littérature s'accorde à dire qu'il existe une grande variabilité dans les valeurs mesurées chez l'humain. Le système de production de parole, l'efficacité des stratégies adaptatives [24,25,27,46] et les caractéristiques tissulaires [48] sont une source importante de variabilité qui masque peut-être les insuffisances de signification des valeurs mesurées.

Dans notre étude, le dispositif de calibration fait partie à part entière du système de mesure et a été créé dans le cadre de ce travail. Une des originalités de ce dispositif réside dans le fait que la viscoélasticité de la langue est modélisée pour reproduire au mieux les conditions réelles de mesure du capteur.

3.4. OBJET DES ETUDES EXPERIMENTALES

3.4.1. MESURES QUANTITATIVES DES INTERACTIONS

LANGUE/PALAIS/DENTS

Nous chercherons à connaître la valeur de la pression utilisée pour la production de la consonne plosive /t/. Cette pression intervient lors de la fermeture du conduit vocal qui est réalisée par l'appui de la pointe de la langue sur le palais. Nous confronterons cette donnée avec les paramètres acoustiques de la production de parole, dans différentes conditions.

Les signaux acoustiques de parole et de pression, délivrés par le capteur, seront acquis de manière synchronisée.

3.4.2. ETUDES DES MECANISMES D'ADAPTATION DE LA LANGUE FACE A UN CHANGEMENT DE SON ENVIRONNEMENT

La littérature décrit le déclenchement de mécanismes adaptatifs sous l'effet de modifications brutales et inattendues de l'environnement de la langue dans la cavité buccale. Ces mécanismes consistent en une recalibration du système de production de parole sous l'effet des informations fournies par les boucles afférentes orosensorielles. L'influence d'un faux palais, notamment, est

abondamment décrite, au niveau de l'évolution de la qualité de la production de parole au cours du temps.

De la même manière, la mise en place d'une nouvelle prothèse adjointe complète (PAC) chez un sujet édenté nouvellement appareillé génère un comportement adaptatif. Ce phénomène est bien connu des cliniciens.

Bien que la littérature rapporte des durées variables d'adaptation, on peut estimer :

- qu'un porteur de PAC finit par s'habituer à ses prothèses, c'est-à-dire qu'après avoir porté la prothèse pendant une durée suffisamment longue, il ne semble plus mettre en œuvre de mécanismes d'adaptation pour la production de parole.
- que l'adaptation restaure totalement la fonction de production de parole.

C'est pourquoi, ce travail se propose d'observer les propriétés acoustiques et mécaniques mesurées lors de la prononciation de la consonne plosive /t/ (consonne dont la prononciation est particulièrement tributaire du palais, lors de la fermeture du conduit vocal), chez deux catégories de sujets : des patients portant déjà une PAC, et ayant donc eu le temps de s'y habituer, et des sujets qui sont des porteurs "novices" de prothèses. Les sujets habitués sont ainsi considérés comme des sujets témoins non perturbés pour lesquels les interactions langue - palais mesurées sont celles qui existent dans leur parole "naturelle" et les nouveaux porteurs comme des sujets susceptibles de mettre en œuvre les processus adaptatifs que nous voulons observer.

Rappelons (cf. partie 2) que les mécanismes d'apprentissage sont modélisés dans le champ des Sciences Cognitives comme ceux de la recherche d'une nouvelle stratégie de commande visant à préserver les objectifs cruciaux de la production de la parole, via la correction progressive des commandes motrices en temps réel. Cette correction est déclenchée par des boucles de rétrocontrôles qui peuvent être d'origine corticale (temps de latence long, >50 ms) et sous corticale (court temps de latence).

Nous nous attacherons à jouer sur les contributions respectives de deux types d'afférence :

- le feed-back sensorimoteur
- le feed-back auditif

Dans le cadre de cette étude, les mesures d'un même sujet dans différentes conditions et à différents stades de son apprentissage sont comparées entre elles. Elles permettent de suivre

l'évolution des différents paramètres au cours du temps et ne sont soumises qu'à la variabilité intra-locuteur et à l'évolution de sa maîtrise de la tâche.

3.4.2.1. Rôle du feedback orosensoriel

Il s'agit d'un mécanisme sous-cortical susceptible de corriger de manière très rapide la position de la langue dans la cavité buccale, notamment en présence d'un faux palais. [46] Il concerne les muqueuses, la langue, les lèvres et les joues. Dans le cadre de ce travail, nous n'étudierons le rôle orosensoriel qu'au niveau de la pointe de la langue.

La langue est constituée à sa surface d'un épithélium pavimenteux stratifié très épais sur sa surface dorsale, très mince à sa partie inférieure. Les papilles linguales sont très nombreuses. Les filiformes, hémisphériques et foliées ont un rôle tactile. La densité des récepteurs tactiles est très importante. Jones et Munhall soulèvent l'importance du feed-back orosensoriel en particulier avec l'emploi de prothèses qui réduisent ce retour d'information. [29]

La perturbation du volume disponible buccal pour la langue (en cas de port d'une prothèse amovible, par exemple) déclenche une recalibration du contrôle moteur de la production de parole. Le feed-back tactile semble donner une réponse adaptative plus rapide que le feed-back auditif. [25] Des expériences cliniques menées sur des patients, ayant subi des interventions chirurgicales concernant l'innervation motrice de la langue, mettent en évidence l'importance du feed-back orosensoriel notamment dans l'émission des consonnes. [52]

Dans notre protocole expérimental, nous supprimerons la sensibilité tactile de la pointe de la langue en utilisant un anesthésique de contact. L'analyse des paramètres caractéristiques de la production de parole permettra ensuite:

- de constater s'il est possible de mettre le rôle du feed-back orosensoriel en valeur.
- de formuler des hypothèses sur son rôle et ses caractéristiques

3.4.2.2. Rôle du feed-back auditif

Il s'agit d'un **rétrocontrôle** assez **lent**. (50 à 200ms) L'inertie liée à la lenteur du feedback auditif est mentionnée par différents auteurs (Hargrave et coll., 1994 ; Lechner, 1979 ; Siegel & Jr, 1974 ; Stager & Ludlow, 1993, Perrier et coll, 1996 [53]) Elle est également rappelée par Guenther et Perkell lors de la description du système DIVA (partie « forward model»). [52]

Les caractéristiques du feed-back auditif ont été rapportées, notamment, dans une étude de 2003, dans laquelle Jones et Munhall perturbent la production de parole, par allongement des incisives supérieures. [29] Puis ils contrôlent l'évolution du signal acoustique produit suivant la présence ou l'absence du feed-back auditif.

La perte des dents, de même que le port de prothèse, influence la forme du conduit vocal. Pour adapter les sons produits à cette modification, une adaptation des articulateurs est nécessaire. [29] De petites adaptations surviennent au bout d'une heure, mais plusieurs jours à plusieurs semaines sont nécessaires pour obtenir une qualité de parole normale. Par contre, cet apprentissage reste acquis et la réadaptation éventuelle se fait très rapidement. L'effet du feed-back auditif sur ce mécanisme adaptatif semble prépondérant, surtout dans la phase de correction fine du langage. Ce travail montre le rôle que peut jouer le feedback auditif dans la mise en place des stratégies de compensation.

Pour Houde et Jourdan, si le feed-back auditif n'est pas indispensable à la production de parole, il est nécessaire à une prononciation correcte. Le parallèle entre le rôle des feed-back auditif et visuel permet de comprendre mieux les mécanismes de compensation. En cas de perturbation du feed-back auditif, ces derniers persistent pendant quelques temps alors que la perturbation initiale du feed-back, inductrice de la compensation, a disparu. [39] Ainsi un réseau de connexions neuronales incluant le feed-back auditif se construirait avec l'apprentissage du langage parlé. Ce réseau persisterait si le feed-back auditif disparaît (traumatisme, surdité) et la production de parole reste intelligible encore pendant de longs mois.

Dans notre protocole, nous masquerons le feed-back auditif pour analyser son rôle à travers les différents paramètres caractéristiques de la production de parole enregistrés.

4..... **DISPOSITIF EXPERIMENTAL**

- 4.1.....Réalisation du dispositif Presla
 - 4.1.1.....Capteur de pression
 - 4.1.2.....Duplicata prothétiques
- 4.2.....Mise au point des outils de calibration
 - 4.2.1.....Dispositif initial
 - 4.2.2Dispositif DWC/CES
- 4.3.....Acquisition des données acoustiques
 - 4.3.1.....Enregistrement de la production de parole
 - 4.3.2Masquage du feedback auditif
- 4.4.....Chaîne d'acquisition
 - 4.4.1.....Amplificateurs
 - 4.4.2Numérisation du signal
 - 4.4.3Logiciel d'acquisition
- 4.5Apport du dispositif expérimental par rapport à l'électropalatographie

4. DISPOSITIF EXPERIMENTAL

4.1. REALISATION DU DISPOSITIF PRESLA

L'ensemble du dispositif original, baptisé Presla (PRESsions de la LANGue) est donc constitué (figure 8) :



- du **duplicata** de la prothèse amovible complète maxillaire utilisée dans le traitement dentaire du patient
- d'un **capteur de pression** intégré dans l'épaisseur de la prothèse.

Figure 8 : capteur de pression inséré dans la plaque base résine d'un duplicata prothétique. (On peut encore voir les traces de la poudre verte utilisée pour le palatogramme)

La conception et la position du capteur, propre à chaque patient rendent l'étalonnage de chaque dispositif Presla réalisé nécessaire. C'est pourquoi **l'outil de calibration** réalisé est indissociable du dispositif Presla

4.1.1. CAPTEUR DE PRESSION

C'est un **capteur à jauge de contraintes** conçu et réalisé en 1975 dans le laboratoire MMB par André Dittmar. Initialement utilisé pour des mesures de forces sur des sujets dentés, il a été choisi pour ses qualités qui remplissent le cahier des charges défini précédemment. Ce choix est déterminé par le compromis (figure 9) entre sa capacité à être utilisé en milieu vivant (sécurité, biocompatibilité), ses caractéristiques de mise en œuvre (coût, disponibilité), disponibilité et ses performances mécaniques notamment :

- sa **résistance mécanique**
- sa **stabilité face aux variations de température**
- sa **résistance à la corrosion**
- sa **sensibilité**
- sa **plage de mesure**
- sa **relative simplicité de réalisation**

Ce type de capteur peut-être réalisé de façon « artisanale » sur les indications de l'expérimentateur. Il peut ainsi être adapté pour satisfaire au besoin d'une expérimentation précise.

- son évolutivité

Elle permet à l'opérateur de modifier le capteur pour l'adapter à une modification du protocole, par exemple. Cette évolutivité est liée au fait que ce capteur peut-être réalisé par l'expérimentateur.

Caractéristiques globales du microcapteur utilisé dans le système Presla (échelle relative 0-10)

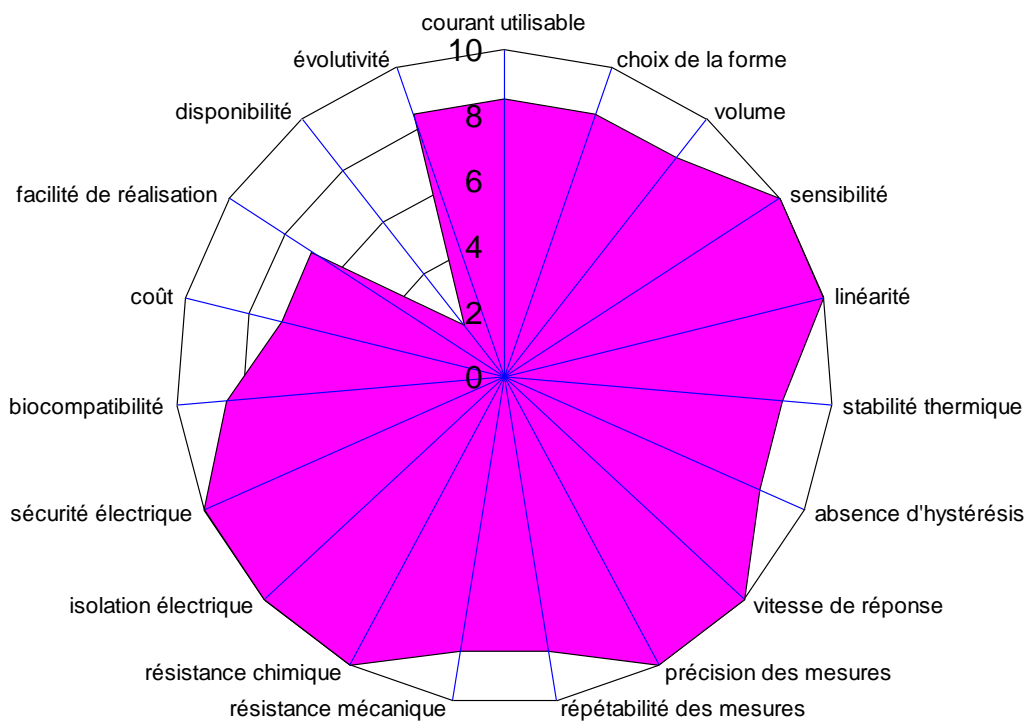


Figure 9 : Diagramme illustrant l'ensemble des caractéristiques du capteur de pression. Les paramètres situés sur la droite du cercle représentent les qualités mécaniques en rapport avec le phénomène à enregistrer. Les paramètres situés dans le quadrant inférieur gauche représentent les exigences liées aux mesures sur l'humain. Enfin, les paramètres situés dans le quadrant supérieur gauche représentent les contraintes liées à la fabrication du capteur.

La figure 9 illustre les critères qui ont déterminé le choix du capteur. Le prix à payer pour obtenir le meilleur compromis entre les performances mécaniques et l'utilisation dans la cavité buccale est celui d'une disponibilité moindre. C'est à dire l'obligation de réaliser soi-même le capteur.

Le capteur transforme la contrainte mécanique à laquelle il est soumis en un signal électrique grâce à 2 composants :

- **le corps d'épreuve** : c'est une lame d'acier qui transforme les forces qui lui sont appliquées en microdéformations
- **la jauge de contrainte** : elle est associée à ce corps d'épreuve et transforme les microdéformations de la lame d'acier en variation de résistance électrique.

Structurellement, le défaut majeur des capteurs à jauge de contrainte est la faible amplitude de leurs signaux, mais les progrès réalisés en matière d'électronique, depuis de nombreuses années, permettent, en employant des amplificateurs à très grand gain et très faible dérive, de compenser ce défaut.

4.1.1.1. Quelques notions Théoriques

4.1.1.1.1. PRINCIPE DES JAUGES DE CONTRAINTE

Historiquement découvertes par Tomlison en 1876, la jauge de contrainte est un élément résistant construit à partir d'alliages spéciaux dont la résistance varie essentiellement à cause d'une variation de longueur ou de sa surface de section.

Le terme employé le plus couramment pour définir les variations de résistance électrique d'un métal en fonction des élongations qu'il subit est le **facteur de jauge**.

Bien que théoriquement, tout conducteur métallique puisse être utilisé comme une jauge de contrainte, le métal utilisé requiert certaines caractéristiques :

- haut coefficient résistance/élongation
- faible coefficient de variation dimensionnelle et de résistance en fonction de la température
- haute sensibilité de la contrainte dans le sens de la direction de l'effort et faible dans le sens des efforts latéraux

4.1.1.1.2. PONT DE MESURE

Le principe de mesure est de mesurer la différence de voltage entre 2 diviseurs de tension ayant une alimentation commune. Lorsque le pont est équilibré, sa tension de sortie est nulle. Toute variation ΔR d'une des 4 résistances du pont introduit un déséquilibre de ce dernier qui se traduit par une variation de tension e_0 , mesurée par un galvanomètre (figure 10).

Le pont de mesure peut être un pont complet de Wheatstone (comportant 4 résistances), un demi pont de Wheatstone avec 2 résistances ou bien un montage en quart de pont avec une seule résistance.

Ce dernier, très simple et économique, présente de nombreux inconvénients (non linéarité du signal de sortie et dérive thermique). C'est pourquoi nous avons choisi de réaliser un pont de mesure de type **demi pont de Wheatstone**.

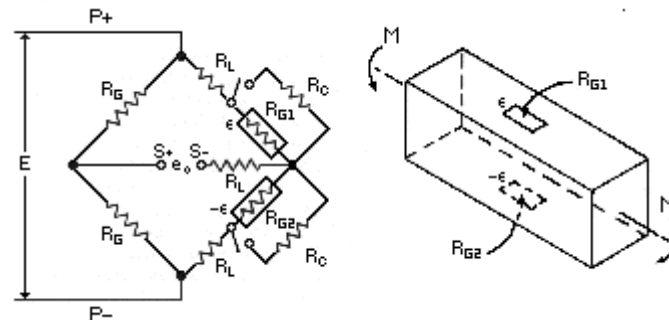


Figure 10 : Montage en demi pont de Wheatstone (D'après Alex Bertholet, laboratoire du génie civil de Louvain la Neuve).

Caractéristiques du demi pont de Wheatstone :

- **utilisation de 2 jauges identiques**

Elles se situent sur les 2 faces du corps d'épreuve, exactement l'une en face de l'autre. Ces 2 jauges sont dites « actives » puisque chacune d'entre elles participe à l'élaboration du signal. L'amplitude du signal de sortie est le double de celui obtenu par un montage en quart de pont, car les 2 jauges voient leur résistance varier et les différences s'additionnent.

- **Linéarité de la réponse du dispositif**

Il y a proportionnalité directe entre la tension de sortie du pont et la variation électrique des jauges.

4.1.1.1.3. THEORIE DE LA POUTRE FLECHIE

La lame du capteur est solidaire du talon fixé dans la prothèse. Elle subit des déformations sous l'effet des forces d'appui. Ces déformations sont régies par la théorie de la poutre fléchie ou de la poutre encastree (figure 11): le corps d'épreuve est assimilable à une poutre console travaillant en flexion simple.

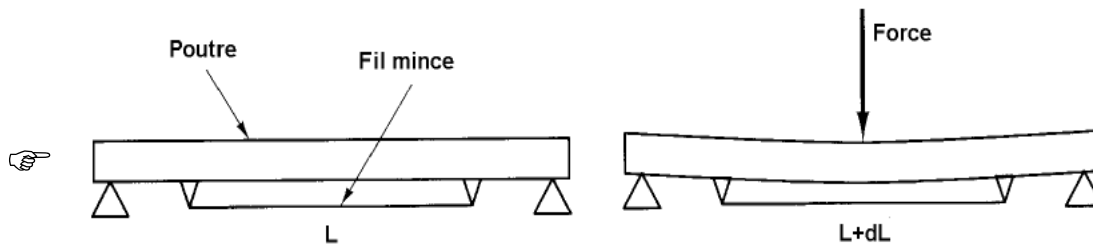


Figure 11 : Théorie de la poutre fléchie : L'application d'une force fait fléchir la poutre et provoque l'allongement du fil . Cet allongement fait varier la résistance du fil

Dans cette poutre, au moment de l'application de la force, les fibres supérieures travaillent à l'extension et les fibres inférieures à la compression alors que les fibres neutres, situées au milieu de la poutre ne changent pas de dimensions.

La jauge de contrainte va être collée sur cette poutre et donc **suivre ses déformations**. Elle est constituée par un fil très fin collé aligné dans la direction où l'on souhaite mesurer les déformations (figure 12). Le principe de la poutre fléchie va donc s'appliquer, par l'intermédiaire du corps d'épreuve, au fil qui constitue la jauge.

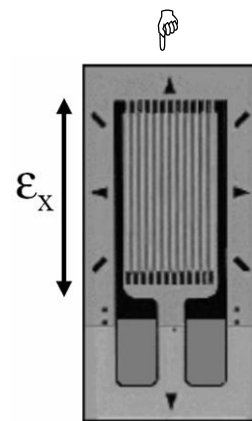


Figure 12: modèle de jauge contrainte uniaxiale utilisée. La variation de la résistance est proportionnelle à la variation de ϵ_x

Le facteur de jauge k traduit cette relation :

$$\frac{\Delta R}{R} = k \frac{dL}{L} = k\epsilon$$

(R : valeur de résistance (en Ω), L : longueur de la résistance (en m), ϵ : déformation (en def))

4.1.1.1.4. CHOIX DES COMPOSANTS

- modèle de jauge de contrainte :

Nous avons choisi une jauge de contrainte à trame pelliculaire (Vishay Measurement, réf EA06062AQ350) pour ses faibles dimensions (figure 13) et le

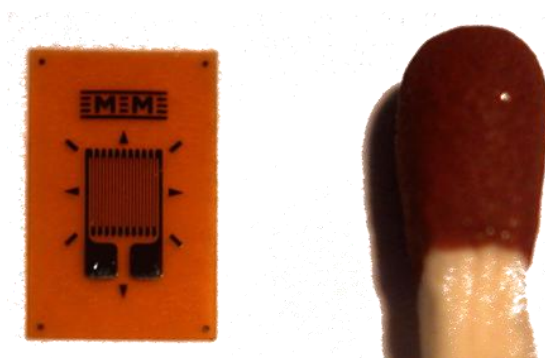


Figure 13: Illustration de la taille de la jauge E106062AQ350 par comparaison à celle d'une tête d'allumette

courant relativement important qu'elle supporte.

- **Caractéristiques du corps d'épreuve :**

○ Forme

Le triangle est la meilleure forme à cause de sa déformation régulière sur toute sa longueur et donc du positionnement peu important de la jauge par rapport à son extrémité. Cependant cette forme n'est pas utilisable pour des mesures intra-buccales à cause des risques de blessures de la langue ou des muqueuses.

La forme retenue a donc été **le rectangle**. Les paramètres de sa déformation sont les suivants :

$$\varepsilon = 6Fl \frac{6Fl}{Eae^2} = \frac{3el}{2L^3} * f \quad f = \frac{FL^3}{3ET} = \frac{4FL^3}{Eae^3} \quad N = 0,55 * \frac{1}{L^2} \sqrt{\frac{El}{\rho S}} = 0,16 * \frac{e}{L^2} \sqrt{\frac{E}{\rho}}$$

avec :

- l : distance force jauge
- L : distance force-encastrement
- N : 1^{ère} fréquence propre
- ε : indication de la déformation de la jauge
- T : Inertie
- e : épaisseur
- a : largeur
- F : force appliquée à l'extrémité de la lame
- S : surface de la jauge (en cm²)
- ρ : Résistivité du matériau
- f : flèche (déplacement de f)

○ Matériau

Il pourrait être tentant de choisir un métal avec une grande amplitude de déformation pour augmenter le signal de sortie, mais d'autres contraintes influencent ce choix :

- limiter le risque de fracture de fatigue
- éviter les déformations permanentes
- faible variation du module d'élasticité dans l'intervalle de température des mesures

Parmi les métaux utilisables figurent les aciers mangano-siliceux et le bronze au béryllium. Nous avons choisi un **alliage à base d'acier**.

○ Epaisseur

Il est déterminée par le compromis entre :

- la déformation, c'est-à-dire **la sensibilité** du capteur, qui varie avec l'inverse du carré de l'épaisseur
- **la robustesse**

Nous avons choisi comme corps d'épreuve une lame d'acier de **16/100 mm** d'épaisseur.

Sa fréquence de résonance est supérieure à 1000Hz, ce qui est très supérieur aux fréquences nécessaires pour observer des phénomènes transitoires d'appui.

- **Caractéristiques des vernis d'isolation**

Isoler totalement le corps d'épreuve et les jauges de contraintes du milieu buccal est indispensable. Les vernis assurent une isolation électrique qui protège le patient mais ils assurent aussi une étanchéité qui évite l'oxydation du capteur par le milieu très corrosif dans lequel il est placé. Enfin, les vernis ont un rôle de protection mécanique des jauges de contrainte, très fragiles.

Descriptif du microcapteur à jauge de contrainte

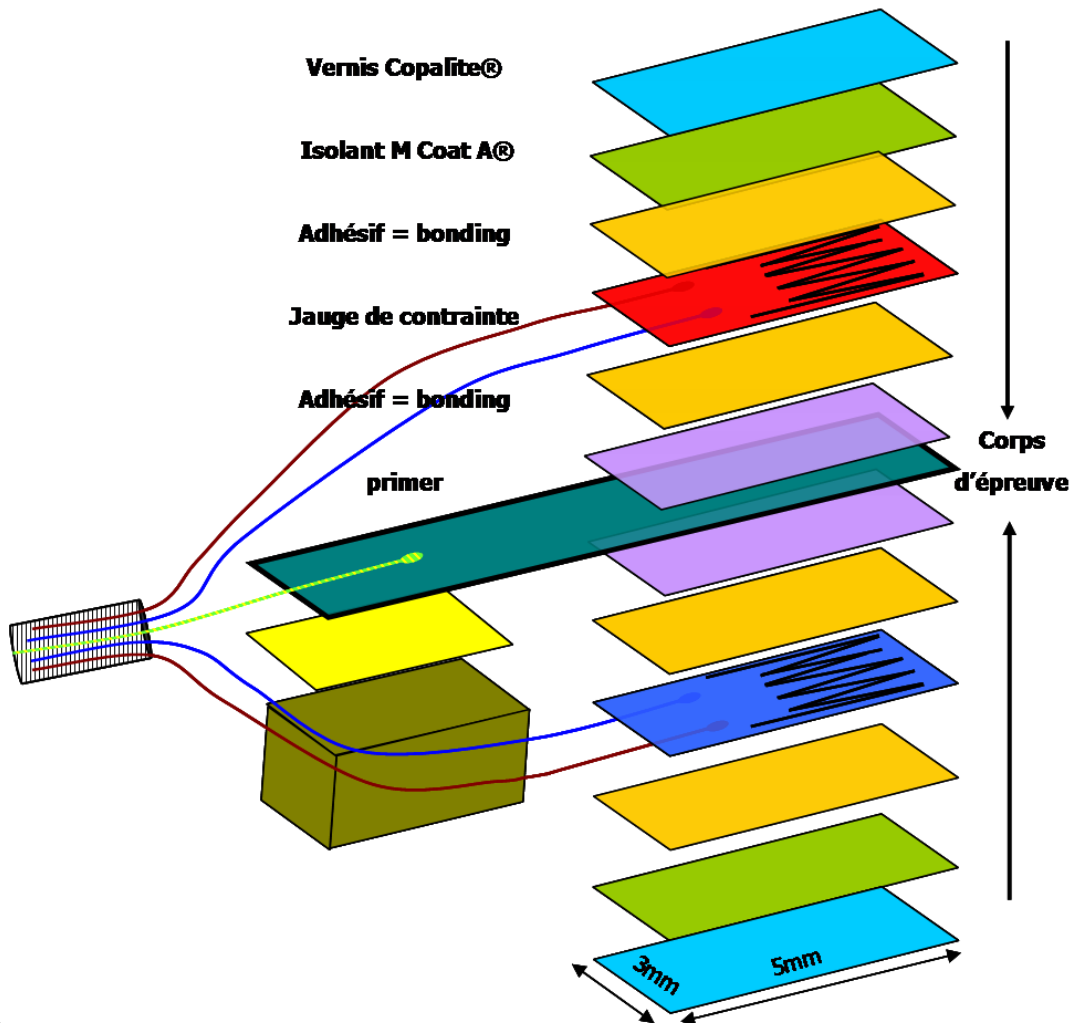


Figure 14 : Eclaté du capteur de pression à jauges de contraintes utilisé dans le système Presla permettant de visualiser ses 13 couches de fonctionnalité différente

○ Epaisseur du vernis

Plusieurs facteurs rendent fondamental un choix judicieux de l'épaisseur du vernis dans les performances du microcapteur :

▪ Influence sur le signal de sortie :

Les caractéristiques élastiques du capteur doivent venir essentiellement de la lame d'acier. Or les vernis possèdent des caractéristiques d'élasticité médiocre et des cycles d'hystérésis très importants. De plus, plus l'épaisseur du vernis est importante plus la lame d'acier devient proche de la fibre neutre ; ceci se traduit par une faible déformation et donc un faible signal de sortie.

▪ Considérations thermiques

Le courant circulant dans la jauge voit sa puissance se dissiper en grande partie en chaleur par effet Joule. Cette chaleur doit être évacuée rapidement pour éviter une augmentation notable de température des jauges et donc une variation des résistances et l'apparition de dérives à court et moyen termes.

L'épaisseur du vernis doit donc être **la plus faible possible**.

- Choix du Vernis d'isolation

Nous avons retenu le **M-Coat A**, (Vishay measurement) vernis au polyuréthane en solution dans du xylène. Il donne un film de 0,1mm d'épaisseur pour un passage. Il est flexible, pas trop dur et assure une bonne protection contre l'humidité pendant un temps très long.

- Détermination d'une interface biocompatible

Malheureusement, le M-Coat A ne possède pas de certifications pour un usage au contact de muqueuses. Aucun autre vernis remplissant le cahier des charges n'étant disponible, nous avons choisi de recouvrir le vernis d'isolement par un vernis biocompatible utilisé en dentisterie : le **Copalite®** (Cooley & Cooley, Ltd) Il s'agit d'un composé à base d'éthyle éther anhydre, soluble dans le chloroforme.

- **Caractéristiques du talon**

Le corps d'épreuve doit être **maintenu à distance** du palais pour pouvoir se déformer sous l'action de la langue. Pour cela, le talon entre la lame et le palais est nécessaire. Le talon assure de plus la **fixation** du micro capteur au sein de l'épaisseur prothétique.

- Choix de la forme

C'est un parallélépipède de 2mm d'épaisseur pour pouvoir être solidement ancré dans le duplicata prothétique au moyen de résine ou de cire. L'ancrage se faisant par friction et non pas par collage.

Un fraisage est réalisé dans la partie médiane, sous la lame pour laisser passer les 2 fils de la jauge de contrainte inférieure.

- Choix du matériau

Après avoir effectué des essais avec talons en nickel-chrome coulés, puis en aluminium, nous avons opté pour du polycarbonate. Ils sont solidarisés au corps d'épreuve par l'intermédiaire d'une colle polymère (Fortissimo®, Henkel)

La figure 14 présente de distinguer les différentes composantes du capteur.

- Caractéristiques du fil de liaison

Le fil de liaison utilisé pour l'étude de Duclos en 1975 avait été créé spécialement au laboratoire MMB pour répondre à un cahier des charges très strict que ne parvenait pas à satisfaire les modèles commercialisés. Malheureusement la machine élaborée pour sa confection ayant été détruite, il a fallu se rabattre sur un produit du commerce. Le modèle trouvé a été choisi pour les qualités suivantes :

○ **Souplesse et résistance**

Il était indispensable que la gaine soit **souple** pour pouvoir suivre les reliefs du palais prothétique et les courbures que lui imposerait son trajet. Le rayon de courbure possible est de 2 cm ce qui est compatible avec le positionnement du capteur.

La **résistance mécanique** est également un facteur important pour les mesures dans la cavité buccale puisque la gaine chemine depuis la commissure labiale jusqu'au connecteur externe.

○ **Fils électriques**

Les conducteurs électriques sont au nombre de 4 (2 pour chaque jauge) et leur diamètre est de **10/100mm de diamètre**. Ce sont des multibrins en cuivre argenté. Les gaines isolantes sont en vinyle, résistante à la température de soudure. Elles sont repérées par les couleurs rouge, noir, vert et blanc.

○ **Blindage**

Les fils sont donc isolés individuellement dans la gaine. **Un blindage tressé** les isole des inductions parasites (courant 50 Hz, notamment) et permet de mettre le talon et la lame d'acier du corps d'épreuve à la masse, pour renforcer la sécurité du dispositif. Il constitue le 5^{ème} fil et est soudé au connecteur.

○ **Gaine de protection**

La couche de protection est assurée par un revêtement en **téflon®** qui évite l'adhésion de la résine ou de la cire sur la gaine et permet, le cas échéant, un démontage facile. Ce matériau garantit également une bonne résistance aux contraintes mécaniques.

Notre choix s'est porté sur le **modèle 4 UAA 3607 TAU de vishay Measurement** vendue par bobine de 10m. (Longueur nécessaire de 30 cm par capteur)

4.1.1.1.5. TENSION D'APPLICATION

Une augmentation du voltage d'entrée augmente le signal de sortie, mais aussi l'échauffement au niveau des jauges. Pour des questions de sécurité électrique, la tension maximale ne doit pas dépasser 9V. Nous avons choisi d'appliquer la tension de 2V qui offre un bon compromis entre valeur du signal de sortie, échauffement et bonnes conditions de sécurité.

La tension du signal de sortie est de l'ordre de 1.10^{-7} V.

4.1.1.2. Réalisation pratique

4.1.1.2.1. DECOUPE DU CORPS D'EPREUVE

Une plaque carrée d'alliage d'acier de 8 cm de coté est découpée avec des ciseaux spéciaux en bandes de 3,5 mm de large. Les bandes sont ensuite coupées en fragments de 1 cm de long avec une paire de ciseau prévue pour cet usage.

4.1.1.2.2. PREPARATION DU CORPS D'EPREUVE

Le métal est préparé à l'aide papier de verre (grain 320 puis 400) (figure 15) et décapé à l'acide phosphorique (M-Prep Conditionner A). Les excès de liquide sont éliminés puis le corps d'épreuve est rincé avec un liquide à base d'ammoniaque (M-prep Neutralizer 5A). Le séchage se fait enfin avec une compresse.



Figure 15 : bandes métalliques de 16/100 d'épaisseur préparées avant le collage des jauges de contrainte. La découpe en fragments de 1cm se fait après le collage des jauges

4.1.1.2.3. COLLAGE DES JAUGES

Le collage des jauges se fait sur une face du corps d'épreuve puis, après séchage complet (5mn à 21°C et 40% d'humidité), sur l'autre face. Le corps d'épreuve est fixé à l'aide de ruban adhésif, situé en dehors de la zone de collage, sur une plaque de verre (figure 16).

Pour chaque face, la procédure de collage comporte plusieurs temps :

- Collage de la face active de la jauge sur un ruban adhésif (PCT-2M Gage Installation Tape) plus large que la jauge

- Centrage de la jauge sur l'extrémité du corps d'épreuve ; fixation du ruban adhésif pour conserver la position définie. Des repères en flèches permettent le centrage de la jauge sur le corps d'épreuve
- Application d'une goutte de colle M-Bond 200, à base de cyanoacrylate à l'extrémité du corps d'épreuve ;
- Pression digitale sur le ruban adhésif pour repositionner la jauge et maintenir appuyé durant 1mn.
- Après prise de la colle, le ruban adhésif et le matériau de support de la jauge sont découpés autour du corps d'épreuve avec une lame fine. Le ruban adhésif restant sur le corps d'épreuve servira de protection de la jauge jusqu'à la phase de soudure

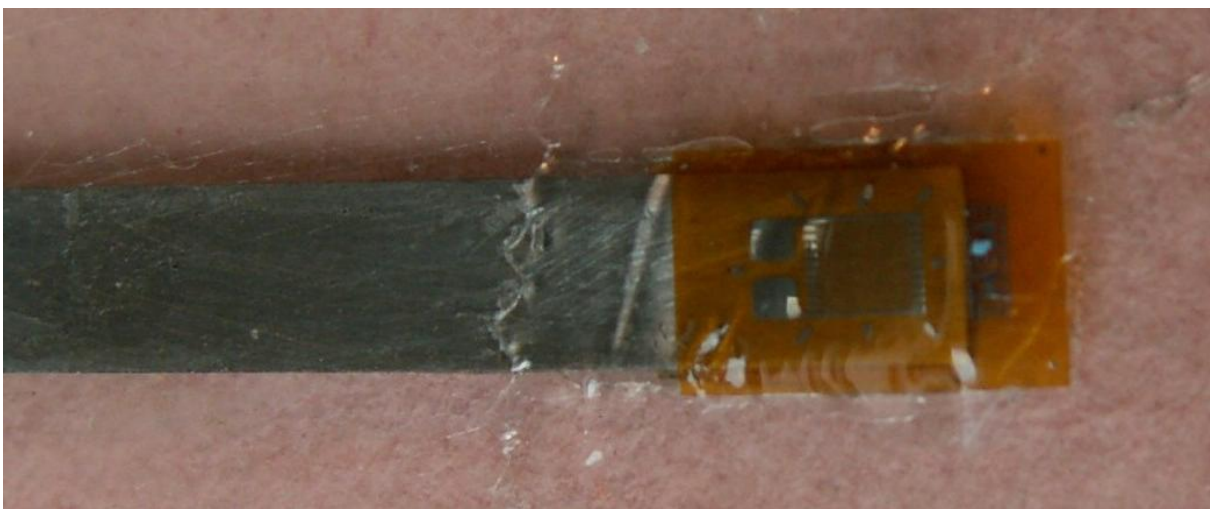


Figure 16 : Collage d'une jauge avant découpage des excès. Le ruban adhésif de protection recouvre la jauge.

Avant de procéder au collage de la face opposée, le surplus éventuel de colle est soigneusement éliminé.

4.1.1.2.4. FINITION DU CORPS D'EPREUVE

- Le ruban adhésif collé sur les jauges pour les protéger est ébarbé en biseau jusqu'au contact du corps d'épreuve
- La longueur du corps d'épreuve est réduite à 8mm en utilisant des ciseaux spéciaux.
- La taille et la forme finale (arrondi des angles, pour éviter les épaisseurs variables de vernis) sont obtenues par meulage. grâce à un disque en silicone chargé en particules de corindon, tournant à 5 000 tours/min ; les champs des bords sont arrondis également.

- Un gabarit translucide permet de contrôler l'ajustage aux bonnes cotes du corps d'épreuve
- Les 2 rubans adhésifs sont ôtés en utilisant une lame fine à partir de la future zone du talon.
- Les valeurs des résistances des 2 jauges sont contrôlées à l'aide d'un ohmmètre (350Ω à température ambiante)

4.1.1.2.5. PREPARATION DE LA GAINÉ DE LIAISON

- La gaine extérieure en téflon® est découpée à 12mm de l'extrémité puis éliminée
- Le tressage blindé est réuni pour former un fil de masse
- Les 4 fils sont dénudés sur 3 mm par grattage de la gaine isolante en vinyle sans couper le conducteur
- Les 4 brins et le fil de masse sont étamés

La même opération est réalisée à l'autre extrémité de la gaine, mais la dénudation de la gaine se fait sur 25mm pour pouvoir amener les fils jusqu'aux extrémités du connecteur, large de 15mm.

4.1.1.2.6. MICROSOUDURE DES FILS

- C'est une soudure réalisée par apport d'un alliage d'étain (60% étain, 40% plomb) entre les fils étamés de la gaine et les surfaces d'accueil des jauges.
- Elle a été réalisée dans l'enceinte de MINATEC par Irène Pheng du laboratoire CIME (Centre Interuniversitaire de Micro Electronique), sous **loupe binoculaire** (grossissement X 10). Le taux de succès est supérieur à 90%.
- Le fil de masse est soudé sur la face supérieure du corps d'épreuve. Par convention, il a été décidé de placer les brins noir et rouge sur une jauge et vert et blanc sur l'autre.
- Les gaines vinyles sont centrées et collées sur le corps d'épreuve à l'aide d'une colle cyanoacrylate pour éviter toute traction sur les soudures
- La valeur des résistances est contrôlée après refroidissement des alliages pour s'assurer du bon fonctionnement des jauges, au niveau des jauges et à l'autre extrémité de la gaine.

En cas d'échec, la jauge est éliminée par grattage puis la procédure de réalisation est reprise au niveau de la phase de collage.

4.1.1.2.7. MISE EN PLACE DU TALON

- Il est découpé dans une plaque de plastique de 1,5mm d'épaisseur sur une longueur de 3mm et une largeur de 2mm.
- Il est ébarbé à l'aide d'un disque en aluminium diamanté et réduit à sa taille finale.
- Le sillon médian nécessaire au passage des fils est réalisé
- L'adaptation est contrôlée
- Le collage est réalisé à l'aide d'une fine couche de colle Fortissimo® (colle à base de MS polymère).

4.1.1.2.8. ISOLEMENT DU CAPTEUR

- 2 couches de M-Coat A® sont successivement appliquées
- Passage unique du pinceau pour chacune des couches sur les jauges, le corps d'épreuve et les soudures
- Le séchage entre 2 couches est de 24h
- Le Copalite® est ensuite appliqué sur 1 couche

4.1.1.2.9. SOUDURE DU CONNECTEUR

- Etamage des 4 conducteurs en cuivre du connecteur
- 3 conducteurs pour les fils issus des jauges et le 4^{ème} pour le fil de masse sont soudés
- La valeur des résistances est contrôlée après refroidissement, au niveau du connecteur pour s'assurer du bon fonctionnement des jauges et de l'équilibre du demi pont de Wheatstone.

4.1.2. DUPLICATA PROTHETIQUES

Il s'agit de la réplique exacte de la prothèse adjointe complète prise pour modèle (intrados, extrados et arcades).



Figure 17 : Duplicata prothétiques en résine rose, reproduction fidèle de la prothèse d'usage du patient

Pour des soucis pratiques et économiques, les dents et la plaque base sont toutefois réalisées entièrement en résine méthacrylique (alors que la prothèse modèle comporte des dents postérieures en céramique). Initialement réalisés en résine rose (figure 17), ils sont actuellement réalisés en résine translucide.

4.1.2.1. Réalisation

[La technique de polymérisation des prothèses adjointes complètes fait appel à la technique de la cire perdue : La maquette en cire, représentant la prothèse et supportant les dents artificielles est mise en moufle. Le moufle est un coffrage qui utilise un moule en bronze (figure 18) fait de 3



Figure 18 : exemple de moufle, on peut distinguer les clavettes qui solidarissent les 3 parties du moufle.

parties, ce moule est rempli de plâtre, isolant la maquette de la prothèse à l'intérieur du moufle. A l'issue de cette étape, la cire est éliminée et son volume est remplacé par de la résine. Enfin, le plâtre, séparé du moufle est détruit pour récupérer la prothèse polymérisée.]

Il s'agit ici d'une mise en moufle réalisée avec la prothèse polymérisée. Les seules modifications concernent les contre dépouilles. Elles se situent au niveau de l'intrados pour la partie et sont représentées par les dents pour la contrepartie. Elles sont isolées au moyen d'un matériau élastomère (polyvinylsiloxane) de laboratoire d'une

dureté de 95 shoreA après polymérisation (Zetalabor Platinum 95®, Zhermack95).

La mise en moufle se fait selon la technique habituelle avec isolement des partie et contrepartie du moufle et remplissage du moufle par du plâtre. Après prise complète du plâtre, la prothèse d'origine est sortie et son volume est remplacé par de la résine. La pressée et la cuisson de la résine s'effectuent également selon les techniques traditionnelles.

Le duplicata obtenu est ensuite sorti du moufle et la résine est ébarbée puis finie et polie. Les volumes de la prothèse et du duplicata sont identiques.

4.2. MISE AU POINT DES OUTILS DE CALIBRATION

La littérature montre une grande variabilité dans les valeurs de pression linguale relevées avec différents systèmes de mesure. Une partie de cette variabilité est peut-être liée aux mesures sur l'humain. Cependant, l'étape de calibration et la signification de la mesure peuvent aussi en être à l'origine.

Il nous a donc semblé fondamental de réaliser des outils de calibration adaptés au phénomène à mesurer afin de bien comprendre la nature de la mesure enregistrée.

4.2.1. DISPOSITIF INITIAL

- caractéristiques principales :

Nous avons développé un premier dispositif de calibration (figure 19) à base de poids de valeurs bien déterminées. Le principe de la calibration consistait alors à appliquer des poids à l'extrémité du corps d'épreuve. Les masses utilisées étant connues et croissantes, il devenait ainsi possible d'associer une force à une amplitude du signal électrique lue directement sur l'écran digital de l'amplificateur.

- précautions de mesure :

- S'assurer de l'**absence d'hystérésis** du capteur
- S'assurer de la **répétitivité** (mesures successives avec les mêmes conditions) et la **répétabilité** (mesures obtenues après démontage et remontage complet du système)

4.2.1.1. Bases Théoriques

Une force est appliquée à l'extrémité de la poutre du microcapteur matérialisée par le corps d'épreuve. Elle est appliquée sur l'axe médian.

Proffit et coll [36] proposent une conversion entre force et pression pour ce type de montage, elle s'écrit :

$$F = \frac{3LW}{8} P$$

avec F : force appliquée au bout du corps d'épreuve

P : pression appliquée

W : largeur du capteur
L : longueur du capteur

Cette équation est utilisable dans le cas de la calibration du capteur par une force appliquée à l'extrémité du corps d'épreuve. Cependant, elle ne prend pas en compte le caractère viscoélastique de la langue mais utilise des paramètres pertinents comme les dimensions du capteur. Elle se base sur l'hypothèse d'une pression répartie de façon homogène sur le corps d'épreuve.

4.2.1.2. Mise en œuvre pratique

Pour appliquer ces poids, il a été nécessaire de mettre au point un système de potence permettant de contrôler la position verticale de la force par rapport au corps d'épreuve.

4.2.1.2.1. DESCRIPTION DE LA POTENCE

C'est une construction métallique en acier doux soudé (figure 19), comportant :

- une base stable pour utiliser le dispositif sur une table
- une structure de surélévation pour permettre la mise en place des poids suspendus
- un micro étau permettant de bloquer le talon du capteur, grâce à 2 vis, dans un logement en résine prévu spécialement à cet effet.
- Une rainure de tenue et de centrage du fil supportant les poids

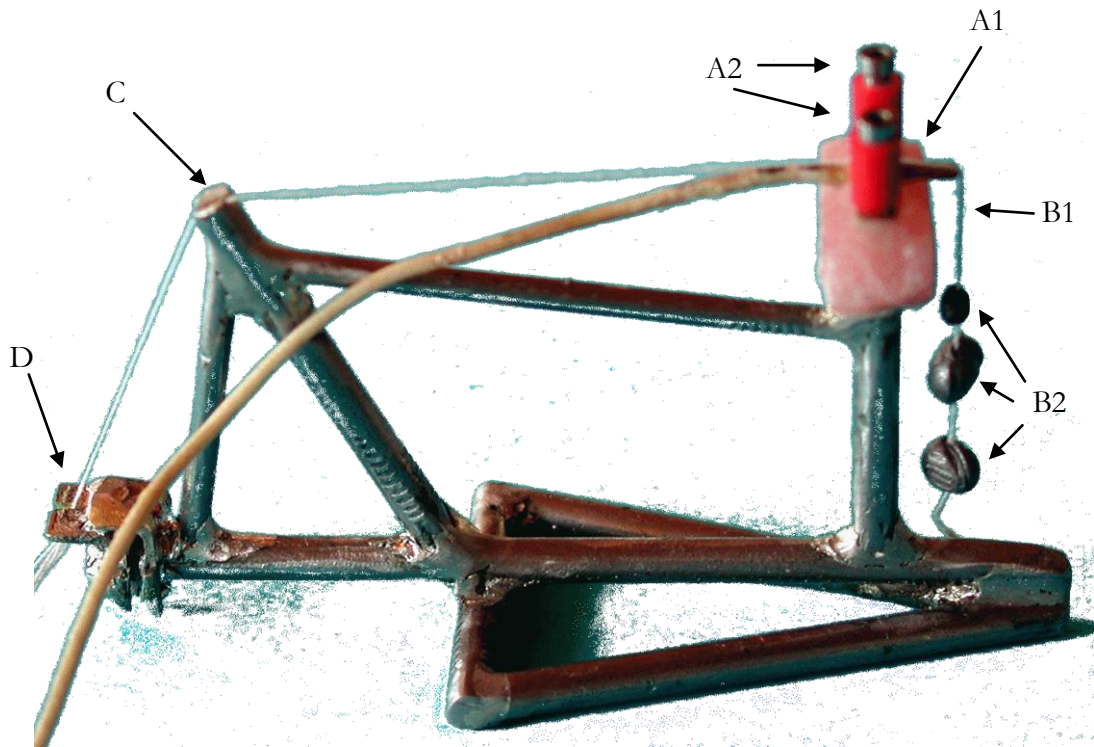


Figure 19 : Potence de calibration avec un capteur en place. On trouve le micro étau (A1), avec ses vis (A2), le fil (B1) supportant les poids (B2), la rainure de centrage (C) et le dispositif de retenue du fil (D)

4.2.1.2.2. DESCRIPTION DES POIDS

Il s'agit de plombs utilisés pour la pêche montés sur un fil en nylon-polyamide de 16/100 mm de diamètre et de 20 cm de long. Ils sont assemblés et pesés de manière à obtenir des masses de 5, 10, 15, 20 et 25 g, fil compris.

4.2.1.3. Utilisation

- fixation du micro capteur sur le dispositif de calibration (mise à l'étau de la zone du talon)
- connexion du micro capteur à la chaîne d'acquisition
- Mise en place du fil sur la partie médiane du corps d'épreuve, les poids doivent être libres de tout contact avec des structures avoisinantes
- Lecture de la mesure.

Les mesures sont réalisées de manière successive et répétée.

4.2.2. DISPOSITIF DWC/CES

Le précédent dispositif ne prenant pas en charge le caractère déformable de la langue, il a été décidé, pour reproduire au mieux le comportement de la matière molle (voir paragraphe « la matière molle ») de réaliser un **dispositif modélisant la langue**.

De plus, le système précédant ne permettait pas de **calibrer le capteur une fois inséré dans la prothèse**. Le dispositif Presla ne peut donc être utilisable qu'avec le système DWC/CES, seul dispositif prenant en compte les performances du capteur dans la situation qu'il occupe lors des mesures.

Le poids d'une colonne d'eau est appliqué sur le corps d'épreuve par l'intermédiaire d'une **membrane en latex**, c'est pourquoi ce système est appelé Dried Water Column (DWS) ou colonne d'eau sèche (CES) (figure 20)

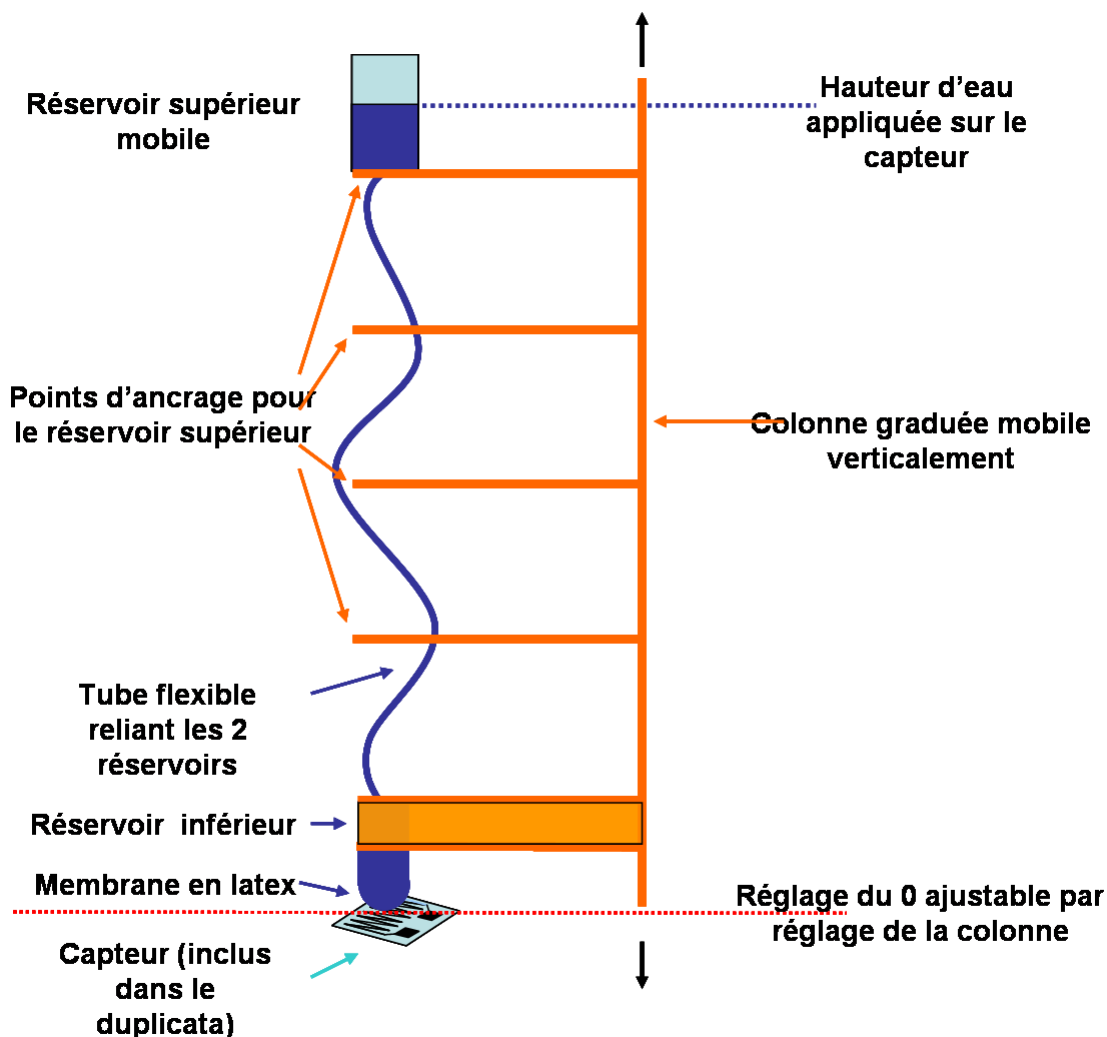


Figure 20 : Description schématique du principe de calibration utilisé dans le système DWS

4.2.2.1. Bases Théoriques

4.2.2.1.1. POIDS D'UNE COLONNE D'EAU

Plusieurs contraintes doivent être respectées :

- La **colonne d'eau a une hauteur variable** (repérable par une échelle millimétrique).
- Le réservoir supérieur doit être ouvert et soumis à la pression atmosphérique
- L'angle entre la membrane et le corps d'épreuve doit être de 90° .
- La tubulure qui relie les 2 réservoirs ne doit pas être de section trop faible pour conserver les conditions nécessaires à un écoulement des fluides sans prédominance des contraintes électrostatiques.

4.2.2.1.2. FORCES DE LAPLACE

Les forces de Laplace jouent un rôle considérable dans la qualité de la mesure.

En effet, tous les dispositifs qui utilisent des membranes élastiques sont concernés par ce phénomène physique où la tension de la membrane et la pression sont souvent confondues. Certains dispositifs qui utilisent des capteurs à membrane élastique (IOPI) n'évoque pas les problèmes de tension des parois des ballons. [54]

La figure ci-dessous représente la relation entre la pression à l'intérieur d'un ballon de baudruche et son volume. **A tout moment, les forces de pression intérieures et extérieures égalent les tensions de la membrane.** Cet équilibre mécanique est le résultat des forces de Laplace. Il est évident que cette **relation est non linéaire**. On peut ainsi décomposer cette caractéristique en 5 zones de pentes variables notées A,B,C,D,E :



- la zone A représente la zone de faible augmentation de volume au début du gonflage. Cette phase est la plus faible pression de gonflage car la membrane ← n'est pas mise en tension.

- La zone B est une phase transitoire où l'on joue sur l'élasticité du matériau. Le comportement à ce moment est linéaire. Puis le système change brutalement sa géométrie car la membrane commence à se tendre, le comportement devient non linéaire →





- La zone C correspond à la période où le système tend à se rapprocher le plus possible de la forme sphérique. Le système tend à minimiser son énergie. Le théorème de Laplace nous dit que plus le rayon de courbure est grand, plus ΔP diminue. Le minimum entre C et D correspond au moment où le ballon se rapproche le plus d'une ←sphère.

- La zone D correspond à la zone de comportement élastique du matériau. Le matériau n'étant pas élastique à l'infini, il atteint un état où il va se rigidifier. Le volume n'augmente que très peu, la forme s'éloigne de la sphère. Les tensions de membrane augmentent puis dans la zone E, le ballon explose car le matériau cède sous la tension. →



C'est pourquoi **la tension de la membrane doit être négligeable** pour que le paramètre enregistré corresponde uniquement à la pression de l'eau sur le capteur selon une relation aussi linéaire que possible.

Dans notre dispositif, la forme de la membrane est adaptée au phénomène à reproduire, c'est pourquoi nous avons choisi une **forme convexe**.

4.2.2.1.3. PRINCIPE DE CONVERSION PRESSION - SIGNAL ELECTRIQUE

La courbe de calibration est linéaire et son équation de forme : $y = ax + b$

Les paramètres a et b sont déterminés grâce à un programme « pression post_etiquette » sous Matlab®, pour transformer les valeurs électriques données en valeurs de pression (en cm d'eau).

Les données de pression de la littérature étant généralement exprimées en kPa, une conversion, lors de la synthèse des données, est ensuite réalisée.

4.2.2.2. Description

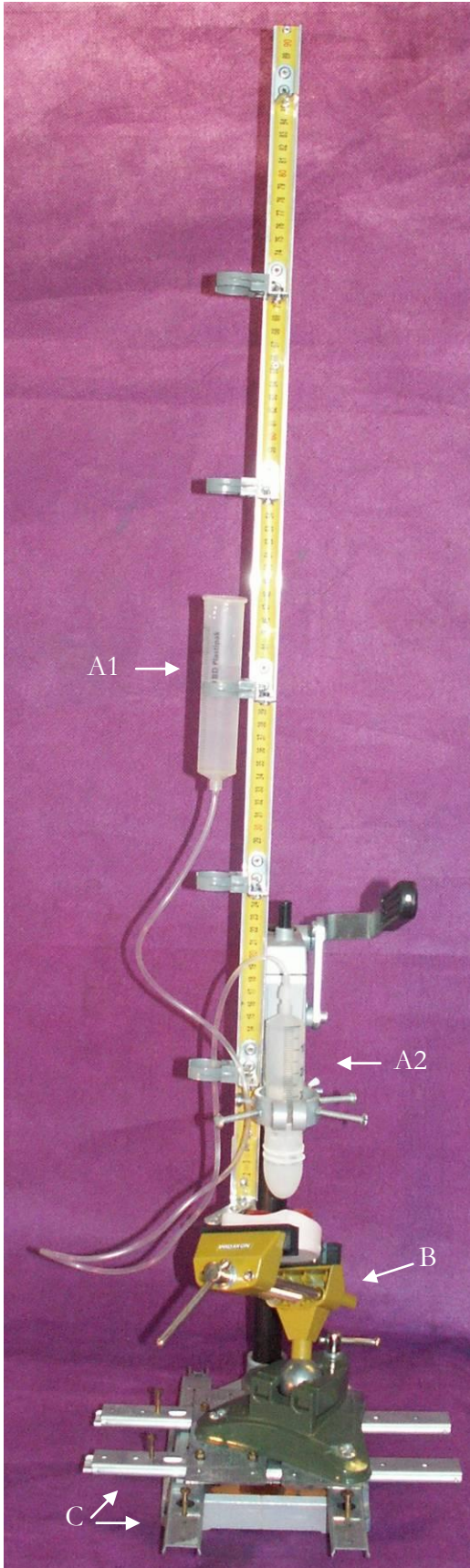


Figure 21 : vue globale du système DWC avec les réservoirs supérieur (A1) et inférieur (A2), de l'étau orientable (B) et du dispositif de chariotage (C)

Le dispositif DWC est composé de 2 parties (figure 21) :

- le socle

- dispositif de chariotage

C'est un système réalisé au laboratoire à partir de glissières coulissantes. Vissé sur le socle, il permet de déplacer l'étau orientable sur une amplitude maximale de 15cm dans les 2 dimensions du plan horizontal.

- étau orientable

Il peut s'orienter jusqu'à 45° dans le sens vertical et tourner sur 360° dans le plan horizontal. Ses mors gainés de caoutchouc permettent de bloquer le duplicata prothétique sans risque de fracture.

- la colonne

Elle est montée sur un dispositif mobile dans le sens vertical qui permet d'ajuster la position en hauteur de la membrane par rapport au capteur. Ce système, est réglé, au début de chaque mesure, pour chaque dispositif Presla, puis il reste fixe durant toute la phase de calibration.

La colonne est reliée au socle par l'intermédiaire d'une crémaillère verrouillable.

Elle comporte :

- Une tige graduée de 90cm de haut
- Des supports de réservoir fixés tous les 15cm
- D'un réservoir mobile pouvant se fixer sur les supports
- D'un réservoir inférieur fixe et relié au précédent par l'intermédiaire d'une tubulure longue de 1m et faisant 3mm de diamètre



Il se termine à son extrémité inférieure par une membrane en latex (figure 22) de forme convexe fixée par des élastiques, pour permettre son remplacement.

Figure 22 : Gros plan sur la membrane convexe soumise à une hauteur d'eau de 2cm

4.2.2.3. Utilisation

- Fixation du système Presla

L'ensemble prothèse + capteur est maintenu grâce à l'étau orientable. L'étau est réglé de manière à offrir un angle de 90° entre la membrane en latex et le corps d'épreuve, dans le sens vertical. Dans le sens horizontal, en utilisant le chariotage, la membrane est centrée sur le capteur.

- Réglage du 0 de la mesure

Il fait appel au réglage vertical de la colonne d'eau. La hauteur de la colonne d'eau étant réglée sur 1cm pour éviter toute dépression de la membrane, la colonne est descendue de manière à ce que la surface de la membrane vienne affleurer la surface du capteur. Puis la colonne est verrouillée à l'aide d'une vis sur cette position.

- Calibration

La chaîne d'acquisition est mise en place. Le réservoir d'eau supérieur est rempli au $\frac{3}{4}$.

Sur le 1^{er} support, le réservoir supérieur est fixé par son extrémité supérieure puis élevé de sa hauteur jusqu'à être fixé par son extrémité inférieure. Chaque hauteur correspond à un palier.

A chaque palier, la hauteur correspondant au ménisque de surface est notée en se reportant à l'échelle millimétrique solidarisée à la colonne.

Cette opération est réalisée successivement pour les 5 supports.

A chaque palier, correspondant à un plateau au niveau du signal électrique, la hauteur est notée pour établir un graphique de correspondance entre hauteur d'eau en cm et signal électrique en V. Ce graphique, linéaire, permet d'obtenir les paramètres de la droite de calibration. (figure 23)

Les mesures sont réalisées et répétées dans les sens croissant et décroissant de la hauteur d'eau, la droite de calibration représente la valeur moyenne de ces points.

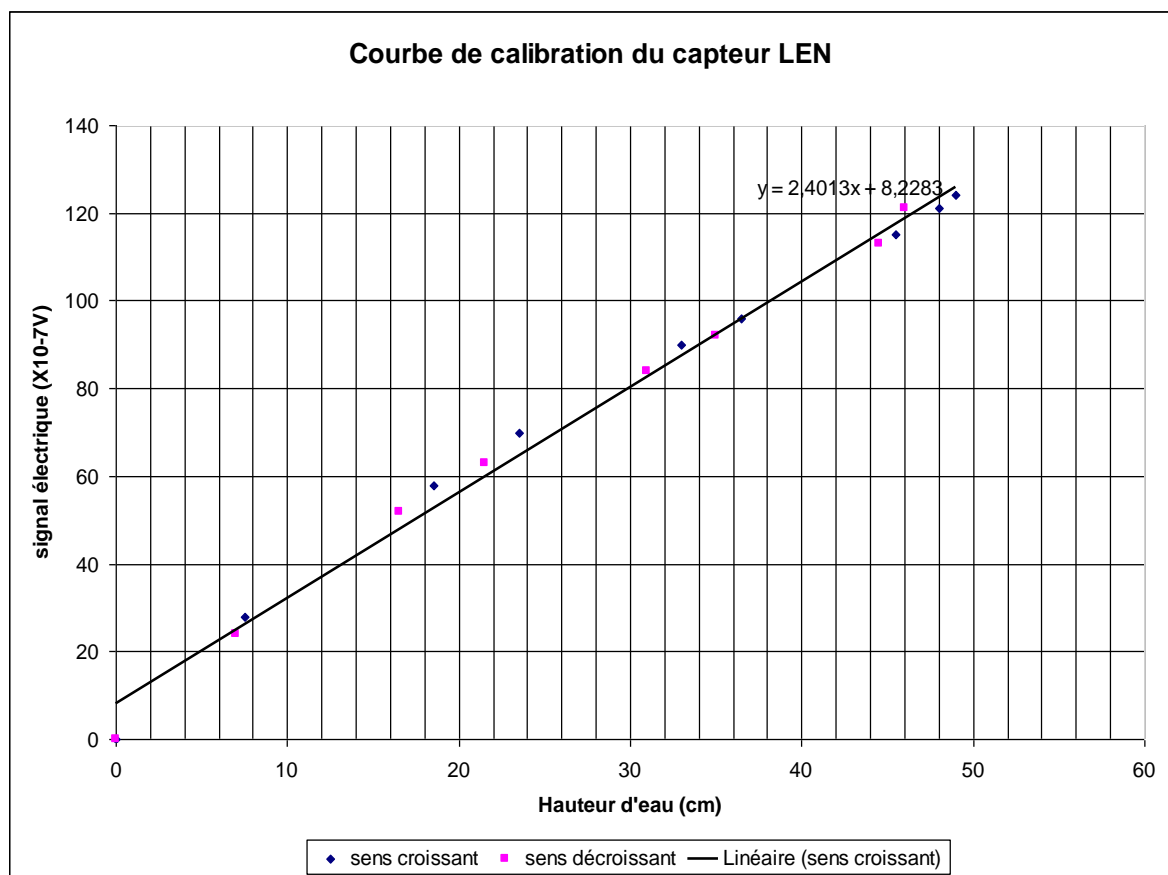


Figure 23 : Présentation d'une courbe de calibration. Mise en évidence de la relation linéaire entre le signal électrique et la hauteur d'eau.

4.3. ACQUISITION DES DONNEES ACOUSTIQUES

4.3.1. ENREGISTREMENT DE LA PRODUCTION DE PAROLE

Il se fait à l'aide d'un **microphone**, placé à la hauteur de la bouche du patient et situé à 25 cm en face de lui. La distance entre le microphone et le sujet est très importante puisque l'intensité du signal acoustique diminue avec le carré de la distance.

Pour limiter des biais de mesure liées à l'environnement expérimental, la séance d'enregistrement se déroule dans une pièce fermée, qui est la même pour tous les enregistrements. Les fenêtres sont également verrouillées avant chaque séance.

4.3.2. MASQUAGE DU FEED-BACK AUDITIF

Le masquage du feedback auditif permettra de comparer les caractéristiques de production de parole avec et sans ce retour d'information afférente. La comparaison de ces caractéristiques entre les nouveaux porteurs de prothèse et les sujets déjà habitués à la prothèse permettra d'apprécier le rôle de ce rétrocontrôle dans le mécanisme d'adaptation.

Il se fait grâce à un **casque audio**, placé sur le patient durant la condition spécifique de masquage du feed-back auditif.

Le signal acoustique envoyé dans le casque provient d'un **lecteur MP3** qui lit un fichier « bruit.mp3 » crée pour l'expérience. Le volume est réglé de manière à ce que le patient ne perçoive plus ni sa propre voix, ni son environnement acoustique.

4.4. CHAINE D'ACQUISITION

Elle va permettre d'amplifier individuellement chaque signal analogique (acoustique et mécanique), de les numériser, de les visualiser et de les enregistrer.

4.4.1. AMPLIFICATEURS

Il existe un amplificateur par signal :

- un amplificateur pour le signal mécanique

Il s'agit en fait d'un module 2160 (Vishay Measurements Group) composé de 3 éléments de fonctionnalité différente :

- un amplificateur / conditionneur 2120A qui possède :
 - Une molette de réglage de la balance du pont de Wheatstone
 - 2 Led's de contrôle de l'équilibre du pont à vide et de contrôle des tensions/compressions en fonctionnement
 - Une molette de réglage fin du gain (Vernier)
 - Une vis de réglage de l'amplification (2, 20 ou 200)

Elle est réglée sur l'amplification la plus grande pour obtenir une plus grande précision de lecture

- Un interrupteur marche/arrêt de l'excitation du pont
 - Une vis de réglage du 0
 - 2 modes de calibration
-
- Un générateur de courant 2110A. Il est composé de:
 - Un voltmètre analogique permettant de régler la tension d'alimentation du $\frac{1}{2}$ pont de Wheatstone (0 à 12V). Pour notre étude, il est réglé à 2V.
- Il s'agit d'un courant continu de haute stabilité.
- Un sélecteur de canal permettant de gérer l'alimentation jusqu'à 10 capteurs
 - Un interrupteur marche/arrêt
-
- Un afficheur digital 2130 qui permet :
 - De lire les variations de tension aux bornes du pont en temps réel
 - Un sélecteur de canal permettant de gérer l'affichage de 10 capteurs
 - Un sélecteur d'atténuation, permettant d'augmenter la plage de mesure pour des mesures de hautes amplitudes

- un amplificateur pour le signal acoustique

Il a été réalisé au laboratoire Gipsa-lab. Il fonctionne sur piles (2x 9V) et comporte :

- une lampe à diode électroluminescente de contrôle de fonctionnement
- une molette de réglage de gain
- une entrée

- une sortie

Le gain des 2 amplificateurs a été réglé au début de l'étude et reste constant ensuite pour éviter toute erreur d'interprétation des données.

4.4.2. NUMERISATION DU SIGNAL

Les 2 signaux analogiques amplifiés sont reliés à une carte d'acquisition Data Translation 9801. Elle est reliée au port USB de l'ordinateur et est pilotée par le logiciel Data Layer Control Panel. Elle offre les caractéristiques suivantes :

- résolution de 12bits
- 16 connexions entrantes (ports BNC)
- supporte des tensions d'entrée de 1,25 à 10V
- fréquence d'échantillonnage jusqu'à 100Khz

4.4.3. LOGICIEL D'ACQUISITION

Nous utilisons le logiciel Dewesoft® 6.2 SP4 (Dewetron). Il permet de :

- régler les paramètres d'enregistrement (setup)
 - déterminer le nombre de voies (1 acoustique, 1 mécanique pour cette étude)
 - nommer l'enregistrement
 - choisir une fréquence d'échantillonnage (20kHz, pour cette étude)
 - conserver les réglages de ces paramètres pour tous les enregistrements
- enregistrer les données (sous le format.dsd)
- analyser les données (réécouter les enregistrements, revoir les données)
- exporter les données sous différents formats (Matlab®, pour cette étude)

Stockage des données :

Chaque fichier de données est stocké sur le disque dur de l'ordinateur et sur support amovible, leur poids est d'environ 40Mo. Les fichiers sont conservés après exportation pour retrouver, le cas échéant toutes les caractéristiques de la séance d'enregistrement.

4.5. APPORT DU DISPOSITIF EXPERIMENTAL PRESENTE PAR RAPPORT A L'ELECTROPALATOGRAPHIE

- Notre dispositif permet d'acquérir des valeurs absolues d'intensité de pression
- Il présente la possibilité d'enregistrer des contacts plus antérieurs que l'EPG
- Il apporte une précision temporelle supérieure (possibilités théoriques des capteurs à jauges de contrainte >1000Hz) par rapport à celle de l'EPG (100hz pour le reading EPG3). [19]

Il aurait été intéressant d'utiliser un dispositif électropalatographique sur les duplicata prothétiques pour confronter les données issues de ces 2 moyens d'investigation.

Malheureusement, ils ne peuvent être utilisés chez les édentés. Un dispositif électropalatographique, comme par exemple, le linguagraph®, est un dispositif trop lourd qui provoque la désinsertion de la prothèse complète. [55]

5..... MATERIEL ET METHODE

- 5.1..... Obligations légales liées à la recherche clinique
 - 4.1.1..... Rédaction du protocole de recherche
 - 5.1.2..... Déroulement de l'étude
 - 5.1.3..... Codage des dossiers
 - 5.1.4..... Séances de monitoring

- 5.2 Une étape clé : la mise en place du capteur dans le duplicata
 - 5.2.1..... Palatogramme
 - 5.2.2 Réalisation du logement pour le capteur
 - 5.2.3 Mise en place du capteur dans le duplicata

- 5.3 Dispositif expérimental
 - 5.3.1..... Considérations logistiques
 - 5.3.2 Description d'une séance d'enregistrement

- 5.4 Corpus
 - 5.4.1..... Population étudiée
 - 5.4.2 Ce que nous apporte le dispositif expérimental dans l'exploration de l'interaction langue/palais
 - 5.4.3 Conditions expérimentales
 - 5.4.4 Paramètres étudiés

- 5.5 Traitement des données
 - 5.5.1..... Traitement des données initiales
 - 5.5.2..... Traitement des données acoustiques
 - 5.5.3..... Traitement des données mécaniques
 - 5.5.4..... Synthèse des données

- 5.6 Statistiques descriptives
 - 5.6.1..... Présentation des résultats
 - 5.6.2 Différence entre 2 populations ou 2 ensembles de données
 - 5.6.3 Corrélation entre 2 échantillons

5. MATERIELS ET METHODE

5.1. OBLIGATIONS LEGALES LIEES A LA RECHERCHE

CLINIQUE

En France, la publication de la loi Huriet-Sérusclat (de 1988, modifiée en 1990) soumet la recherche clinique à une législation très rigoureuse. Le devoir d'information et de consentement du patient est privilégié. C'est pourquoi, le dispositif médical de recherche (DMR), utilisé dans cette étude a fait l'objet :

- **de recherche de partenaires indispensables :**
 - o d'un promoteur : Les Hospices civils de Lyon
 - o d'un médecin associé (obligatoire pour les études cliniques réalisées en odontologie): Dr Xavier Perrot
 - o d'un investigateur et d'investigateurs associés

- **de la rédaction d'un protocole de recherche**

- **de la validation de ce protocole par un Comité Consultatif pour la Protection des Personnes en Recherche Biologique et médicale (CCPPRB), actuellement nommé CPP**

- **de la souscription à une assurance spécifique**

- **d'une déclaration à la Commission Nationale de l'Informatique et des Libertés (CNIL)** Elle est indispensable, à partir du moment où les données sont traitées de manière informatique, même sous forme codée. [56]

La nouvelle loi de 2004 (décrets du 19 avril 2006) relative à la recherche clinique simplifie quelque peu ces démarches

Le formulaire Cerfa 65-0042 atteste de l'accomplissement des obligations légales. (cf Annexe 1)

5.1.1. REDACTION DU PROTOCOLE DE RECHERCHE

Notre protocole de recherche a été modifié de nombreuses fois de septembre 2004 à septembre 2005 après l'étude de faisabilité du dispositif expérimental réalisée en 2004 dans le cadre d'un DEA (Génie Biologique et Médical) (Jeannin, 2004 [57]).

Les modifications successives ont été faites sur les recommandations successives du service de promotion des Hospices Civils de Lyon, promoteurs du projet et à l'expertise des docteurs S. Bin-Dorel et F. Chapuis dans le but de respecter les exigences légales (anonymat, information des sujets, consentement éclairé, bénéfices attendus, promotion, suivi de l'étude).

Il spécifie la date de début de l'étude, la durée de l'étude, les matériels et matériaux mis en œuvre, la description précise des investigations, les bénéfices directs et indirects attendus, le traitement des données et les personnes impliquées dans l'étude. Il est prévu d'inclure 20 sujets dans cette étude.

5.1.2. DEROULEMENT DE L'ETUDE

L'étude se déroulera en plusieurs temps, sous la responsabilité des investigateurs et le contrôle du promoteur :

- Phase d'inclusion

- Pré sélection des patients, proposition orale de participation
- Contrôle du respect des critères d'inclusion
- Recueil du consentement (cf. annexe 2A)
- Information du patient (cf. annexe 2B)
- Attribution d'un cahier de recueil de données (cf. annexe 3)
- Photocopie des éléments du dossier médical (fiche patient, orthopantogramme)

L'inclusion des premiers sujets a débuté en janvier 2006, en tenant compte des obligations en vigueur.

- Phase d'enregistrement

- Phase d'analyse des données

La durée initiale de l'étude était de 18 mois (janvier 2006 à juin 2007), une prolongation de 12 mois a été demandée, compte tenu des difficultés de recrutement des sujets (disponibilité et/ou consentement et/ou critères d'inclusion).

5.1.3. CODAGE DES DOSSIERS

Les documents légaux et les dossiers des patients, nominatifs, sont stockés dans un classeur spécifique. Un document d'interface, liant les codages employés et le nom des sujets est présent dans ce classeur.

Dès la phase d'inclusion, l'anonymat est respecté en codant :

- les 3 premières lettres du nom du patient
- les 3 premières lettres de son prénom
- un numéro correspondant à l'ordre d'inclusion des sujets

Le remplissage des cahiers d'observation, l'enregistrement et le traitement des données se fait en utilisant ce codage.

5.1.4. SEANCES DE MONITORING

Ces séances de monitoring consistent à contrôler que l'étude se déroule selon le protocole prévu et que les obligations légales sont bien respectées. Elles permettent également de résoudre d'éventuelles difficultés survenant au cours de l'étude (difficultés de recrutement, par exemple).

Ces séances sont réalisées à une fréquence régulière suivant le nombre de sujets inclus, par un attaché de Recherche Clinique (ARC), représentant le promoteur. Pour notre étude, les séances de monitoring ont été réalisées par le Dr Tran puis par le Dr Desanlis.

Durant ces séances, le médecin vérifie la tenue des cahiers d'observation, la présence des documents légaux (notamment le recueil du consentement éclairé) et note les événements particuliers (sortie prématurée de l'étude, fin des enregistrements,...) Il peut se charger, comme ceci a été le cas, pour notre étude, de demander au CPP une prolongation de durée, voire d'amender le protocole en cas de modification importante. Ces visites font l'objet d'un rapport de visite qui est archivé dans un classeur spécifique où figurent tous les documents administratifs de l'étude.

5.2. UNE ETAPE CLE : LA MISE EN PLACE DU CAPTEUR DANS LE DUPLICATA

Le dispositif Presla repose sur l'idée d'insérer un capteur de pression dans une prothèse. Pour atteindre cet objectif, nous devons :

- Connaître les zones de contact entre la langue et le palais et choisir celui qui nous semble le plus pertinent pour la mesure. Nous réalisons pour cela un palatogramme
- Réaliser un logement susceptible d'accueillir le capteur et sa gaine au sein du duplicata
- Fixer le capteur dans son logement et recouvrir la gaine.

5.2.1. LE PALATOGRAMME

Le palatogramme est un document donnant la position des zones de contact de la langue et du palais au cours de l'émission d'un son.

Dans notre cas, il faut déterminer directement sur le duplicata prothétique les zones de contact entre la langue et le palais prothétique lors de l'émission de la consonne /t/.

Pour ce cas, nous pulvérisons, sur toute la surface palatine prothétique, une poudre hydrosoluble utilisée en dentisterie : l'Ocluspray® (Hager et Werken), comme l'illustre la figure 24. La prothèse est insérée en bouche et le patient est invité à prononcer des /t/ plusieurs fois de suite.



La prothèse est ensuite désinsérée. Les zones de poudre éliminées correspondent aux zones de contact de la langue lors de la production de consonnes /t/. Pour cette étude, nous étudierons seulement les zones de contact les plus antérieures.

Figure 24 : Duplicata après élimination de la poudre (ici, de l'okklufne® premium) au contact de la langue et délimitation des zones au marqueur noir. Le capteur sera placé en A

Ces zones sont colorées avec un marqueur noir puis la poudre est éliminée par un rinçage à l'eau. Les zones de contact apparaissent alors noir sur la prothèse.

5.2.2. REALISATION DU LOGEMENT POUR LE CAPTEUR

Le logement pour le capteur est réalisé au niveau de la zone la plus importante à l'aide d'un instrument rotatif. C'est un logement de forme homothétique à celle du micro capteur, profonde de

1 mm au niveau du corps d'épreuve et de 2,2 mm au niveau du talon. Le capteur est placé dans le logement en veillant à ce que le corps d'épreuve soit bien affleurant à la surface du palais.

Le logement de la gaine électrique, large de 2,5mm environ, va de l'emplacement du microcapteur à la zone cervicale des prémolaires. La souplesse de la gaine est mise à profit pour suivre la courbure du virage nécessaire à ce trajet. La résine du duplicata est traversée dans le sens palato-vestibulaire entre les prémolaires pour déboucher du côté de la surface polie stabilisatrice vestibulaire. Cette zone d'émergence a été choisie en raison de la moindre gêne qu'elle occasionne lors de l'élocution, notamment au niveau du mouvement des lèvres.

La largeur de ce passage doit être suffisante pour permettre le passage du corps d'épreuve et du talon.

5.2.3. MISE EN PLACE DU CAPTEUR DANS LE DUPLICATA

Le capteur est inséré par l'orifice situé au niveau des prémolaires. Initialement, le microcapteur et sa gaine étaient solidarisés au duplicata prothétique avec de la résine autopolymérisante à froid (Résine Trad® rose (GC)). Les inconvénients de ce procédé étaient les suivantes :

- nécessité de maintenir les pièces en place durant plusieurs minutes jusqu'à prise complète du matériau
- Correction délicate en cas d'erreur
 - o Elimination du matériau uniquement par fraisage sur pièce à main
 - o Risque de détérioration du capteur par utilisation de cet outil
- Présence de porosités

Ce matériau de fixation a été abandonné au profit d'une cire dure à température buccale (Dental Wax Moyco X-hard, plastique à 52°C) dont la mise en place goutte par goutte permet un positionnement plus aisé et dont le temps de refroidissement est assez court. Elle permet également un repositionnement plus aisé en cas d'erreur de positionnement.

Le talon est solidarisé à la plaque base résine, dans un axe qui permet au corps d'épreuve du capteur d'affleurer la surface de l'extrados prothétique, puis la gaine est recouverte de cire. L'élimination des excès se fait à froid avec une spatule à cire. Les modifications et le remplacement éventuel du capteur se font par réchauffement de la cire.

5.3. DISPOSITIF EXPERIMENTAL

5.3.1. CONSIDERATIONS LOGISTIQUES

Pour réaliser des enregistrements sur le site d'expérimentation, il faut:

- un ordinateur portable
- le module d'amplification, d'alimentation et de lecture digitale du capteur
- la carte d'acquisition
- le préamplificateur audio
- le microphone
- le dispositif Presla du sujet à enregistrer
- le casque et le lecteur MP3
- des câbles de connexion
- du matériel de secours (piles, étain à souder, colle, ...) en cas de panne

Cet ensemble représente un poids d'environ 25kg ; Il est transporté dans une caisse à outils de 80 x 28 x 45 cm aménagée à cet effet. Du polystyrène découpé et des bandes de mousse permettent de caler les éléments fragiles (amplificateurs, micro, capteurs).

5.3.2. DESCRIPTION D'UNE SEANCE D'ENREGISTREMENT

La séance d'enregistrement dure une vingtaine de minutes. Elle est précédée d'une période de 10 mn durant laquelle l'amplificateur analogique connecté au microcapteur est mis sous tension. Cette phase préalable permet de stabiliser la température de fonctionnement du dispositif.

Le matériel est mis en place (carte d'acquisition, ordinateur portable, micro phone, amplificateurs) et les câbles de connexions sont branchés.

La figure 25 présente de manière schématique le principe d'acquisition des signaux acoustique et de pression.

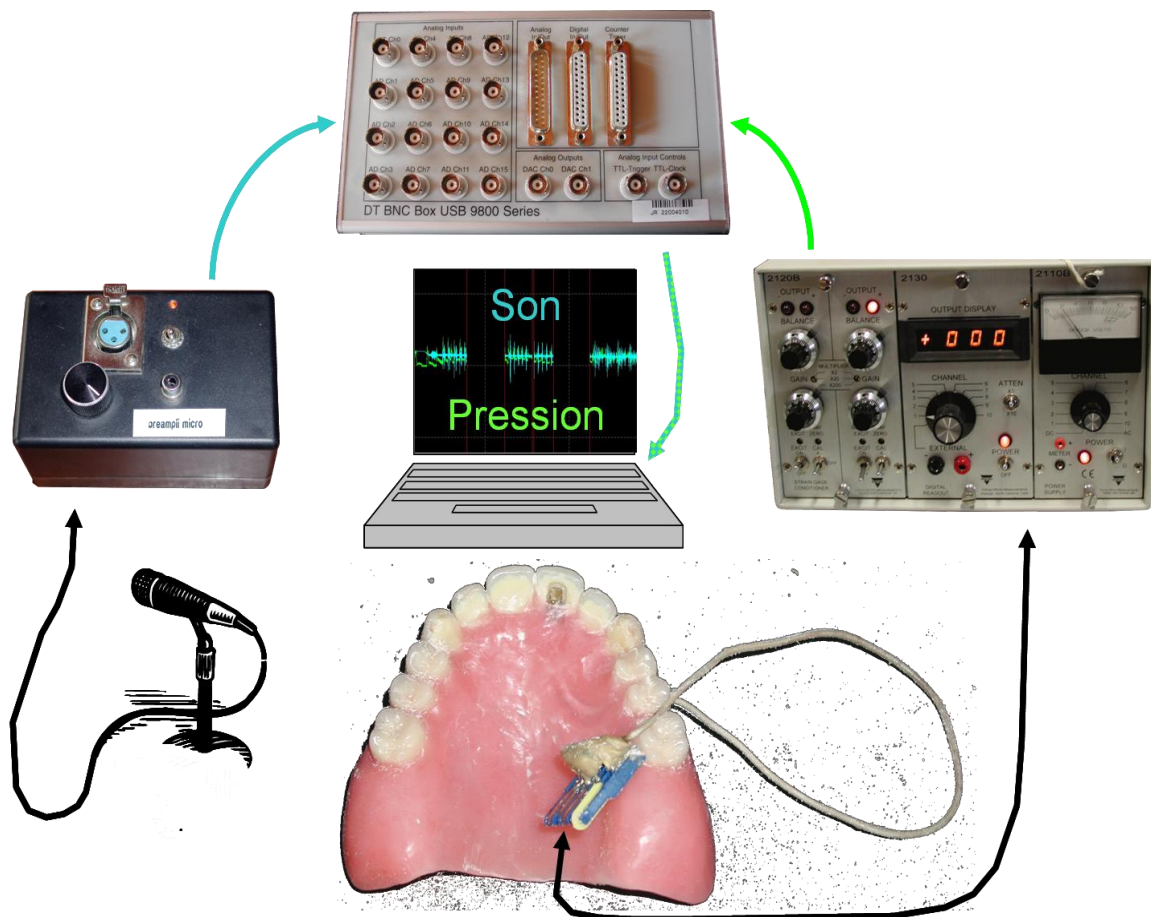


Figure 25 : Présentation schématique du dispositif Presla et sa chaîne d'acquisition

Le sujet s'assoit sur le fauteuil dentaire en position orthostatique. Cette position est fondamentale pour éviter les biais de mesure liés aux troubles posturaux. En effet, la posture influence la production de parole car l'interaction mécanique entre la langue et os hyoïde (qui fait partie de la chaîne linguale, décrite en ostéopathie [58]) intervient dans le mécanisme de production de parole. [59]

5.4. CORPUS

5.4.1. POPULATION ETUDIEE

Il s'agit de sujets volontaires. Ils sont pris en charge dans le Service de Consultations et de Traitements Dentaires (SCTD) appartenant aux Hospices Civils de Lyon pour une réhabilitation prothétique. Leur population se répartit équitablement entre hommes et femmes.

Les sujets sont répartis en 2 populations :

- **les sujets nouvellement appareillés**

Ils n'ont jamais eu de prothèse adjointe complète, mais peuvent avoir eu préalablement:

- une prothèse adjointe partielle d'étendue variable
- aucune prothèse amovible

- **les sujets déjà appareillés**

Ils consultent pour un renouvellement du même type de prothèse.

Les sujets doivent respecter doivent respecter un certain nombre de critères :

- d'inclusion :
 - signature du consentement
 - français comme langue maternelle
 - orthopantogramme préalable à tout traitement prothétique
- d'exclusion :
 - maladie affectant la parole ou la compréhension
 - surdité ou hypoacousie compensée ou non
 - altération de la motricité de la langue par des psychotropes
 - allergie à la lidocaïne (utilisée pour l'anesthésie de contact)

Les patients peuvent présenter des pathologies générales lourdes (infarctus, cancers, diabète) susceptibles de provoquer un état de faiblesse générale et donc une fatigue lors des séances d'enregistrement. Ce paramètre sera à prendre en compte lors de l'examen des résultats temporels de l'étiquetage acoustique.

Nous avons choisi de recruter des **édentés totaux** bien que l'arcade maxillaire édentée seule soit indispensable à nos enregistrements. Cette condition est nécessaire pour obtenir une référence relative de comparaison entre les sujets. En effet, les variations individuelles (nombre de dents, forme, malpositions, égressions) d'une arcade antagoniste dentée ont des conséquences directes sur les caractéristiques de la prothèse complète unimaxillaire réalisée.

Au 30 juin 2007, 11 patients avaient été inclus dont 5 sont sortis prématurément de l'étude.

5.4.2. CE QUE NOUS APPORTE LE DISPOSITIF EXPERIMENTAL DANS L'EXPLORATION DE L'INTERACTION LANGUE/PALAIS

Pour étudier les interactions langue/palais, enjeu de cette étude, nous observerons **la durée de différentes phases** caractéristiques du signal acoustique de la production d'une consonne. Cette consonne est choisie parmi celles dont la production nécessite un appui de la langue sur le palais. Il s'agit du /t/, consonne plosive pour laquelle l'interaction avec le palais est exercée par la pointe de la langue sur la partie antérieure du palais (consonne plosive dite « dentale » ou « alvéolaire »).

Un bref rappel des caractéristiques de la production acoustique de cette consonne va nous permettre de mieux comprendre les informations que peuvent nous apporter les signaux acoustique et de pression.

- on choisit donc la consonne /t/, Il s'agit d'une consonne sourde (ou non voisée), c'est à dire émise sans vibration des cordes vocales. Elle se compose d'une suite d'évènements acoustiques :
 - **Un silence** : c'est la phase de **tenue** articuloire de l'occlusion complète du conduit vocal, elle est dite « dentale » ou alvéolaire » pour le /t/. Elle se traduit par un arrêt de vibration des cordes vocales.
 - **Une barre d'explosion « burst »** : Elle correspond à l'ouverture de la bouche. L'air comprimé retenu derrière le barrage occlusif est relâché, provoquant une onde de débit puis de pression à l'origine d'une perturbation acoustique intense et de courte durée (on parle de **bruit impulsionnel**).
 - **Un bruit de friction** : il est lié à une turbulence crée par l'écartement de la langue du palais. C'est une phase assez courte pour les dentales car la pointe de la langue est un articulateur assez rapide. Elle correspond à une turbulence créée par l'étranglement du chenal constrictif laissé entre les 2 articulateurs.
 - **Des transitions formantiques** : Ce sont des déflexions rapides des formants (zones de fréquence où les harmoniques sont particulièrement intenses) que l'on observe au passage d'une consonne à une voyelle et réciproquement. Elles ont 2 origines : (1) la diminution du degré de constriction qui suit la rupture de l'occlusion, (2) le mouvement des organes articuloires vers une nouvelle cible vocalique. [60]

Le **VOT** (Voice Onset Time), nous intéresse également. Il est décrit comme la durée qui sépare le relâchement de la constriction de l'apparition du signal glottique périodique, caractéristique de la voyelle. [12] Conventionnellement, il commence au début du relâchement consonantique (burst onset) et s'arrête à la mise en vibration des cordes vocales. Cette phase se situe entre le bruit de friction et les transitions formantiques.

- on ne peut pas décorrélérer le geste supraglottique (au niveau du conduit vocal) du geste glottique; c'est en effet la coordination des deux qui donne à la consonne ses caractéristiques. Donc on va s'intéresser dans les deux types de signaux (son et pression) à retrouver des événements en relation avec ces phénomènes fondamentaux supraglottiques et glottiques qui sont :

- **Au niveau supraglottique** : Fermeture puis ouverture consonantique (le geste fondamental des plosives)

- **sur le signal enregistré par le capteur**, on s'intéresse donc au début et à la fin de la pression. C'est la marque du contact physique.

On s'intéresse aussi à son intensité; c'est la marque de l'intensité du choc que l'on peut interpréter à travers l'hypothèse d'un mouvement vers une cible virtuelle [19]

- **sur le signal acoustique**, on s'intéresse au début du geste de fermeture (fin du formant F2 de la voyelle précédente), au début du geste d'ouverture (début du bruit), à la détection d'indices disant que l'ouverture est telle que l'écoulement de l'air n'est plus de type consonantique (fin du bruit), à la transition vers la voyelle suivante (jusqu'au début de la stabilité formantique)

- **Au niveau glottique** : début de la vibration des cordes vocales après la fermeture. Cela renseigne aussi sur le fait que l'on quitte le mode consonantique dans lequel la pression aérodynamique dans le conduit vocal était telle que les cordes vocales ne pouvaient plus vibrer.

Les caractéristiques des voyelles (conduit vocal ouvert, stable, écoulement laminaire de l'air, vibration des cordes vocales, structure formantique périodique) n'apporte pas d'information sur les

interactions langue/palais. Les voyelles ne nous intéressent que dans la mesure où elles nous permettent de les différencier des consonnes (début des formants stables et fin des formant F2, en particulier). Nous considérerons donc uniquement la durée de la voyelle

En résumé, nous nous intéressons à différents paramètres directement impliqués dans le mécanisme de production de la consonne /t/ grâce à des informations recueillies par les signaux acoustique et de pression:

- **intensité de la pression**

C'est la pression exercée par la pointe de la langue sur le corps d'épreuve du capteur. Elle possède la valeur que lui confère le dispositif de calibration

- **durée de la pression**

Elle caractérise la durée pendant laquelle la langue exerce une contrainte sur le capteur.

- **durée de la tenue**

C'est une tenue consonantique qui sépare la constriction du relâchement encadrant la cible d'une consonne. Elle correspond à un silence acoustique.

- **durée du bruit**

Elle commence au début du relâchement consonantique (burst onset) et s'arrête à la fin de ce relâchement (burst offset).

- **durée du VOT**

- **durée de la transition**

- **durée de la voyelle**

Le début et la fin de la voyelle se traduisent donc par un état supraglottique vocalique associé à une excitation périodique. [60]

Nous nous intéresserons également à d'autres paramètres enregistrés (intensité du signal acoustique), calculés ou comparés.

5.4.3. CONDITIONS EXPERIMENTALES

5.4.3.1. Distinction parole réitérée/parole naturelle

Nous avons donc choisi d'étudier la consonne /t/. Pour cela, nous avons conçu une phrase riche en /t/ : /totoatetesatetin/ (« toto a tété sa tétine ») qui correspond à de la parole naturelle. Par

ailleurs, nous avons choisi d'explorer également la consonne /t/ en parole réitérée, c'est-à-dire lors de la prononciation répétée de monosyllabes, le /ta/ dans notre cas.

Le choix de cette distinction entre 2 types de parole a été réalisé dans la perspective d'évaluer l'influence qu'ont les contraintes temporelles sur la production de parole. En effet, l'enchaînement des syllabes, en parole naturelle, contraint la langue à des modifications plus rapides qu'en parole réitérée. Nous nous attendons à constater des différences, chez les sujets nouvellement appareillés entre ces 2 types de production de parole.

Un enregistrement pour les syllabes /ta/ (assimilable à de la parole réitérée) et un enregistrement pour la phrase /totoatetesatetin/, (assimilable à de la parole naturelle) seront successivement réalisés.

5.4.3.2. Conditions expérimentales mises en œuvre

Afin d'explorer le rôle des feedback auditif et orosensoriel, dont le rôle prépondérant dans la production de parole a été rappelé dans les parties précédentes, nous masquerons ces 2 retours d'information par l'utilisation d'un casque bruité pour le premier et par l'action d'un anesthésique de contact pour le second. Ces masquages seront réalisés de manière successive puis simultanée. Il y aura donc 4 conditions expérimentales qui sont les suivantes, par ordre chronologique :

- **capteur seul** : elle sert de condition de référence.
- **capteur et casque bruité** : le casque bruité sert à masquer la perception de la parole émise par le sujet. Il permet de masquer le feed-back auditif du sujet, l'empêchant ainsi de contrôler la qualité acoustique du son produit
- **capteur seul et anesthésie linguale** : l'anesthésie linguale permet de supprimer la sensibilité tactile de la pointe de la langue. Elle est réalisée avec un gel anesthésique de contact à base de benzocaïne, Topex® utilisé en dentisterie. Le produit est badigeonné sur la pointe de langue avec un applicateur spécifique. Il agit en quelques minutes, mais par précaution les enregistrements ne sont pas réalisés avant les 10 minutes qui suivent la mise en place de l'anesthésique.
- **capteur, casque bruité et anesthésie linguale** : cette condition réunit les 2 effets précédents et masque le feed-back auditif et le feed-back orosensoriel sur la pointe de la langue.

5.4.4. PARAMETRES ETUDIES

5.4.4.1. Paramètres enregistrés décrivant le mécanisme de production de parole

La figure 26 permet de rappeler les relations (cf. 5.4.2) entre les informations issues des signaux acoustique et de pression et le mécanisme de la production de la consonne /t/ :

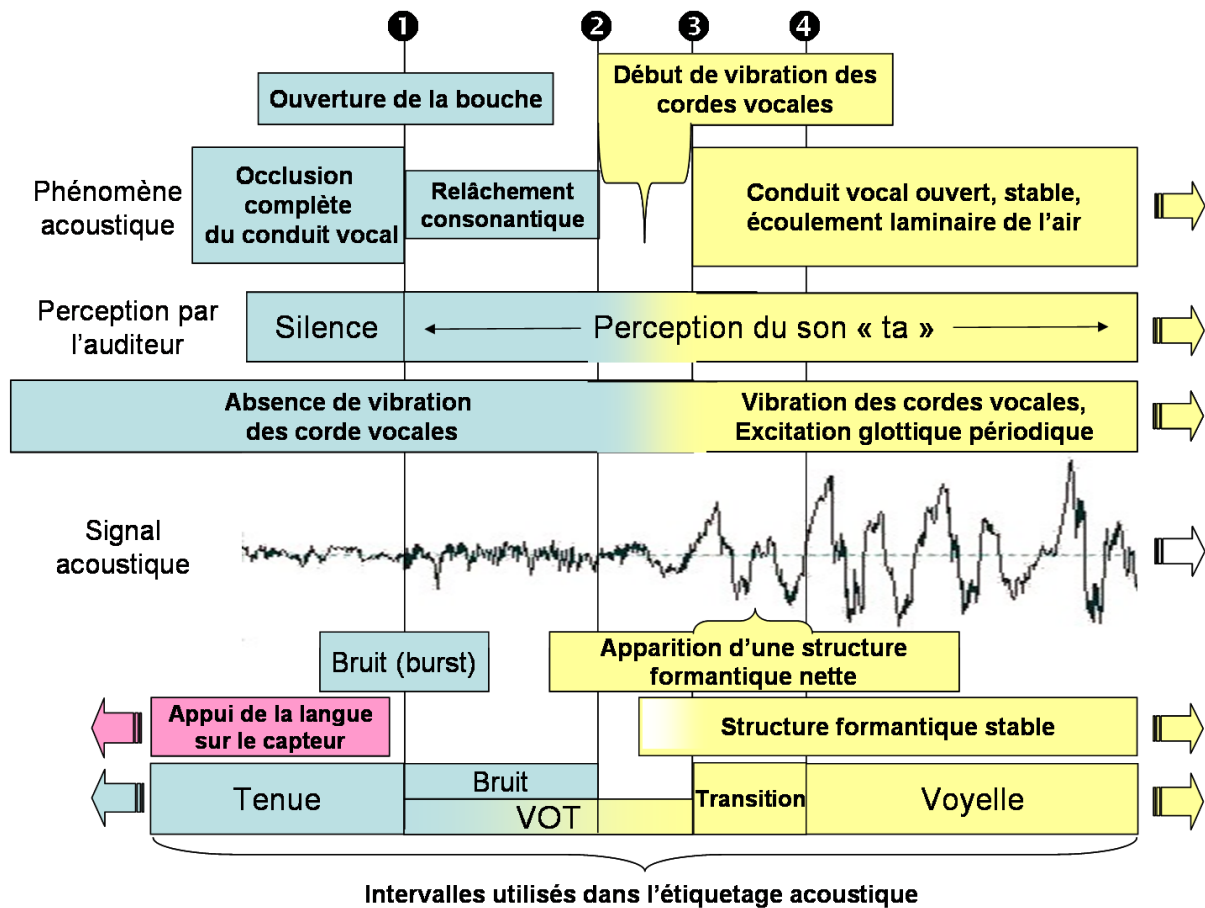


Figure 26 : Tableau de synthèse entre les différentes phases acoustiques de la production de la consonne /t/ dans la syllabe /ta/ et les informations que les signaux acoustiques et de pression peuvent recueillir. En bleu les événements relatifs à la consonne et en jaune ceux relatifs à la voyelle.

Ces paramètres enregistrés sont en relation directe avec les informations caractéristiques de la production de parole, décrites précédemment. Ils concernent:

- L'intensité de pression

Il convient d'être prudent sur le terme d'intensité de pression. En effet, le paramètre de pression enregistré dans cette étude est la **pression utilisée pour la production de parole** et non la pression maximale, couramment décrite dans la littérature.

Une étude menée sur les dystrophies musculaires oculo-pharyngées (OPMD) dont l'un des symptômes habituels est une faiblesse musculaire généralisée de la sphère oro-faciale, montre que **22% seulement de la pression linguale maximale est utilisée pour la production de parole.** [61] De même, Salomon et Robin rappellent que la pression linguale utilisée pour la production de parole est comprise entre **10 et 25% de la pression maximale.** [62]

Nous utiliserons la pression maximale pour comparer nos données avec celles de la littérature.

- la durée de pression
- La durée de la tenue (fin du formant F2 de la voyelle précédente à ❶)
- La durée du bruit (intervalle ❶ - ❷)
- La durée du VOT (intervalle ❷ - ❸)
- La durée de la transition (intervalle ❸ - ❹)
- La durée de la voyelle (de ❹ à fin du formant F2)

5.4.4.2. Autres paramètres

5.4.4.2.1. INTENSITE DU SIGNAL ACOUSTIQUE

Elle traduit l'augmentation du volume sonore. Elle correspond à la somme du carré des amplitudes du signal sur une durée de l'ordre de quelques dizaines de ms. Elle s'exprime en V^2 .

Elle est tributaire de nombreux paramètres :

- distance entre le microphone et le sujet
- gain de l'amplificateur audio

Dans notre expérience, le gain est bloqué à une valeur identique pour tous les enregistrements. Le micro est positionné à chaque séance à la même hauteur et à la même distance du sujet. Ainsi l'augmentation de l'énergie pour un même sujet, au cours de la même expérience, correspond bien à une augmentation du niveau sonore produit par le sujet.

5.4.4.2.2. DUREE TENUE – DUREE PRESSION

Elle permet de visualiser les écarts entre les durées de ces 2 paramètres. Elle peut mettre en évidence les allongements de la tenue par rapport à la pression, entre 2 phrases, par exemple.

5.4.4.2.3. DEBUT TENUE – DEBUT PRESSION

Elle a une valeur négative qui correspond à la différence entre la fin de la voyelle précédente (fin du formant F2) et la fermeture du conduit vocal.

5.4.4.2.4. FIN TENUE – FIN PRESSION

Elle correspond au relâchement de la pression linguale sur le palais. Physiquement, elle correspond à l'établissement du bruit après l'ouverture du passage d'air.

5.4.4.2.5. INTENSITE DE LA PRESSION PAR RAPPORT A DUREE DE LA PRESSION

Ce rapport permet d'examiner s'il existe une relation entre les 2 paramètres.

5.5. TRAITEMENT DES DONNEES

5.5.1. TRAITEMENT DES DONNEES INITIALES

Le fichier initial **Dewesoft®** (Dewetron, version 6.2 SP4) contient les données acoustiques et mécaniques. Les données sont exportées sous la forme d'un fichier Matlab® (.mat) qui représente le fichier initial de données. Grâce à un programme Matlab® (traiter_donnees_dew_bis) réalisé dans le cadre de ce travail, les données acoustiques sont extraites du fichier initial et séparées selon les 4 conditions expérimentales :

- CS (capteur seul)
- C+CSQ (capteur + casque)
- C+AL (capteur + anesthésie linguale)
- AL+CSQ (anesthésie linguale + casque)

A ce préfixe sont rajoutées les 3 premières lettres du nom du patient et la date de l'enregistrement pour déterminer le nom du nouveau fichier où seront stockées ces données. 4 fichiers son (.wav) sont ainsi créés, par séance d'enregistrement, pour le traitement des données acoustiques (exemple : CSLEN1603.wav).

5.5.2. TRAITEMENT DES DONNEES ACOUSTIQUES

Pour obtenir les paramètres pertinents à étudier (cf. paragraphe 5.4.4), nous devons identifier différents événements présents dans le signal acoustique (figure 26), sous forme temporelle, et dans le spectrogramme (représentation tridimensionnelle montrant l'évolution du module du spectre au cours du temps) où l'on peut distinguer les formants.

5.5.2.1. Étiquetage manuel

Il est réalisé grâce au **logiciel Praat® (version 4.4.26)**. Le signal acoustique se présente sous la forme du signal sonore et du spectre d'énergie où les formants sont identifiables.

Un fichier (.textgrid) initial est créé avec les paramètres à étiqueter :

- tenue
- bruit
- voisement (VOT)
- transition
- voyelle

Il est associé à chaque fichier son précédemment créé et est 'enregistré sous' avec le même préfixe que ce dernier après l'étiquetage. 4 fichiers d'étiquetage sont ainsi créés par séance d'enregistrement (exemple CSLEN1603.textgrid).

Les événements temporels définissent, pour une séquence V_1 -C- V_2 (Voyelle – consonne – voyelle) des intervalles dont les durées sont les données à recueillir (figure 26) :

- début tenue/fin tenue : durée de la tenue consonantique (C)
- début bruit/fin bruit : durée du bruit consonantique (C)
- début transition/fin transition : durée de la transition consonne – voyelle (C- V_2)
- début VOT/fin VOT : durée du Voice Onset Time (C- V_2)
- début voyelle/fin voyelle : durée de la voyelle (V_1)

Les critères d'étiquetage sont clairement définis par des repères dans le spectre acoustique, les formants et les quantifications d'énergie. Cependant, cette opération est manuelle et le rôle de l'appréciation de l'opérateur devra être contrôlé dans les résultats.

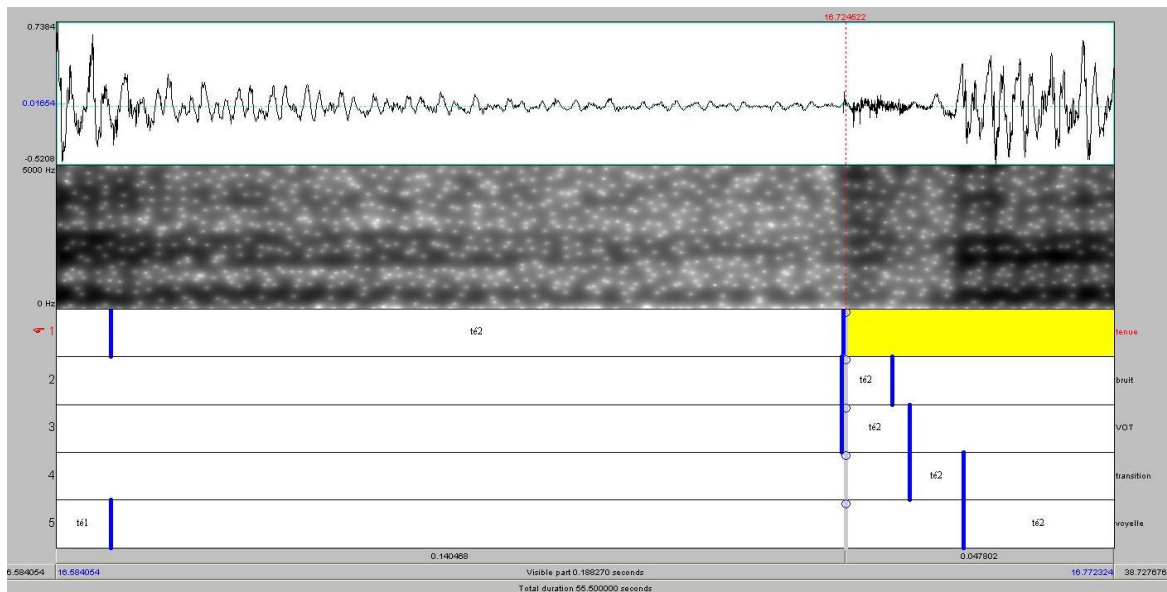


Figure 27 : Exemple d'étiquettes réalisées dans le logiciel Praat®, en distingue de haut en bas : le signal acoustique, le spectrogramme et les 5 évènements acoustiques à repérer dans le temps (tenue, bruit, VOT, transition et voyelle). Le début et la fin de ces évènements définissent les intervalles dont la durée est le paramètre à prendre en compte.

Un script spécifique (Praat3bis) été écrit pour ce logiciel pour transférer ces durées sous la forme d'un fichier (.txt) lisible sous Excel®. Il existe un tableau de données par fichier d'étiquetage. Ce fichier reprend le préfixe initial (Condition expérimentale + 3 premières lettres du nom du patient + date d'enregistrement) suivi de '_sortiepraat'. 4 fichiers de ce type sont ainsi créés par séance d'enregistrement. Ils contiennent les paramètres temporels mesurés sur le signal acoustique.

L'étiquetage acoustique fait la distinction entre ces 2 enregistrements en indiquant le nom des phonèmes dans les étiquettes. Grâce à ce moyen, il est possible de distinguer, parmi les résultats mécaniques, ceux qui correspondent à la parole naturelle et ceux qui correspondent à la parole réitérée

5.5.3. TRAITEMENT DES DONNEES MECANIQUES (PRESSION)

Un programme spécifiquement crée pour cette étude permet de séparer les signaux suivant les conditions expérimentales. (cf. paragraphe traitement des données initiales).

5.5.3.1. Traitement du signal

Il est réalisé grâce au **logiciel Matlab®** (The mathworks, inc., version 6.5.0).

5.5.3.1.1. FILTRAGE

Le signal électrique de sortie de la jauge de contrainte recueilli est filtré par un filtre passe-bande entre 30 et 70 Hz pour éliminer les ondulations du signal ainsi que la tension d'offset variable puis il est ré échantillonné à 1000Hz.

Pour connaître l'origine de ces ondulations, nous avons été amené à tester des hypothèses:

- **1^{ERE} HYPOTHESE : ELLES SONT LIEES A LA CHAINE DE NUMERISATION DU SIGNAL**

Pour tester cette hypothèse, nous avons utilisé un générateur de fréquence. Le signal sinusoïdal produit a été visualisé sur un oscilloscope. Nous avons ensuite enregistré le signal à partir de la carte d'acquisition avec le logiciel Dewesoft® 6 .2.

Nous l'avons visualisé puis exporté sous le format Matlab, comme les données expérimentales. Enfin, nous l'avons traité grâce au programme de traitement des données (traiter_donnees_bis) utilisé lors des enregistrements. Il n'y a aucune perturbation entre le signal initial et le signal final lu sous Matlab®. Par conséquent, **cette partie de la chaîne d'acquisition ne peut être à l'origine de ces ondulations.**

- **2^{EME} HYPOTHESE : ELLES SONT LIEES A LA PARTIE ANALOGIQUE (CAPTEUR + AMPLIFICATEUR + ALIMENTATION)**

Pour tester cette hypothèse, nous avons ensuite enregistré le courant produit par le module d'alimentation du capteur. Ce signal est recueilli, dès sa sortie, par la voie de contrôle extérieure du module d'alimentation. Nous avons utilisé les mêmes conditions que lors des enregistrements (courant continu de 2V, chaîne d'acquisition, traitement du signal) des signaux de force.

Nous avons constaté la présence de ces ondulations caractéristiques, d'une amplitude de $2 \cdot 10^{-3}$ V, et d'une fréquence de 400 Hz, après analyse du signal.

Ces ondulations sont donc liées au courant continu alimentant le capteur. Ce n'est donc pas un biais de mesure lié au capteur. Il est lié au générateur de courant. Il s'explique par la très petite valeur de tension mesurée aux bornes du pont de

Wheatstone, si faible qu'elle est de l'ordre de grandeur de la très faible variation de tension du générateur de courant continu.

5.5.3.1.2. ETIQUETAGE SEMI-AUTOMATIQUE

Un programme réalisé dans le cadre de ce travail avec le logiciel Matlab® permet de détecter automatiquement les pics de pression. Elle se fait en repérant les passages par 0 du signal électrique pour la détection du début et de la fin du pic. La valeur maximale du pic correspond à la valeur à la valeur maximale relevée entre le début et la fin du pic.

Les passages par zéro sont en fait mesurés par comparaison à une valeur seuil. Cette valeur seuil est paramétrable au moment du traitement des données (valeur seuil, variant selon le capteur et les individus, choisie après visualisation de l'ensemble du signal électrique) ainsi que la durée de repérage autour de la valeur nulle.

5.5.3.1.3. CONVERSION DES DONNEES ELECTRIQUES EN DONNEES MECANIQUES

Les données d'étalonnage, issue de la calibration du dispositif Presla par le système DWC, sont approchées par une droite dont l'équation ($y=ax+b$) est calculée par le logiciel Excel® .

Les paramètres a et b sont utilisés dans un programme Matlab® spécifique (pression_post_etiquette) qui transforme selon cette expression linéaire les valeurs électriques maximales et moyennes des pics détectés en pression (exprimée en cm d'eau). Ce programme utilise le fichier 'étiquette' créé lors de la détection des pics pour déterminer le début et la fin des pics.

Il génère un nouveau fichier (.txt) lisible sous Excel® (Condition expérimentale + 3 premières lettres du nom du patient + date d'enregistrement) suivi de '_mesure_pression'.

5.5.4. SYNTHÈSE DES DONNEES

5.5.4.1. Principe

Les données sont copiées dans un fichier modèle Excel® (résultats_complets), créé pour regrouper les données mécaniques et acoustiques, calculer les résultats et générer les graphiques correspondants.

Les données des 2 fichiers Excel® utilisant les mêmes préfixes (Condition expérimentale + 3 premières lettres du nom du patient + date d'enregistrement) suivi de:

- _sortiepraat (paramètres acoustiques)
- _mesure_pression (paramètres mécaniques)

sont copiées dans le fichier modèle où les calculs de paramètres sont réalisés automatiquement. On obtient donc 4 fichiers Excel® (résultats_complets) correspondant l'ensemble des données pour chacune des conditions expérimentales.

Un 5^{ème} fichier (influence paramètres expérimentaux + 3 premières lettres du nom du patient + date d'enregistrement) est créé pour comparer les paramètres suivant les conditions expérimentales.

Dans chacun de ces fichiers figure les paramètres des parties « parole naturelle » et « parole réitérée » ;

Pour tous ces fichiers, les moyennes et variances des différents paramètres sont calculées selon les parties. La valeur des t-test permet de connaître la différence entre ces parties.

5.5.4.2. Vérification des données - validation des mesures

Plusieurs corrections manuelles doivent être réalisées avant de réaliser le tableau de synthèse des données :

- **suppression de pics de pression parasites (non liés à la production d'un /t/) par analyse de la correspondance entre les événements sonores et mécaniques**

Si le capteur mécanique enregistre la pression de la langue lors de l'émission de la consonne plosive /t/, dans la phrase « toto a tété sa tétine », il perçoit également la contrainte exercée par le /s/. C'est pourquoi le pic de pression correspondant au /t/ doit être supprimé manuellement en comparant visuellement les 2 signaux.

- **contrôle de l'étiquetage automatique des débuts et fins de pression**
- **contrôle de la bonne correspondance entre l'étiquetage phonétique et le signal acoustique.**

Le script réalisé dans Praat® ne permet pas, seul, de contrôler qu'il n'y a pas d'erreur dans les intervalles temporels exportés. Il peut, en effet, à la suite d'un oubli de borne de départ ou de fin ou d'un rajout, lors de l'étiquetage du signal sonore, y avoir inversion entre le début et la fin de

l'intervalle. Cette inversion peut être totale ou partielle et éventuellement être compensée par une seconde erreur.

Pour corriger cette faille, décelée lors de la création des premiers fichiers de synthèse, le libellé des intervalles d'étiquetage a été modifié pour insérer une clé de contrôle : Les paramètres caractéristiques des consonnes (tenue, bruit et VOT) sont libellées en fonction du son produit (C1, C2, ..., to1 , to2...) et ceux des voyelles (transition , voyelle) sont simplement marquées par un V.

Lors de la lecture du fichier de sortie (_sortiepraat), il suffit de s'assurer que les lettres V et C sont présentes et qu'elles sont placées dans les cases correspondantes (V dans la colonne voyelle, par exemple). Si ce n'est pas le cas, il faut contrôler et reprendre l'étiquetage des données acoustiques.

5.6. STATISTIQUES DESCRIPTIVES

5.6.1. PRESENTATION DES RESULTATS

Les résultats sont présentés sous la forme d'un fichier Excel (résultat complet) par condition expérimentale, par sujet et par date d'enregistrement. C'est un modèle crée pour ce travail. Il permet le calcul automatique des moyennes arithmétiques et des variances.

Un second fichier modèle spécifique Excel (influence paramètres expérimentaux) permet la comparaison des différentes conditions expérimentales par sujet et par séance d'enregistrement.

Un troisième fichier modèle Excel (évolution paramètres) permet la comparaison des données au cours des séances d'enregistrements.

Les 12 paramètres (enregistrés et calculés) sont répartis en 2 populations (parole naturelle: /totoatetesatetin/ et parole réitérée : /ta/) pour chacune des 4 conditions expérimentales, soit un total de 96 variables.

5.6.2. DIFFERENCE ENTRE DEUX POPULATIONS OU DEUX ENSEMBLES DE DONNEES

Elle est utilisée pour contrôler si les valeurs observées dans les échantillons « parole naturelle » et « parole réitérée » sont statistiquement différentes.

5.6.2.1. t-test

5.6.2.1.1. DOMAINE D'APPLICATION

Leurs moyennes des 2 échantillons sont comparées par un **test de Student-Fisher** applicable aux mesures répétées [63]. Ce test peut s'adresser à des échantillons de taille réduite ($n < 30$), mais les données doivent être distribuées selon une loi normale.

Un test de normalité est donc préalablement réalisé. Il est réalisé avec XL-STAT® qui utilise 4 tests de normalité (Lilliefors, Jarque-Bera, Anderson-Darling et Shapiro-Wilk)

Si la valeur de p obtenue est supérieure à $p=0,05$, alors l'hypothèse H_0 (l'échantillon suit une loi normale) est validée et le test de Student-Fisher est appliqué :

5.6.2.1.2. REALISATION DU TEST DE STUDENT

On teste l'hypothèse nulle H_0 : « la moyenne des différences entre les deux mesures n'est pas nulle mais est due au hasard de l'échantillonnage »

Si la valeur t calculée est supérieure à t_a (valeur présentée dans la table du t de Student-Fisher), pour un degré de liberté (ddl) de $(n-1)$, alors on rejette l'hypothèse nulle et on peut conclure, avec un risque connu (donné par la p -value de la table du t), que la différence entre les 2 moyennes de mesures est significative.

5.6.2.2. Test de Mann-Withney

Il est réalisé pour les échantillons qui ne suivent pas une loi normale.

On teste l'hypothèse nulle H_0 : « la moyenne des différences entre les deux mesures n'est pas nulle mais est due au hasard de l'échantillonnage ».

Si la valeur p calculée est supérieure $p=0,05$, alors on valide l'hypothèse nulle et on peut conclure que les échantillons ne sont pas statistiquement différents.

5.6.3. CORRELATION ENTRE 2 ECHANTILLONS

Pour tester la corrélation entre 2 paramètres, nous utilisons un test de régression linéaire basé sur le calcul des données de la somme des carrés des écarts entre une loi linéaire et la distribution effective.

Le coefficient de détermination R^2 (coefficient de Pearson au carré) et la valeur R^2_{adj} (coefficient de Pearson au carré, ajusté, plus adapté aux petits échantillons) sont déterminés. On teste ensuite l'hypothèse H_0 (il n'y a pas de liaison linéaire entre les 2 paramètres) en faisant un test d'analyse de variance pour lequel la probabilité calculée suit une loi de Fisher.

La valeur F observée et nombre de degrés de liberté sont calculés pour comparer F aux tables statistiques. Si F calculé est supérieur au F_α lu sur la table, alors, il existe une corrélation linéaire entre les 2 variables.

La p -value, indiquée sur la table statistique exprime la probabilité de se tromper en concluant que les variables explicatives apportent une quantité d'information significative au modèle.

6..... PARAMETRES CARACTERISTIQUES DE LA PAROLE « NORMALE »

6.1Niveau de pression

6.2.....Durée de contact moyenne

6.3.....Variabilité intrasujet

6.3.1..... Variabilité intrasujet en parole réitérée

6.3.1..... Variabilité intrasujet en parole naturelle

6.4.....Lien avec l'acoustique

6.4.1..... Mesure des durées de tenues acoustiques :
différences entre parole réitérée et parole naturelle

6.4.2 Mesure de l'intensité acoustique

6.4.3Lien entre l'ouverture du conduit vocal et la
génération du bruit

6. PARAMETRES CARACTERISTIQUES DE LA PAROLE « NORMALE »

La parole normale peut être définie, dans notre étude, comme celle produite par des sujets déjà habitués à leurs prothèses dans la condition expérimentale de référence (CS). Nous considérerons respectivement la parole naturelle et la parole réitérée, que nous caractériserons par :

- le niveau de pression
- la durée de la pression
- Variabilité intrasujet en condition parole naturelle

Nous nous efforcerons ensuite d'établir s'il existe un lien entre ces caractéristiques de l'interaction mécanique langue/dents et les propriétés du signal acoustique, et pour cela nous nous intéresserons plus spécifiquement aux mesures suivantes :

- Mesure des durées de tenue acoustique : différence entre parole réitérée et parole naturelle.
- Mesure de l'intensité acoustique.
- Lien entre ouverture du conduit vocal et la génération du bruit

Avant d'étudier de manière plus quantitative à l'intensité et à la durée des pressions mises en jeux, il est intéressant d'observer la forme général des des signaux de pression; La figure 28 en montre une illustration pour la répétition de la syllabe /ta/ par un locuteur habitué au port d'un prothèse complète. La variabilité des signaux d'une répétition à l'autre y est clairement observable. Mais nous y reviendrons plus loin. Il existe en effet une caractéristique constante, d'une répétition à l'autre, et c'est la forme de ces signaux. Nous observons en effet une variation permanente de ce signal, et, donc, une absence de plateau. Certes le filtrage passe-bas appliqué à ces signaux pour en éliminer le bruit pourrait avoir fait disparaître un plateau de très courte durée. Mais, il n'en reste pas moins que contrairement à la représentation traditionnelle que l'on se fait de la notion de tenue, en l'occurrence celle d'une partie stable, nos signaux montrent une évolution permanente. Cela traduit donc une évolution de la force générée par la langue contre le palais pendant la tenue consonantique. C'est là un résultat particulièrement intéressant car il vient corroborer de manière très quantitative les hypothèses énoncées par Fuchs et coll [19] à propos du contrôle moteur sous-jacent à la production des plosives : il s'agirait ainsi bien d'un mouvement de la langue vers une cible virtuelle située au-dessus du palais, qui serait stoppé pendant la phase de tenue par le contact avec le palais.

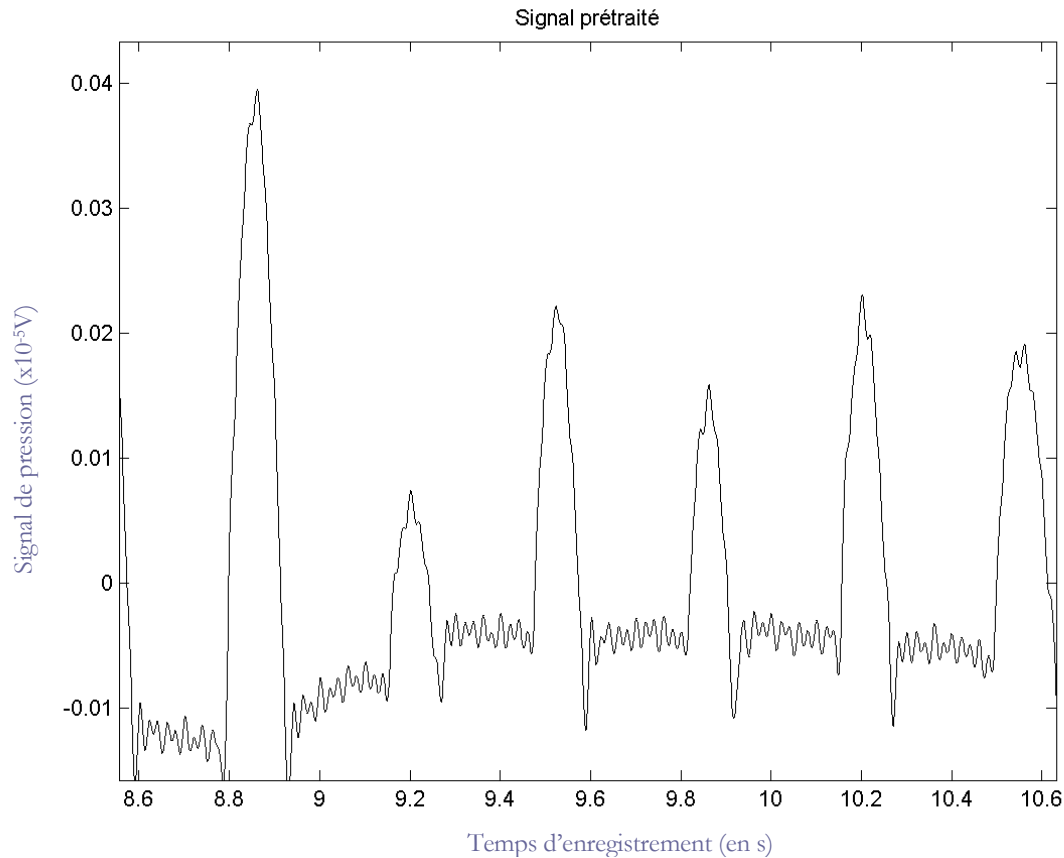


Figure 28 : Exemple de pics de pression pour le sujet GRO (sujet habitué à sa prothèse) dans une séquence de parole répétée (syllabe /ta/)

6.1. NIVEAU DE PRESSION

Pour les sujets déjà appareillés, les valeurs varient dans le temps de 7 à 23kPa selon les séances. L'extrapolation de ces données en pression linguale maximale, faite sur la base du facteur de conversion de 22% proposé par Morisson et coll., donne des valeurs comprises entre 31 à 104 kPa, ce qui est en accord avec les données de la littérature utilisant la pression maximale. [54]

En effet, les valeurs de pression maximale, décrite dans la littérature varient, selon les auteurs et les dispositifs, de 20 à 80kPa: Matsumura et coll relèvent des pressions de 20 à 60kPa, en utilisant un dispositif d'enregistrement à 16 jauges de contrainte logées dans un faux palais Cependant ces données sont obtenues par un algorithme qui extrapole les forces recueillies par les différents capteurs en une pression globale. [64]

Hewitt et coll, comparent les dispositifs IOPI (Iowa Oral Performance Instrument) et le MOST (Madison Oral Strengthening Therapeutic) (versions I et II) et trouvent des valeurs maximales de pression linguale de 20 à 80 kPa. [54] Ces résultats doivent être pondérés par le fait que le capteur du dispositif MOST ne peut détecter une pression inférieure à 26kPa

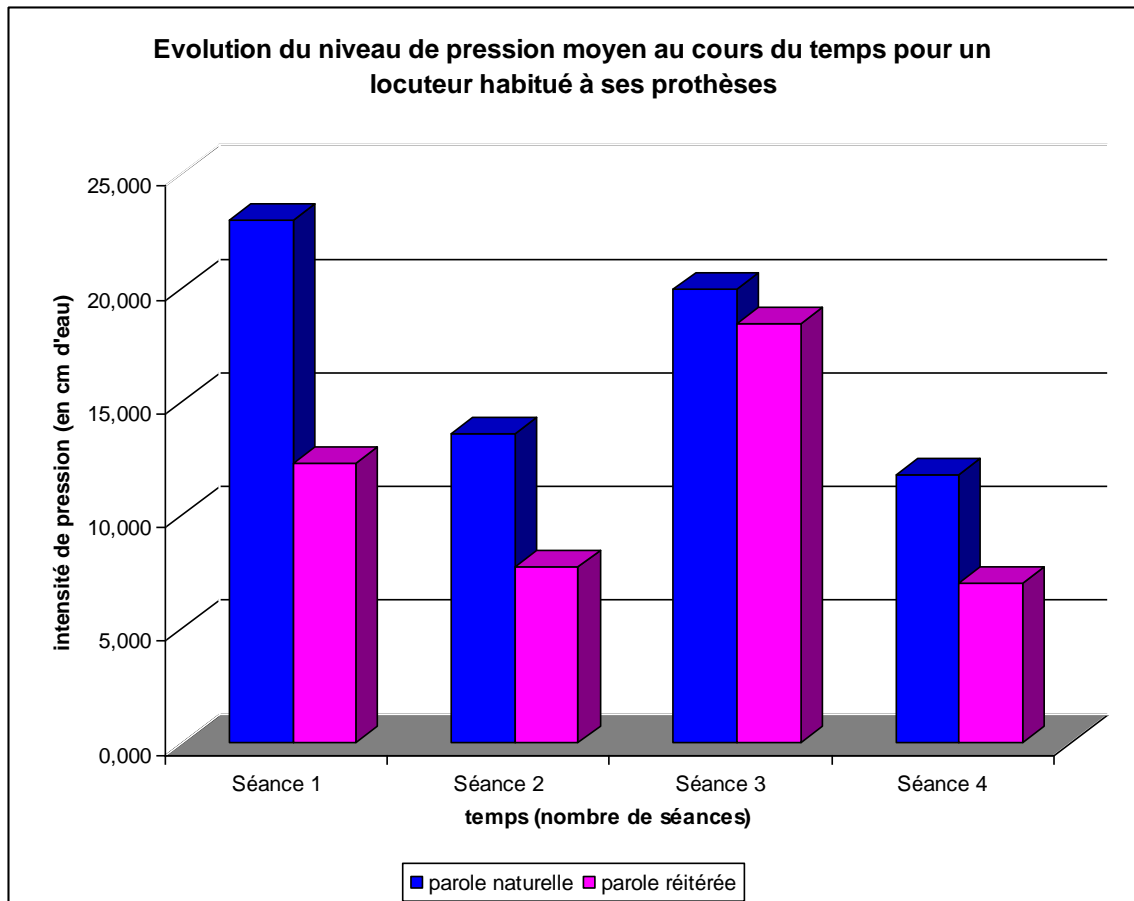


Figure 29 : Niveaux de pression moyen pour la parole naturelle et la parole réitérée chez le locuteur LEN durant 4 séances (condition expérimentale CS).

Deux autres études rapportent des valeurs maximales de pression, lors de la déglutition, de l'ordre de 50 kPa, mais avec des dispositifs d'enregistrement invasifs. [64,65]. Elles mettent, par ailleurs, en évidence, une **variabilité importante** intra et inter individuelle des résultats.

La figure 29 illustre la variabilité intralocuteur du niveau de pression moyen durant 4 séances d'enregistrement. Elle concerne la production de parole naturelle comme la production de parole réitérée. Comme nos hypothèses le laissaient supposer, on n'observe pas d'effets d'apprentissage au cours de ces 4 séances : le niveau de variabilité change d'une séance à l'autre mais de manière erratique qui ne traduit pas de tendance à la diminution.

De plus, les différences entre le niveau de pression moyen utilisé pour la parole naturelle et celui utilisé pour la parole réitérée, observables sur la figure 1, ne sont statistiquement pas significatives compte tenu de la variance des distributions (cf. l'exemple donné figure 30). L'ensemble des enregistrements met en évidence de grandes différences d'un locuteur à l'autre pour le niveau moyen de pression utilisé dans ces 2 types de parole (du simple au double).

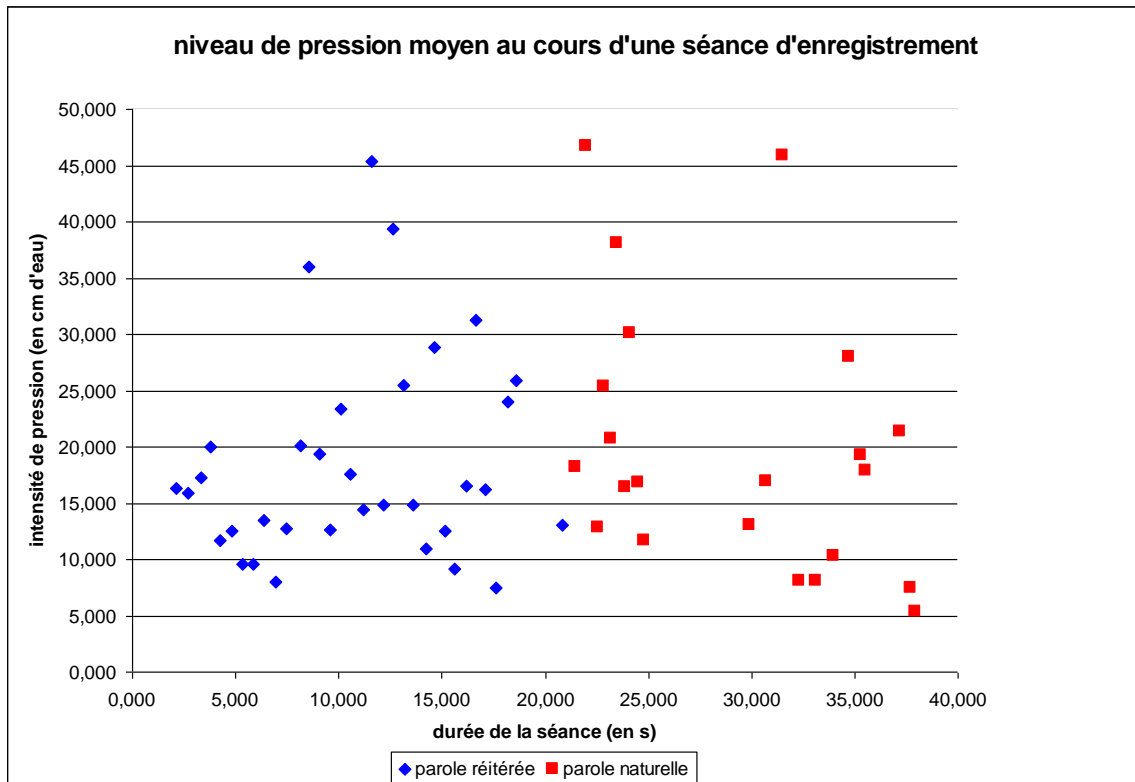


Figure 30 : Niveau de pression enregistré au cours d'une séance expérimental chez le sujet LEN. La séquence de parole réitérée précède celle de parole naturelle (condition expérimentale CS).

6.2. DUREE DE CONTACT MOYENNE

Ce résultat n'est pas présenté dans les revues de la littérature utilisant des capteurs de pression.

Dans notre étude, cette durée varie selon les sujets entre 80 et 112 ms durant la prononciation de la phrase /totoatetesatetin/ et entre 71 et 242 ms pour la répétition de la syllabe /ta/ chez les sujets déjà appareillés.

Les résultats de l'étude mettent en évidence 2 facteurs, illustrés par l'exemple ci-dessous (figure 31) :

- La **valeur moyenne** de la durée de la pression durant la **parole réitérée** (« ta ») est **supérieure à celle de la parole naturelle** (« toto a tété sa tétine »).
- L'**écart type** des résultats en **parole réitérée** est **supérieur** à celui observé en **parole naturelle**.

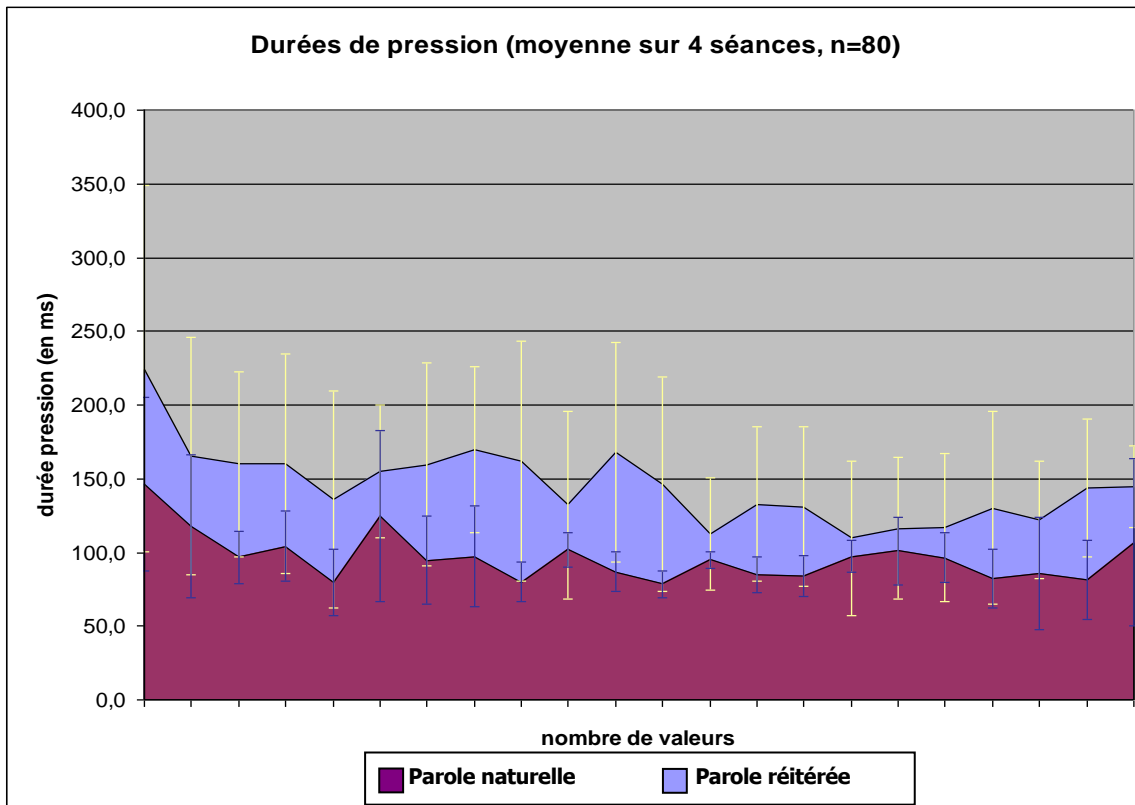


Figure 31 : Durées des pressions exercées par la langue sur le capteur, moyenne et écart-types durant 4 séances de 20 valeurs chacune chez le sujet LEN durant la condition expérimentale CS

Ces caractéristiques peuvent être mises en corrélation avec l'absence de contraintes temporelles propres à la prononciation successive de syllabes « ta » : un rythme plus lent est autorisé

Au contraire, l'enchaînement des syllabes nécessaires durant la phrase « toto a tété sa tétine » contraint la langue à des changements de position plus rapides et plus réguliers dont la seule liberté est la rapidité d'enchaînement des phrases entre elles.

La figure ci-après illustre la durée de contact plus longue de la 1^{ère} syllabe du 1^{er} mot de la phrase « toto a tété sa tétine » qui reflète la possibilité, offerte au locuteur, d'allonger la durée du contact entre les répétitions. Dans cet exemple (figure 32), on peut également voir l'absence d'allongement entre la 2^{ème} et la 3^{ème} répétition.

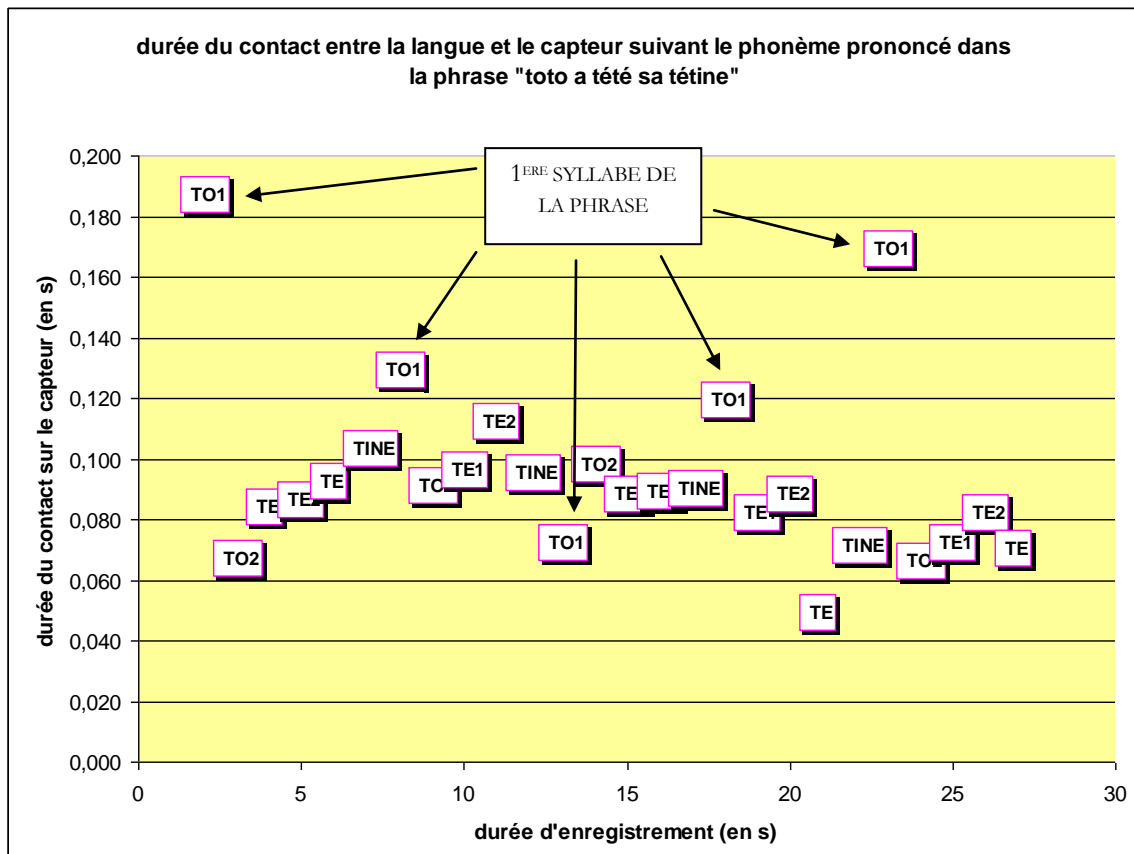


Figure 32 : Exemple de contingence lié à l'enchaînement des syllabes dans la phrase « toto a tété sa tétine » répétée 5 fois par le sujet LEN en condition expérimentale CS

Il existe de grosses différences au niveau des durées de contact moyennes entre la parole naturelle et la parole réitérée. Les durées de contact sont plus longues dans le cas de la parole réitérée à cause de l'absence de contraintes temporelles sur l'enchaînement entre les syllabes. Ces différences sont présentes pour l'ensemble des sujets.

6.3. VARIABILITE INTRASUJET

Au vu de la variabilité intra-locuteur (figure 32) concernant la durée moyenne des contacts de la langue sur le capteur, nous nous sommes intéressés à cette variabilité pour le niveau de la pression d'abord en parole réitérée puis en parole naturelle.

6.3.1. VARIABILITE INTRASUJET EN PAROLE REITEREE

La figure 33 met en évidence la décroissance du niveau de pression au cours de 20 répétitions de la syllabe « ta ». La décroissance est probablement liée à un **effet de fatigue ou de lassitude**. Cette décroissance intervient à des moments différents selon les sujets.

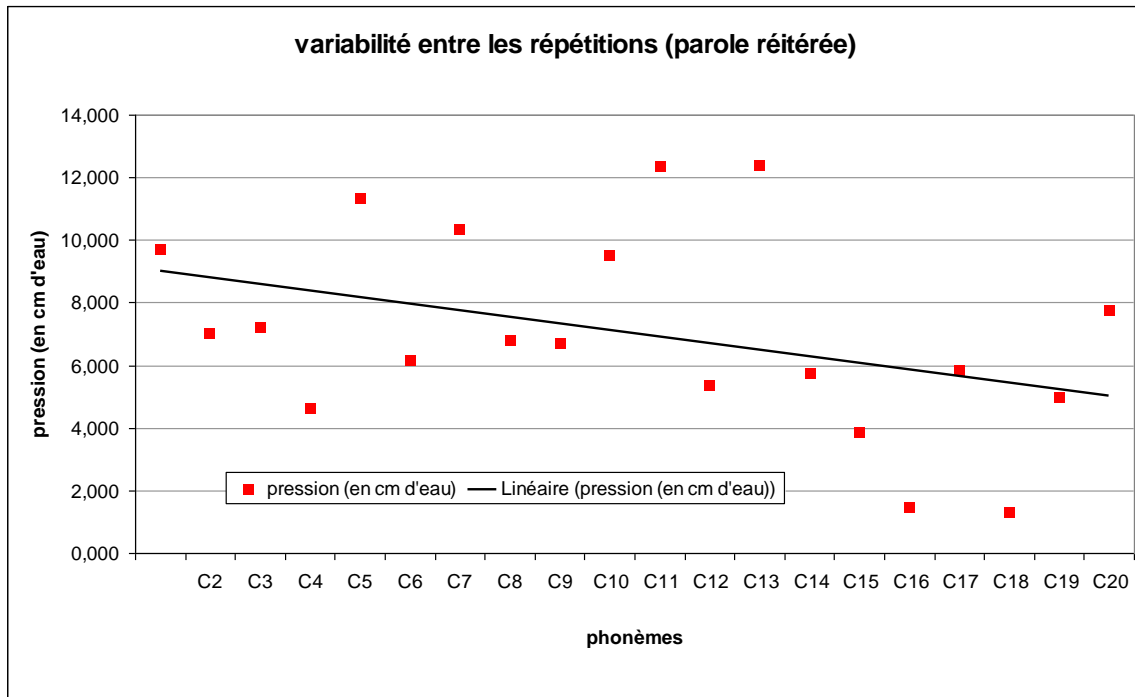


Figure 33 : Evolution de la pression au cours de 20 répétitions de monosyllabes « ta » chez le sujet SEU (condition expérimentale CS).

Nous nous sommes interrogés sur le rôle de cet effet sur le protocole expérimental. La figure 34 décrit une séance complète d'enregistrement (toutes conditions expérimentales confondues) en parole réitérée.

Nous constatons une décroissance progressive du niveau de la pression exercée par la langue sur le capteur lors de la mise en œuvre progressive des 4 conditions expérimentales (CS, C+CSQ, C+AL, AL+CSQ). Ce résultat suscite 2 questions :

- l'effet de fatigue n'influence-t-il pas les résultats au cours de la séance et ne masque-t-il pas l'influence des conditions expérimentales ?
- la parole réitérée est-elle pertinente pour étudier les mécanismes de la production de parole ?

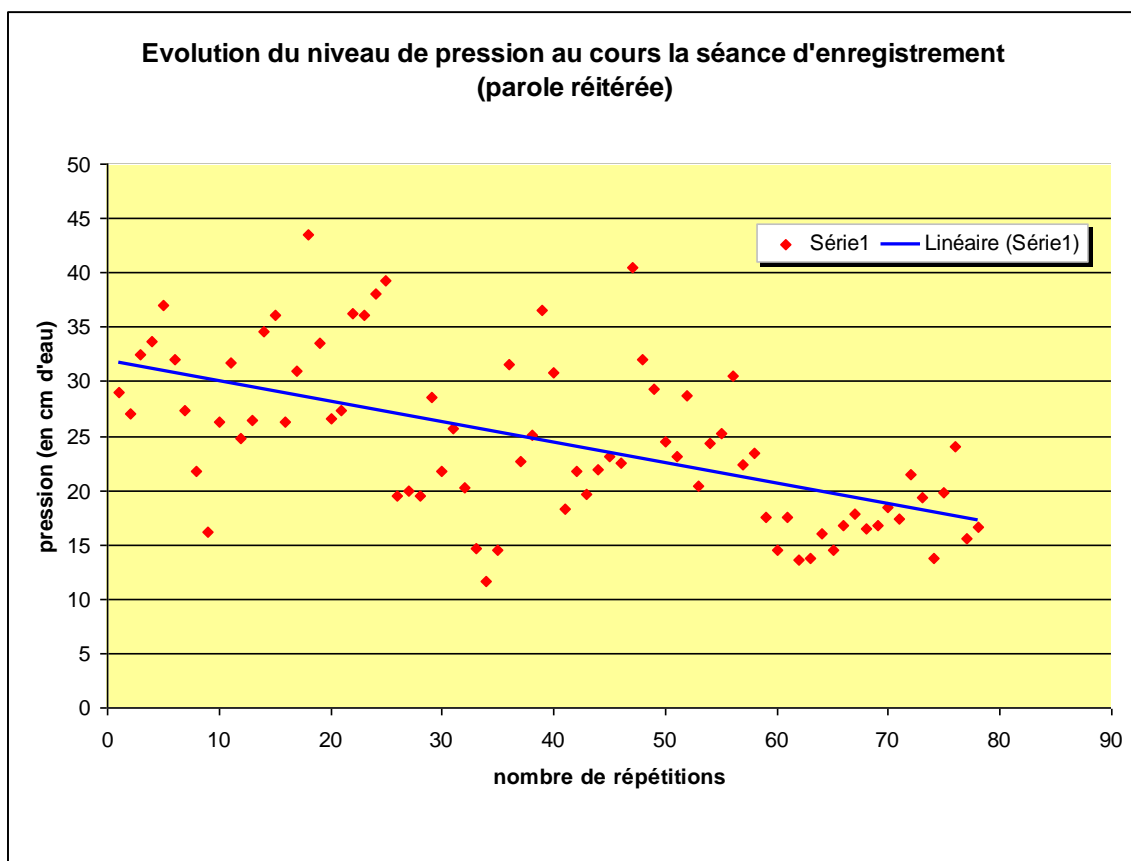


Figure 34 : Evolution du niveau de la pression exercée par la langue sur le capteur chez le sujet PER durant l'intégralité d'une séance d'enregistrement. Les conditions expérimentales sont mises en œuvre les unes après les autres (capteur seul, puis masquage du feed-back auditif, puis masquage du feedback orosensoriel et enfin masquage des 2 feedback) La séance d'enregistrement ne concerne ici que la production de parole réitérée.

Le dispositif expérimental permet de rendre compte de l'effet de fatigue ou de lassitude.

6.3.2. VARIABILITE INTRASUJET EN PAROLE NATURELLE

Au vu de l'effet de fatigue détecté en parole réitérée et mis en évidence par le dispositif expérimental nous sommes intéressés aux variations intrasujets du niveau de pression en parole naturelle.

La figure 35 met en évidence, chez un sujet habitué à ses prothèses, l'existence d'un **patron**, concernant l'évolution du niveau de la pression, reproductible entre les différentes répétitions en rapport avec les phonèmes prononcés. Ce patron se caractérise pour chaque répétition de l'ensemble /totoatetesatetin/ par un niveau de pression en général plus fort pour la 1^{ère} syllabe /to/, mais surtout par une diminution globale du niveau de la pression, systématique pour toutes les répétitions, pour tous les locuteurs, de la dernière syllabe.

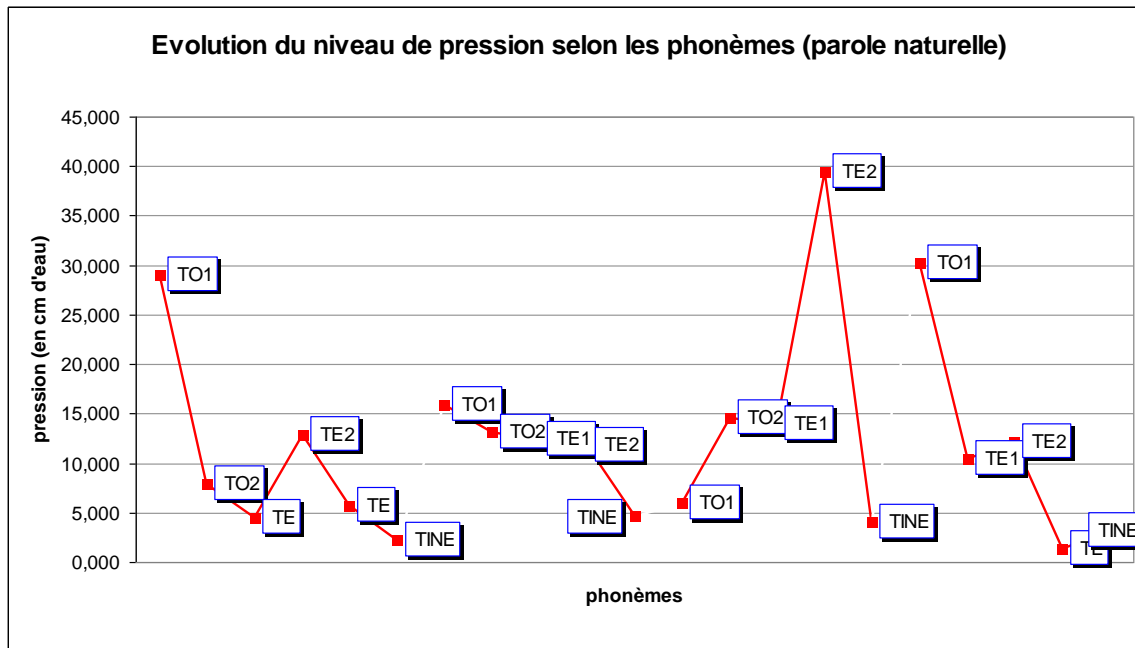


Figure 35 : 4 Répétitions de la phrase « Toto a tété sa tétine ». Evolution de la pression de contact exercée par la langue sur le sujet LEN en condition expérimentale CS.

Ce résultat est à mettre en relation avec les mesures articulatoires et acoustiques publiées dans la littérature sur la variation du signal de parole aux frontières de groupe prosodique [66 à 70]

Le dispositif de mesure Presla » permet ainsi de mettre en évidence les frontières prosodiques à partir des niveaux de pression enregistrées par l'appui de la langue sur le capteur. Ainsi que le suggère le modèle prosodique hiérarchique proposé par Jun & Fougeron [71], on constate que les frontières de phrase sont davantage mises en évidence que les frontières de mots.

6.4. LIEN AVEC L'ACOUSTIQUE

6.4.1. MESURE DES DUREES DE TENUE ACOUSTIQUE : DIFFERENCE ENTRE PAROLE REITEREE ET PAROLE NATURELLE.

Nous calculons donc la différence entre la durée de la pression, issue du signal mécanique et la durée de la tenue, issue du signal acoustique pour explorer la relation entre ces 2 phénomènes.

La figure 36 met en évidence la relative constance de cette différence en parole naturelle par rapport à celle observée en parole réitérée qui est très variable. Cette variabilité observée en parole réitérée est liée, nous l'avons dit, à l'absence de contraintes temporelles sur l'enchaînement des syllabes en parole réitérée. Dans le cas des mesures acoustiques, les allongements sont encore plus

importants que ceux qui étaient observées sur les mesures de pression, car les zones de silence incluent à la fois l'allongement de la durée de contact et des pauses entre les syllabes.

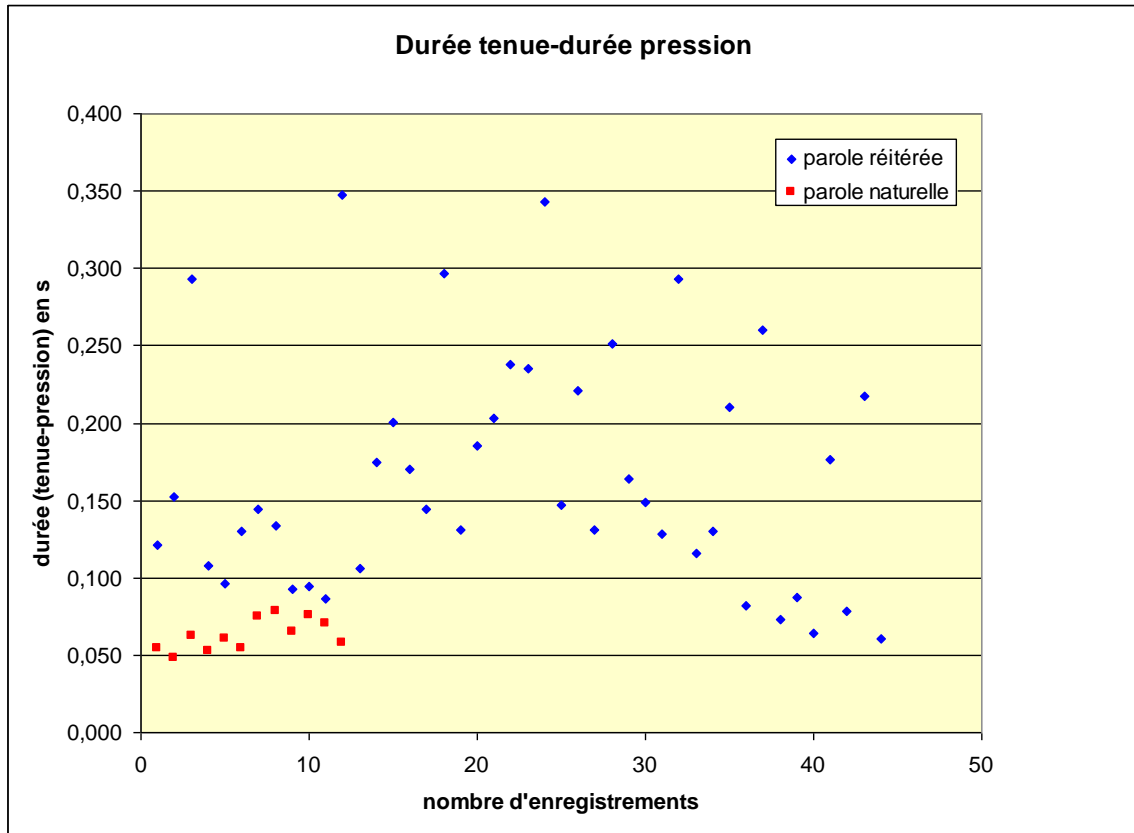


Figure 36 : Comparaison des différences entre durée tenue et durée pression en parole naturelle et en parole réitérée (sujet SEU) en condition expérimentale CS.

6.4.2. MESURE DE L'INTENSITE ACOUSTIQUE.

La prosodie définit les caractéristiques de la parole qui permettent sa perception comme un **flux auditif cohérent, rythmé et intonné de façon naturelle**. [42] Les paramètres intervenant dans ce mécanisme sont la hauteur, l'intensité de la voix et la durée des segments syllabiques.

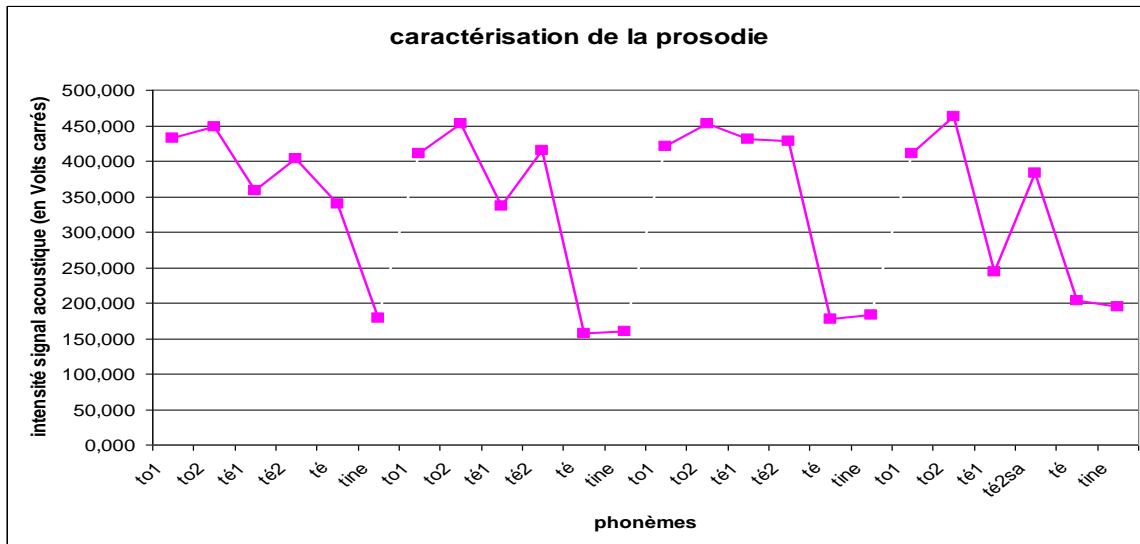


Figure 37 : Mise en évidence de la prosodie, à partir de l'intensité acoustique, lors de 4 répétitions de la phrase « toto a tété sa tétine » pour le locuteur THEJ.

La mesure de l'intensité du signal acoustique dans le temps permet de mettre en évidence les frontières prosodiques de la parole (figure 37), ainsi que nous l'avons relevé plus haut pour le niveau de pression mécanique (figure 35)

On peut constater, dans la figure 37, l'existence **d'un patron pour chacune des répétitions** de la phrase /totoatetesatetin/. Ces patrons ne sont pas identiques mais ont des caractéristiques communes, comme, en particulier la baisse de l'intensité du signal acoustique pour la dernière syllabe et une décroissance globale de l'intensité durant la séquence.

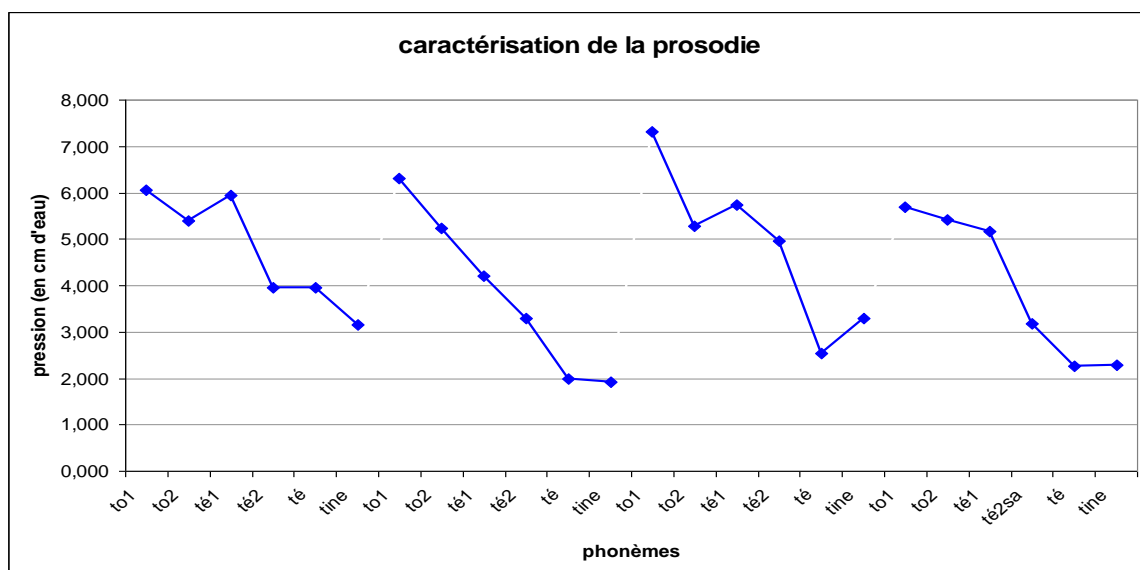


Figure 38 : Mise en évidence de la prosodie, à partir du niveau de la pression exercée par la langue sur le capteur, lors de 4 répétitions de la phrase « toto a tété sa tétine », chez le même sujet que pour la figure 9

La figure 38 met en évidence également des **patrons** en relation avec les phrases prononcées pour le même sujet que celui de la figure 37. Comme pour la figure 37, ces patrons ne sont pas identiques mais présentent des caractéristiques communes, comme une pression plus marquée au niveau de la 1^{ère} syllabe, mais surtout une **décroissance globale**, constante pour toutes répétitions.

Cette caractérisation entre les patrons de variation de la pression et les frontières prosodiques traduit le bien-fondé de nos mesures et témoigne de la qualité du dispositif Presla en termes de performance descriptive.

6.4.3. LIEN ENTRE L'OUVERTURE DU CONDUIT VOCAL ET LA GENERATION DU BRUIT

Il est décrit par la différence entre la fin de la tenue et la fin de la pression (figure 39).

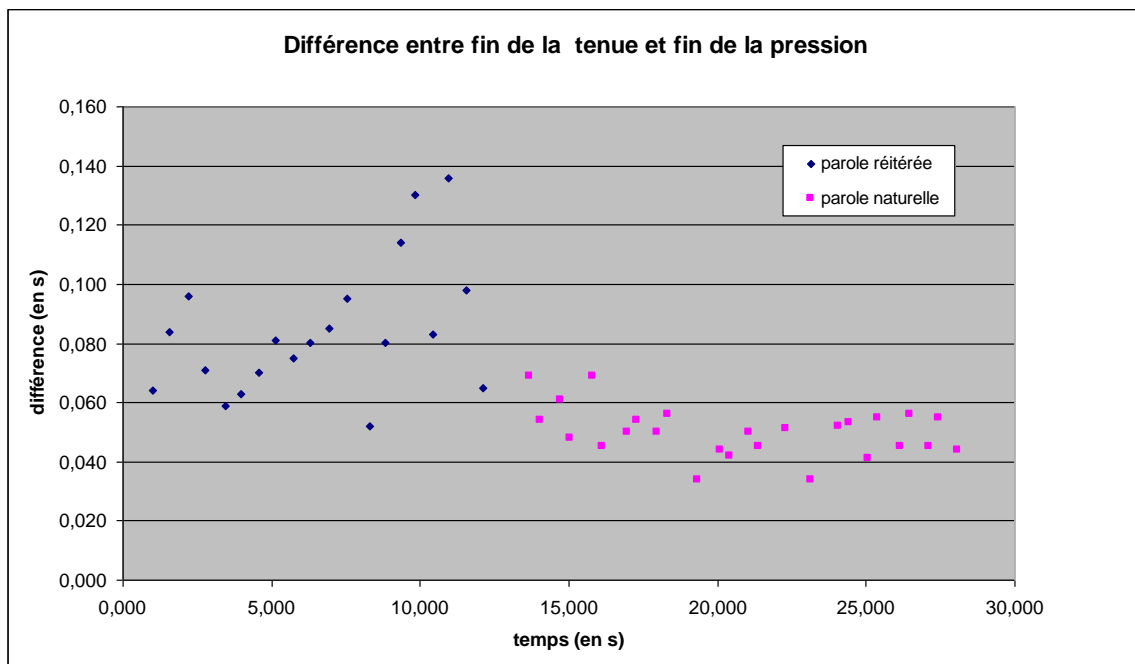


Figure 39 : Lien entre l'ouverture du conduit vocal et la génération du bruit chez le sujet LEN en condition expérimentale CS.

Les valeurs observées de pour ce paramètre suggèrent qu'il existe un **temps minimum** entre le relâchement de la pression sur le capteur et l'apparition du bruit, c'est-à-dire le moment où le conduit vocal s'ouvre et où la turbulence acoustique se produit.

Il n'existe pas de relation entre la valeur observée durant la répétition de syllabes « ta » et durant la phrase « toto a tété sa tétine », comme l'illustrent la figure 40 .

De même, il existe **une importance variabilité suivant les sujets**: Les valeurs moyennes observées varient de 5 à 50 ms. Il est donc probable que cette durée ne soit pas influencée par des conditions aérodynamiques. Cette variabilité de mesure peut avoir plusieurs origines :

- forme différente du conduit vocal au niveau de la cavité buccale
- volume et mobilité de la langue soumise à une forte variabilité individuelle
- emplacement du capteur différent pour chaque sujet.
- pression d'air émis par les poumons, variable selon les sujets.

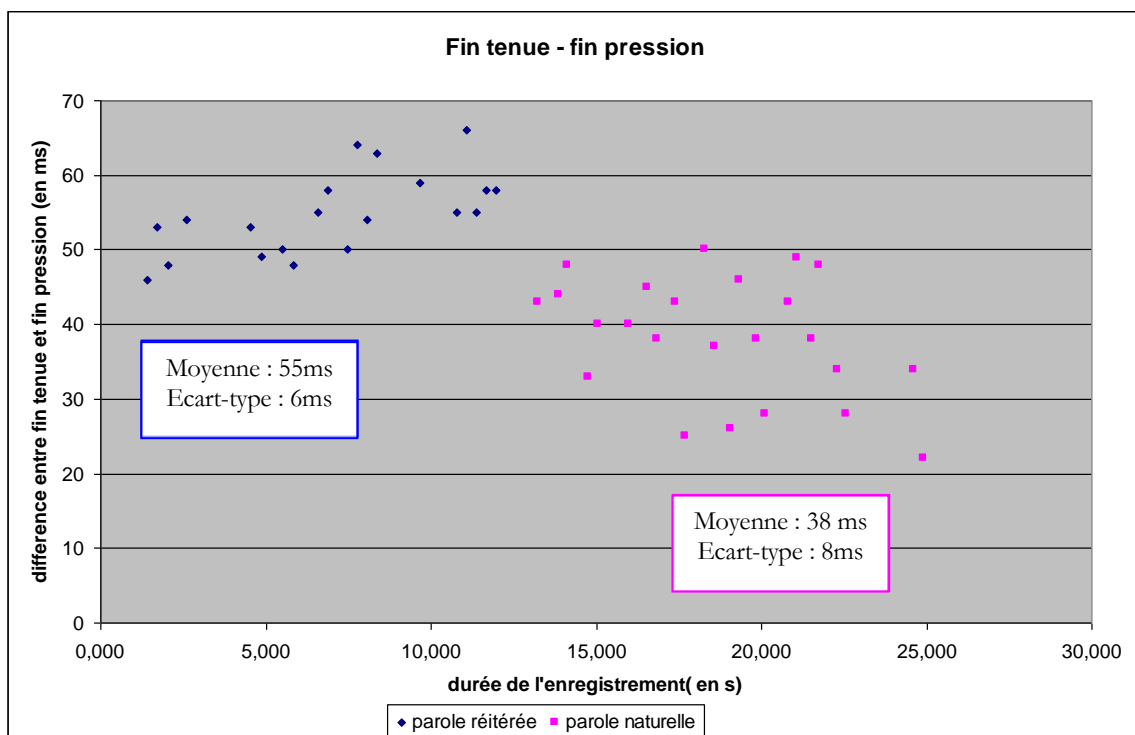


Figure 40 : Représentation des valeurs calculées entre les fins de tenue et de pression chez le sujet LEN dans un 2^{ème} exemple.

7..... RECHERCHE DE MECANISMES D'APPRENTISSAGE

7.1.....Rappel des hypothèses

7.2Sujets habitués à leur prothèse

7.3Sujets nouveaux porteurs de prothèse

7.3.1Ce que le niveau moyen de pression nous dit sur
l'apprentissage

7.3.2.....Suivi de l'évolution des caractéristiques
temporelles de l'acoustique

7.4Conclusion sur l'évolution des mécanismes
d'apprentissage

7.5Mise en évidence de l'effet Lombard

7.5.1Mécanismes d'adaptation en milieu bruité

7.5.2.....Variations de l'intensité acoustique selon les
conditions expérimentales

7. RECHERCHE DE MECANISMES

D'APPRENTISSAGE

Nous avons donc caractérisé les paramètres informatifs de la production de parole, pour la consonne /t/ considérée, dans ce que nous considérons comme de la parole naturelle, c'est-à-dire chez le sujet habitué à ses prothèses en condition expérimentale non perturbée (capteur seul : CS). Nous allons à présent nous intéresser aux mécanismes d'apprentissage susceptible d'être mis en jeu après introduction d'une perturbation de la production de la parole.

7.1. RAPPEL DES HYPOTHÈSES

On étudie 2 populations:

- les sujets habitués à leurs prothèses, donc susceptibles de mettre en oeuvre une production de parole "normale"
- les sujets novices qui devraient être perturbés par l'introduction de la nouvelle prothèse.

On s'attend à trouver, chez ces sujets une évolution des mesures, locuteur par locuteur, d'une séance à l'autre. Ces différences devraient être plus marquées en l'absence de feed-back auditif ou sensoriel, enfin, elles ne devraient pas apparaître pour les sujets normaux.

7.2. SUJETS HABITUÉS A LEUR PROTHESE

Nous ne présenterons que les niveaux de pression dans cet exemple puisque les paramètres acoustiques seront, par hypothèse, considérés comme normaux si les niveaux de pression mécaniques ne sont pas perturbés.

Moyenne des valeurs par séance et écart type entre parenthèses ($n_{\text{tableau}} =$ 652)		Niveau moyen de Pression (en cm H ₂ O)			
		Séance initiale	Au cours du 1 ^{er} mois	Au cours du 2 ^{ème} mois	Au cours du 3 ^{ème} mois
CS	Parole réitérée	12,3 (3,6)	7,7 (5,6)	18,4 (9,1)	7,0 (3,2)
C+CSQ		12,3 (5)	9,0 (4,3)	13,7 (6,1)	8,9 (5,0)
C+AL		16,0 (4,2)		15,9 (7,0)	2,4 (2,4)
C+AL+CSQ		13,9 (5,7)	7,3 (4,9)	17,5 (9,0)	4,4 (4,2)
CS	Parole naturelle	23,0 (7,4)	13,6 (6,2)	19,9 (11,7)	11,8 (9,4)
C+CSQ		17,7 (7,5)	11,1 (4,1)	18,1 (7,5)	12,1 (4,9)
C+AL		13,9 (7,5)		20,8 (10,6)	9,6 (8,7)
C+AL+CSQ		14,7 (10,4)	9,3 (5,9)	19,6 (9,2)	7,2 (4,5)

Tableau 1 : Niveaux moyens de pression selon les conditions expérimentales, chez le sujet LEN sur un exemple de 4 séances. (Parole naturelle et parole réitérée)

Le tableau ci-dessus ne permet pas de distinguer d'évolutions avec le temps qui soient caractéristiques d'un apprentissage. Il existe des variations mais elles ne sont pas systématiquement dans la même direction. La différence entre parole réitérée et parole naturelle existe quelle que soit la condition et quelle que soit la séance considérée. Enfin au sein d'une même séance, on peut remarquer une absence de relation entre le niveau de pression moyen et les conditions expérimentales quel que soit le type de parole.

De même, ces figures montrent une importante variabilité pour un même locuteur entre les séances.

7.3. SUJETS NOUVEAUX PORTEURS DE PROTHESE

7.3.1. CE QUE LE NIVEAU MOYEN DE PRESSION NOUS DIT SUR

L'APPRENTISSAGE

Nous nous intéressons aux sujets « novices », dans les jours qui suivent la mise en place de la prothèse, pour examiner si, en accord avec nos hypothèses, nous observons des variations entre les séances, notamment lors des conditions expérimentales de masquage des feedback

Moyenne des valeurs de la séance et écart type entre parenthèses (n _{tableau} = 309)		Niveau moyen de Pression (en cm H ₂ O)	
		Séance initiale	Au cours de la 1 ^{ère} semaine
CS	Parole réitérée	10,8 (3,6)	6,4 (1,4)
C+CSQ		5,3 (1,8)	6,0 (1,6)
C+AL		10,3 (3,9)	5,2 (0,8)
C+AL+CSQ		9,2 (2,1)	5,4 (1,5)
CS	Parole naturelle	10,6 (6,2)	7,5 (2,6)
C+CSQ		10,5 (4,5)	5,6 (2,0)
C+AL		12,1 (4,2)	4,6 (1,6)
C+AL+CSQ		9,0 (2,5)	4,4 (1,5)

Tableau 2 : Niveau moyen de pression pour le sujet THE au cours de la 1^{ère} semaine d'enregistrement

La tendance observée au cours de ces 2 séances est la même que celle des sujets habitués à leur prothèse, c'est-à-dire une absence de corrélation entre les niveaux de pression et les conditions expérimentales et une grande variabilité intra sujet entre les séances.

On peut néanmoins noter la diminution de l'écart type, c'est-à-dire une moindre variabilité des niveaux de pression, pour le sujet THE (tableau 2) au bout de la 1^{ère} semaine de port de la prothèse. Ce résultat est retrouvé dans le tableau ci-dessous, pour les valeurs de la 1^{ère} semaine, en dépit des valeurs manquantes, pour un autre autre sujet novice.

Le tableau 3 montre, à partir de la 2^{ème} semaine une augmentation des écart-types, et une variabilité semblable à celle des sujets habitués à leurs prothèse (exemple tableau 1) qui, s'il n'explique pas les

phénomènes d'apprentissage pourrait en traduire l'effet. En effet, tous les sujets considérés comme habitués à leur prothèse présentent une grande variabilité entre les niveaux de pression même au bout de plusieurs semaines d'enregistrement (cf. tableau 1).

Cette faible variabilité de l'écart type durant les première semaine doit être confirmée par d'autres études, cependant, elle pourrait être interprétée comme un plus grand soin apporté par les novices à l'articulation. Cela ne traduit certes pas un mécanisme d'apprentissage, mais un mécanisme attentionnel traduisant le caractère perturbateur de la tâche.

Moyenne des valeurs de la séance et écart type entre parenthèses ($n_{\text{tableau}} = 223$)		Niveau moyen de Pression (en cm H ₂ O)		
		Au cours de la 1 ^{ère} semaine	Au cours de la 2 ^{ème} semaine	Au cours du 1 ^{er} mois
CS	Parole réitérée	8,0 (0,6)	13,0 (2,5)	(*)
C+CSQ		(*)	16,5 (5,5)	24,6 (6,6)
C+AL		(*)	9,3 (1,3)	14,3 (3,3)
C+AL+CSQ		11,9 (2,9)	17,6 (7,7)	12,6 (2,5)
CS	Parole naturelle	7,8 (0,5)	11,5 (2,9)	(*)
C+CSQ		(*)	10,4 (2,9)	18,3 (6,8)
C+AL		(*)	8,9 (1,5)	14,0 (7,5)
C+AL+CSQ		9,3 (1,1)	14,9 (5,2)	12,4 (4,3)

Tableau 3 : Niveau moyen de pression pour le sujet BRU au cours de la 1^{ère} semaine d'enregistrement

Pour les données recueillies après la 1^{ère} semaine de port de la prothèse, le tableau 3 confirme la tendance observée dans le tableau 1, c'est-à-dire une absence de relation entre niveau de pression moyenne et phénomène d'apprentissage. Il confirme la grande variabilité intra et intersujets.

L'évolution du niveau de pression moyenne au cours des premières séances d'enregistrement suivant la pose d'une nouvelle prothèse ne permet pas de mettre en évidence un phénomène d'apprentissage que ce soit en présence de perturbations de l'articulation (anesthésie) ou de l'audition (masquage auditif) ou en condition normale.

7.3.2. SUIVI DE L'EVOLUTION DES CARACTERISTIQUES TEMPORELLES DE ACOUSTIQUE

Malgré l'absence d'indices d'apprentissage détectés en regardant les niveaux de pression moyenne, nous allons examiner les caractéristiques temporelles de l'acoustique (durée du bruit, durée du VOT) pour voir s'il n'existe pas un effet de gêne non perceptible sur les mesures de pression.

7.3.2.1. Durée du bruit

Moyenne des valeurs de la séance et écart type entre parenthèses		Durée du bruit (en ms)	
		Séance initiale	Au cours de la 1 ^{ère} semaine
CS	Parole réitérée	17 (6)	14 (4)
C+CSQ		10 (3)	10 (2)
C+AL		16 (7)	11 (4)
C+AL+CSQ		10 (3)	10 (1)
CS	Parole naturelle	21 (6)	14 (5)
C+CSQ		17 (5)	17 (5)
C+AL		17 (7)	17 (6)
C+AL+CSQ		15 (4)	16 (5)

Tableau 4 : Durée du bruit pour le sujet THE au cours de la 1^{ère} semaine d'enregistrement

Les tableaux 4 et 5 ne permettent pas de mettre en évidence de gêne décelable au niveau des paramètres acoustiques.

Moyenne des valeurs de la séance et écart type entre parenthèses		Durée du bruit (en ms)		
		Séance initiale	Au cours de la 1 ^{ère} semaine	Au cours du 1 ^{er} mois
CS	Parole répétée	10 (5)	14 (6)	(*)
C+CSQ		(*)	17 (10)	8 (1)
C+AL		(*)	16 (5)	7 (2)
C+AL+CSQ		10 (3)	13 (6)	7 (2)
CS	Parole naturelle	14 (6)	20 (9)	(*)
C+CSQ		(*)	16 (6)	10 (4)
C+AL		(*)	21 (10)	12 (6)
C+AL+CSQ		18 (6)	16 (6)	13 (6)

Tableau 5 : Durée du bruit pour le sujet BRU au cours des 1^{ères} séances d'enregistrement

7.3.2.2. Durée du VOT

Moyenne des valeurs de la séance et écart type entre parenthèses		Durée du VOT (en ms)	
		Séance initiale	Au cours de la 1 ^{ère} semaine
CS	Parole répétée	19 (6)	18 (6)
C+CSQ		15 (4)	12 (2)
C+AL		18 (8)	17 (7)
C+AL+CSQ		13 (3)	13 (2)
CS	Parole naturelle	25 (7)	19 (6)
C+CSQ		18 (5)	19 (5)
C+AL		21 (8)	21 (8)
C+AL+CSQ		17 (4)	18 (5)

Tableau 6 : Durée du VOT pour le sujet THE au cours de la 1^{ère} semaine d'enregistrement

Moyenne des valeurs de la séance et écart type entre parenthèses		Durée du VOT (en ms)		
		Séance initiale	Au cours de la 1 ^{ère} semaine	Au cours du 1 ^{er} mois
CS	Parole réitérée	16 (4)	17 (5)	(*)
C+CSQ		(*)	21 (11)	9 (1)
C+AL		(*)	23 (6)	15 (4)
C+AL+CSQ		13 (4)	17 (7)	9(2)
CS	Parole naturelle	26 (13)	23 (9)	(*)
C+CSQ		(*)	21 (6)	17 (6)
C+AL		(*)	29 (9)	30 (7)
C+AL+CSQ		23 (15)	21 (7)	22 (12)

Tableau 7 : Durée du VOT pour le sujet BRU au cours des 1^{ères} séances d'enregistrement

L'examen des durées du VOT (tableaux 6 et 7) ne semblent pas indiquer de différences au cours de séances quelles que soient les conditions expérimentales. Seule une différence entre parole naturelle et parole réitérée peut être suggérée.

L'analyse des caractéristiques temporelles de l'acoustique confirme celle des niveaux de pression. En effet, aucune différence susceptible de déceler un effet de gêne, non perceptible au niveau des mesures de pression, ne peut être détectée après études des durées de bruit et de VOT.

7.4. CONCLUSION SUR LA DETECTION DES MECANISMES

D'APPRENTISSAGE

L'étude des paramètres caractéristiques de l'acoustique et ceux issus du capteur de pression ne permet pas de mettre en évidence de mécanisme d'apprentissage. L'hypothèse que nous avons faite, selon laquelle les locuteurs portant pour la première fois une prothèse dentaire complète ne semble pourtant pas pouvoir être remise en cause. Nous sommes donc vraisemblablement en face d'un phénomène d'adaptation très rapide prenant place dans les quelques minutes suivant l'insertion de

la nouvelle prothèse dans la bouche du patient. Cette adaptation très rapide est en contradiction avec les observations de McFarland et coll. (1996) [72] qui montraient que l'insertion d'un faux palais perturbait grandement la production du /s/, et celles de et Baum & McFarland [73] qui montraient, pour des perturbations identiques et pour la production de la même fricative, un effet d'apprentissage et d'amélioration avec le temps. Deux explications potentielles peuvent justifier ces différences de résultats :

- la production de la fricative /s/ nécessite une précision articuloire plus grande que celle de la plosive /t/ qui, si on en croit Fuchs et al. (2006) [40], pourrait être un simple geste de type balistique...
- les patients édentés ont eu à faire face à une telle variété de perturbations dans leur bouche (prothèses fixées unitaires, plurales, prothèse adjointe partielle d'étendue variable, prothèses de transition, absence de certaines dents) qu'ils ont développé une capacité d'adaptation très supérieure à la moyenne des autres locuteurs.

7.5. MISE EN EVIDENCE DE L'EFFET LOMBARD

Nos expériences nous ont amenés à étudier l'évolution des interactions langues/palais/dents en présence d'une perturbation du feedback auditif par masquage à l'aide d'un bruit blanc (conditions C + CSQ et AL + CSQ). Nous voulions ainsi tester les différences de comportements entre nos deux catégories de sujets. En fin de compte, il s'avère que ces deux catégories ne présentent pas de différences comportementales évidentes. Les 5 sujets étudiés nous donnent donc la possibilité d'étudier les variations potentielles du niveau de pression linguale contre le palais lors de l'articulation de la parole en présence de bruit.

En effet, il est connu que dans un environnement bruyant, le locuteur modifie sa façon de parler. Ce phénomène est connu sous le nom d'effet Lombard et consiste principalement à parler plus fort et plus aigu. Il est également caractérisé par des réorganisations articuloires prosodiques ainsi que par des changements de contenu spectral et de formants pour les voyelles [74] qui traduisent un effort vocal.

La question est de savoir si, comme le suggèrent Garnier et coll. [75], l'effet Lombard s'accompagne d'un effort articuloire. Cet effort articuloire pourrait être mesuré par un niveau de pression plus grand, traduisant un recrutement musculaire plus important.

7.5.1. MECANISMES D'ADAPTATION EN MILIEU BRUITE

D'un point de vue cognitif, il est possible qu'un locuteur n'adopte pas le même mode d'adaptation pour tous les niveaux de bruit dans lesquels il est immergé. Cette hypothèse est étayée par plusieurs constatations :

- L'intelligibilité augmente avec une intensité croissante de la voix puis diminue avec une très forte intensité.
- L'adaptation au bruit est contrainte par des limitations physiologiques, phonologiques et sociales

En effet, différentes stratégies d'adaptation sont à la disposition du locuteur :

- augmentation du rapport voix/bruit
- hyper articulation
- renforcements des indices audio ou visuels caractérisant les segments phonétiques
- ralentissement du débit de parole [74]

L'augmentation d'intensité concerne aussi bien les consonnes que les voyelles. [75] Elle est particulièrement marquée sur la 1^{ère} syllabe des mots (S1). De même en cas de ralentissement du débit de parole, S1 est particulièrement ralentie. [75]

Lors de répétition de phrases, Garnier note que les 2 premières répétitions font appel la même stratégie d'adaptation, parmi celles possibles, mais qu'à la 3^{ème} répétition, ils en adoptent une autre. Ceci témoigne selon les auteurs d'une réévaluation de la situation et d'une réadaptation. [75]

7.5.2. VARIATIONS DE L'INTENSITE ACOUSTIQUE SELON LES CONDITIONS EXPERIMENTALES

Les tableaux 8 et 9 et les figures 41 et 42 ci-dessous illustrent l'augmentation d'intensité du signal sonore dans les conditions expérimentales de casque bruité avec (C + CSQ) ou sans anesthésie linguale (AL + CSQ). La comparaison est faite respectivement avec la condition capteur seul (CS) et capteur + anesthésie linguale (C + AL).

Suivant les sujets, l'augmentation de cette intensité est plus ou moins forte, mais elle est toujours observée.

La valeur p est la p-value du test de Mann-Withney (p exprime la probabilité de rejeter H_0 à tort alors que H_0 est vraie).

Condition expérimentale (sujet normal)	Intensité du signal acoustique pour /ta/ (en V ²)		Coefficient multiplicateur p-value (test de Mann-Withney)	Intensité du signal acoustique pour /toto a tête sa tétine/ (en V ²)		Coefficient multiplicateur p-value (test de Mann-Withney)
	moyenne	Ecart type		moyenne	Ecart type	
CS	11,97	5,22	*4,35	7,51	3,64	*4,58
C+CSQ	52,12	21,65	p<0,01%	34,94	8,11	p<0,01%
C+AL	11,56	6,83	*4,41	9,28	2,85	* 3,66
AL+CSQ	50,95	21,84	p<0,01%	33,94	19,15	p<0,01%

Tableau 8 : Comparaison de la différence entre 2 populations (avec ou sans masquage du feed-back auditif), mise en évidence de l'effet Lombard chez le sujet LEN

Condition expérimentale (Sujet novice)	Intensité du signal acoustique pour /ta/ (en V ²)		Coefficient multiplicateur p-value (test de Mann-Withney)	Intensité du signal acoustique pour /toto a tête sa tétine/ (en V ²)		Coefficient multiplicateur p-value (test de Mann-Withney)
	moyenne	Ecart type		moyenne	Ecart type	
CS	14,76	15,84	*6,65	14,53	11,19	*2,79
C+CSQ	98,09	23,14	p<0,01%	40,50	34,51	p<0,6%
C+AL	3,65	11,32	*45,67	5,57	4,60	*12,99
AL+CSQ	166,70	31,75	p<0,01%	72,34	37,50	p<0,01%

Tableau 9 : Comparaison de la différence entre 2 populations (avec ou sans masquage du feed-back auditif), mise en évidence de l'effet Lombard chez le sujet BRU.

Pour toutes les séances et tous les sujets, il existe une différence significative entre l'intensité du signal acoustique enregistré en milieu bruité et l'intensité du signal acoustique enregistré en milieu non bruité

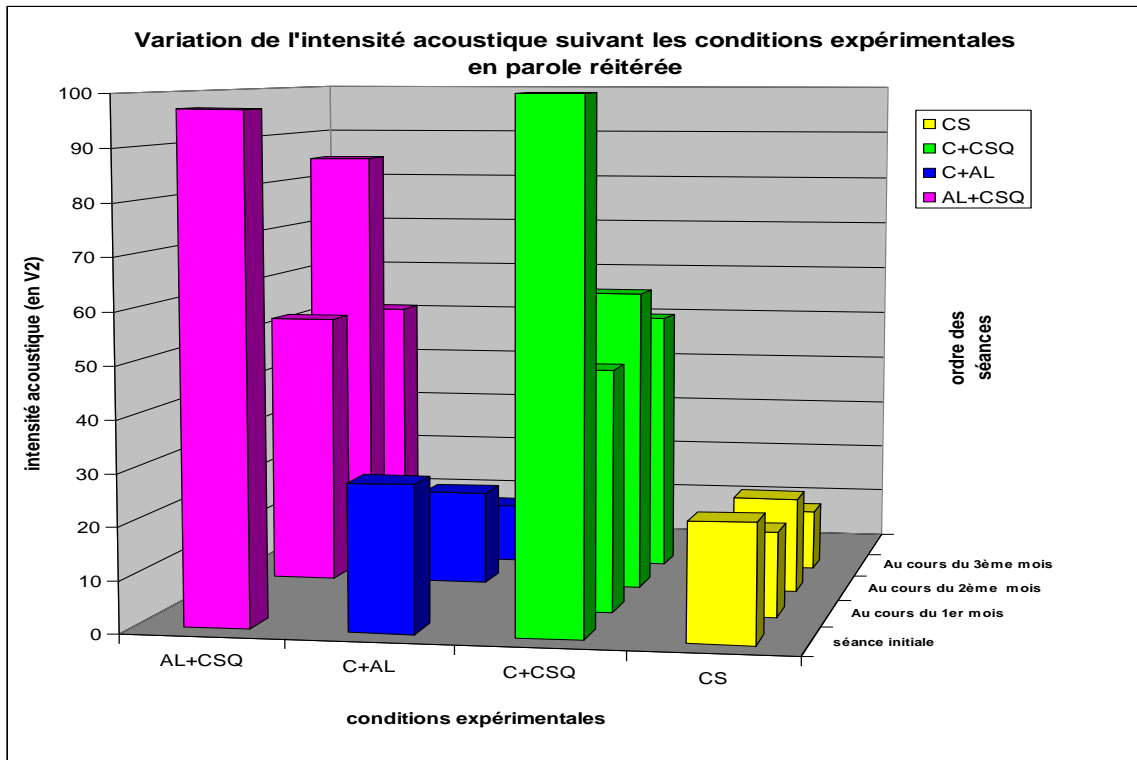


Figure 41 : Moyenne de l'intensité acoustique sur un exemple de 4 séances. Mise en évidence de l'effet Lombard par augmentation de l'intensité acoustique lorsque le feed-back auditif est masqué (conditions C+CSQ et AL+CSQ) en parole répétée

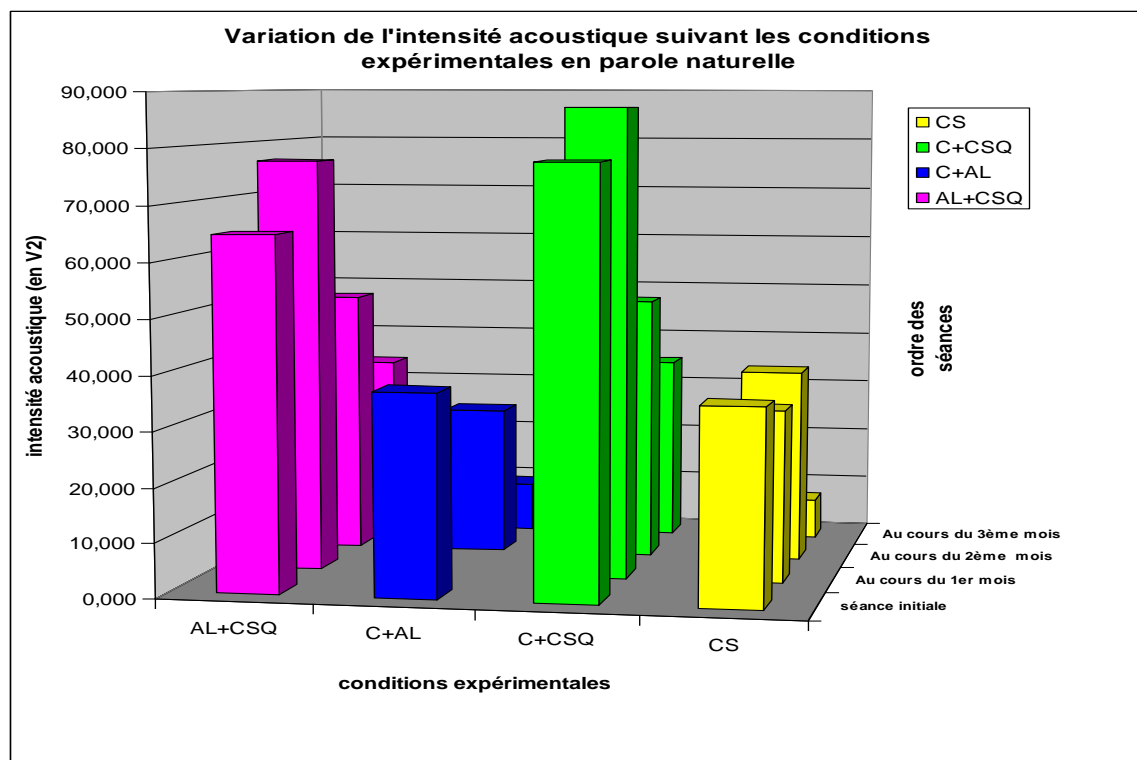


Figure 42 : Moyenne de l'intensité acoustique sur un exemple de 4 séances. Mise en évidence de l'effet Lombard par augmentation de l'intensité acoustique lorsque le feed-back auditif est masqué (conditions C+CSQ et AL+CSQ) en parole naturelle.

L'effet Lombard se traduit sur nos enregistrements par une augmentation de l'intensité du signal acoustique, tout au long des séances que les sujets soient nouvellement appareillés ou pas. Cet effet est valable aussi bien en parole réitérée qu'en parole naturelle. Il traduit l'effort vocal lié à l'effet Lombard.

Nous avons ensuite testé la corrélation entre l'intensité du signal acoustique et le niveau de pression. Les résultats figurent dans les tableaux ci-dessous :

Conditions expérimentales (sujet normal)	Intensité du signal acoustique (en V ²)	Pression enregistrée par le capteur (en kPa)	p-value (comparaison de F à F _a)	Intensité du signal acoustique (en V ²)	Pression enregistrée par le capteur (en kPa)	p-value (comparaison de F à F _a)
	parole réitérée			parole naturelle		
	moyenne (écart type)	moyenne (écart type)		Moyenne (écart type)	Moyenne (écart type)	
CS	11,97 (5,22)	7,28 (3,17)	DNS	7,51 (3,64)	11,75 (9,42)	P<0,001
C+CSQ	52,12 (21,65)	8,92 (5,09)	P<0,001	34,94 (8,11)	12,12 (4,88)	DNS
C+AL	11,56 (6,83)	2,35 (2,48)	P<0,001	9,28 (2,85)	9,62 (8,73)	DNS
AL+CSQ	50,95 (21,84)	4,43 (4,19)	P<0,001	33,94 (19,15)	7,21 (4,47)	DNS

Tableau 10 : Test de corrélation entre les valeurs moyennes de l'intensité acoustique et du niveau de pression chez le locuteur LEN (sujet habitué à sa prothèse)

Conditions expérimentales (patient novice)	Intensité du signal acoustique (en V ²)	Pression enregistrée par le capteur (en kPa)	p-value (comparaison de F à F _a)	Intensité du signal acoustique (en V ²)	Pression enregistrée par le capteur (en kPa)	p-value (comparaison de F à F _a)
	Parole réitérée			Parole naturelle		
	moyenne (écart type)	moyenne (écart type)		Moyenne (écart type)	Moyenne (écart type)	
CS	299,49 (36,61)	6,42 (1,35)	DNS	184,64 (98,83)	7,52 (2,59)	DNS
C+CSQ	401,30 (23,65)	6,02 (1,64)	DNS	287,89 (91,10)	5,62 (1,98)	P<0,001
C+AL	339,83 (47,88)	5,25 (0,75)	DNS	251,73 (114,32)	4,57 (1,62)	P<0,001
AL+CSQ	410,79 (24,20)	5,44 (1,52)	DNS	337,95 (107,83)	4,42 (1,54)	P<0,001

Tableau 11 : Test de corrélation entre les valeurs moyennes de l'intensité acoustique et du niveau de pression chez le locuteur THE (sujet nouveau porteur de prothèse)

La corrélation entre le niveau de pression et l'intensité acoustique varient selon les sujets et selon les conditions expérimentales. On ne peut donc relier établir de corrélation directe entre le signal acoustique et le niveau de pression. Cette idée était déjà sous-jacente lors de la caractérisation de la prosodie (cf. 6.4.2) où les patrons mis en évidence entre ces 2 paramètres, présentaient des caractéristiques communes mais n'étaient pas directement superposables.

L'examen des signaux de pressions révèle que cet effort vocal n'est pas accompagné d'un effort articulaire. Cette constatation ne permet pas de confirmer pas les travaux de Garnier et coll.

8..... CONCLUSION

8. CONCLUSION

L'objectif de cette thèse était **d'étudier les interactions langue/dents** avec un **double objectif**. Le premier objectif était d'ordre **cognitif**. Il consistait à caractériser ces interactions dans différentes conditions de production de la parole, afin de comprendre comment elles pourraient être prises en compte par le système de contrôle de la production de la parole. Le second objectif était d'ordre **thérapeutique**. Il visait à avoir une évaluation fiable des contraintes que subissent les prothèses adjointes complètes au cours de la production de parole.

La réalisation de ces objectifs passaient par la mise au point d'un **dispositif fiable de mesure** des interactions mécaniques de la langue avec le palais et les dents en condition de parole. Cette étape fut, in fine, beaucoup plus longue à franchir que nous ne le pensions. La réalisation manuelle de chacun des capteurs s'avéra longue. Elle demandait une extrême précision dans l'assemblage des différents éléments, et des techniques de soudure très minutieuse de façon à garantir la fiabilité de la mesure. Une étape essentielle fut l'élaboration d'une **méthodologie de calibration efficace et fiable**. Nous avons imaginé un dispositif à base d'une colonne d'eau terminée par une membrane de latex qui permet à la fois de mesurer la pression s'exerçant sur le capteur et de modéliser les propriétés viscoélastiques des tissus mous qui constituent la langue. Son élaboration fut longue, mais ce long processus a permis de disposer d'un dispositif original et exploitable pour la réalisation de nos objectifs.

A propos du rôle des interactions langue/dents/palais dans les stratégies de contrôle moteur de la production de la parole.

L'insertion de ces capteurs dans une réplique parfaite de la prothèse maxillaire de patients édentés complets a été proposée pour **mesurer la pression** qu'exerce la langue sur le palais et sur les dents dans des conditions normales de parole. Nous avons en effet fait l'hypothèse que ces patients étaient totalement accoutumés au port de cette prothèse. Notre étude s'est limitée à l'étude de la plosive alvéolaire /t/ et à la mesure de la pression linguale sur un capteur dans cette zone. Mais nous avons pu d'ores et déjà montré des résultats intéressants.

L'ordre de grandeur moyen de la pression linguale est de l'ordre de 10 à 20 kPa. On observe une variabilité importante d'un locuteur à l'autre et d'une répétition à l'autre, mais toujours dans cette gamme. Ceci correspond à 15% - 25% des mesures de pression maximale mesurée par d'autres auteurs dans des tâches autres que celles de la parole. Il eut été intéressant de faire notre

propre mesure de la pression maximale possible produite par la langue en demandant à notre sujet de presser la langue au maximum possible contre le palais dans la zone où est placée le capteur. Cela fera partie du protocole expérimental de nos prochaines campagnes de mesure.

L'allure des pics de pression sans plateau laisse penser que la tenue consonantique est une phase durant laquelle la langue s'efforce d'atteindre une cible virtuelle, au-delà du palais, mais en est empêché par sa collision avec le palais. Ce résultat corrobore l'hypothèse de Fuchs et coll. [19]

Nous avons aussi mesuré les durées des intervalles où la langue presse contre le palais pendant la production de la consonne /t/. Par rapport à la plus traditionnelle mesure de la tenue consonantique sur le signal acoustique, cette mesure est intéressante car elle n'intègre pas des parties qui sont en fait les zones de transition depuis la voyelle précédente et vers la voyelle subséquente. Elle permet aussi de prendre en compte pour les plosives sourdes la vraie durée de tenue, en éliminant une éventuelle pause qui précéderait la zone de silence effectivement associée à la tenue dans le signal acoustique. Notre technique permet donc à bien des égards la possibilité de **proposer une vraie mesure de la durée de contact**. Par rapport aux mesures du même type acquises par EPG, cette mesure est plus précise car elle élimine les risques d'intégrer dans la durée de contact des périodes où la salive est responsable du passage d'un courant dans les contacts du palais EPG. Nous avons pu ainsi observer qu'indépendamment des pauses séparant chaque syllabe, la parole réitérée produite par nos patients mettait en jeu des durées de tenue significativement plus grande que la parole naturelle. Ceci suggère que les contraintes temporelles agissant sur la parole réitérée pourraient être différentes de celles de la parole naturelle.

Un autre résultat intéressant obtenu grâce à notre dispositif concerne la durée séparant la fin du contact de la langue avec le palais et le début du bruit de plosion. Il n'est en effet jamais nul et est en général au moins de l'ordre d'une dizaine de millisecondes. Certes il est possible que cette durée soit liée au fait que notre capteur ne mesure pas toute la zone de contact de la langue avec le palais. Mais le fait que nous observions ce phénomène pour tous nos locuteurs et dans toutes les conditions laissent penser que ce n'est pas la raison majeure. Cette durée est la durée nécessaire à l'établissement des turbulences nécessaires à la génération de la source acoustique de bruit après le relâchement consonantique. De manière intéressante, cette durée est beaucoup plus régulière dans la parole naturelle que dans la parole réitérée. Cela laisse penser encore une fois que les contraintes temporelles agissant sur ces deux modes de production de la parole ne sont pas identiques. Il sera par ailleurs intéressant, dans la suite de nos travaux, d'étudier avec nos collègues aérodynamiciens

spécialistes de la parole, les causes potentielles de cet intervalle de temps et de sa variation avec les conditions de production de la parole.

Nous avons aussi retrouvé au niveau de la pression linguale des phénomènes observés dans d'autres études sur l'articulation et le signal acoustique aux frontières de groupes prosodiques, avec un effet de la hiérarchie de ces groupes prosodiques (phrase, mot) similaires à celui qui a été relevé dans ces autres études. Ce point constitue une validation importante de la sensibilité de notre dispositif de mesure, et donne toute leur valeur aux autres mesures que nous avons faites.

Enfin nos résultats sur la parole produite en présence de bruit (effet Lombard) ne confirment pas les mesures faites sur les lèvres par Garnier et coll. [75] : la classique élévation du niveau d'intensité du signal acoustique, que nous relevons aussi, ne s'accompagne pas d'une augmentation de l'effort articulaire qui se traduirait par une augmentation du niveau de pression linguale.

Ces mesures des interactions langue/palais pour la production normale de la plosive alvéolaire /t/ étant faite, nous nous sommes efforcés d'étudier la façon dont elles pouvaient être intégrées dans le système de contrôle de la production de la parole en étudiant une deuxième population de patients, ceux pour lesquels le port d'une telle prothèse complète constituait un fait nouveau. Notre hypothèse était que cette prothèse constituerait une gêne. Dans ce contexte, l'observation de l'évolution du niveau de pression linguale avec le temps (au cours de plusieurs séances espacées de plusieurs semaines) devait nous permettre de voir comment une régulation s'opérait qui traduirait une prise en compte de la nouvelle morphologie du conduit vocal par le système de contrôle de la production de la parole. Pour étudier le rôle du feedback orosensoriel et du feedback auditif dans l'élaboration des nouvelles stratégies motrices nous avons à chaque séance perturbé ces feedback. Malheureusement aucune de nos mesures, qu'elles soient de pression linguale ou effectuées sur le signal acoustique, n'a montré d'effet d'apprentissage. Nous avons proposé deux explications à ce résultat décevant :

- La prise en compte de l'évolution morphologique du conduit est très rapide et elle est suffisante pour être intégrée quasi immédiatement dans le contrôle de la production de la plosive /t/ dont le contrôle serait simple (ainsi que l'ont proposé Fuchs et coll. en 2006) Il est possible qu'il existe une informatique haptique (c'est-à-dire tactilo-kinesthésique), d'origine sous-corticale, intervenant dans les premiers instants de la mise en bouche de la prothèse ou du duplicata.

- les patients édentés ont une faculté d'adaptation très grande et quasi-immédiate aux variations de la morphologie du conduit vocal car ils ont, en la matière, expérimenté de très nombreux changements (pertes de dents, prothèses successives de volume différent...).

Ces résultats nous incitent pour la suite de nos travaux à nous **orienter dans deux directions** :

- la première consistera à améliorer le système d'alimentation électrique de notre capteur de façon à permettre l'obtention d'un **signal temporellement plus précis** autorisant une mesure du décours temporel de l'augmentation, de la stabilisation et de la décroissance de la pression linguale au cours de la tenue consonantique.
- La seconde direction sera une **adaptation de notre protocole** expérimental. Tout d'abord, bien-sûr, nous procéderons à un élargissement de notre corpus aux consonnes alvéolaires fricatives et aux voyelles d'avant fermées, dont la production est plus complexe que celle d'une plosive. Par ailleurs l'apprentissage étant très rapide, nous n'effectuerons pas plusieurs mesures au cours de séances espacées de plusieurs semaines. Nous étudierons le comportement au cours d'une seule séance, et avec un nombre plus important de sujets. Pour chacun d'entre eux, nous étudierons une seule condition perturbée, au choix selon le patient, préalablement aux enregistrements en l'absence de perturbations. Le nombre de sujets plus important permettra de faire une étude transversale plus riche que l'étude longitudinale que nous avons menée.

A propos des retombées thérapeutiques applicables en odontologie.

Plusieurs aspects de cette étude intéressent l'odontologie

- les **mesures quantitatives** des niveaux de pression directement nous intéressent au niveau de la connaissance des troubles orthophoniques et de leur incidence, en orthopédie-dento-faciale, sur la croissance. L'intensité des forces développées, lors de l'appui lingual utilisé pour la production de parole, est une donnée fondamentale dans la correction des béances et des malpositions dentaires liées à la position de la langue. Dans ces cas, le palatogramme s'avère être un outil thérapeutique important. Il est même utilisable en prothèse adjointe complète, directement, dans les cas où la réhabilitation prothétique nécessite un changement de volume tel, que les mécanismes adaptatifs ne peuvent compenser totalement la fonction. C'est le cas, notamment, après ports successifs de prothèses

amovibles inadaptées où les paramètres intermaxillaires (dimensions verticales, rapport intermaxillaire, pentes condyliennes,...) sont très altérés et où la mandibule n'a plus de position de référence par rapport au maxillaire. La rééducation peut faire appel à des techniques de repositionnement lingual soit visuelles, comme le décrit Hartelius ([15], chez les sujets dentés, soit sensibles en apposant sur le palais prothétique un relief que la langue reconnaîtra.

- **L'épaisseur de la plaque base résine** nécessaire aux prothèses adjointes complètes et partielles va pouvoir être étudiée grâce au dispositif mis au point. Une étude pilote testant différentes épaisseurs de faux palais et des changements morphologiques dans la forme de l'extrados palatin est déjà prévue. L'influence des reliefs du faux palais, comme ceux commercialisés en cire et utilisés essentiellement pour préserver les sensations gustatives pourra être également évaluée.
- L'utilisation de la prothèse adjointe complète comme outil d'investigation ne perturbant pas le phénomène à étudier est prometteuse. Elle rend, par exemple, envisageable l'analyse des contraintes transmises par les forces occlusales à l'intrados prothétique et donc le test de matériaux rupteurs de force ou de la déformation de la mandibule sous ces contraintes

A propos de l'apport de la collaboration pluridisciplinaire

Ce travail n'aurait pu être réalisé sans l'association de compétences multiples. Cognition/acoustique/traitement de signal, Physique/microsystème/histophysiologie, Clinique odontologique/prothèses. Chacun des participants a su apporter ses connaissances et respecter celles des autres, pour le plus grand bénéfice de tous.

Outre le dispositif de mesure, mis au point dans le cadre de cette étude, cette thèse a permis la création d'un réseau efficace de compétences gage de progrès à venir.

9 REMERCIEMENTS

9. REMERCIEMENTS

Cette étude a reçu le soutien de la région Rhône-Alpes dans le cadre d'un programme de recherche EMERGENCE.

Elle n'aurait pu avoir lieu sans le concours des Hospices Civils de Lyon, promoteur de l'étude de recherche clinique.

Je remercie Mme Irène Pheng (laboratoire CIME, Minatec, Grenoble), M Christophe Savariaux, Mme Monique Revil-Signorat, M Nino Medvès (Gipsa-Lab), M Rémi Doerler et M Alain Mazeran (Corriaz Mesures), M Loïc Siret et Matthieu Cordon (Johne + Reilhofer), M Philippe Cortes (prothésiste, Domène) et M Alain Goumy (prothésiste, SCTD) ainsi que M Bruno Dumeignil (Société Ivoclar-Vivadent, Saint-Jorioz) pour leur collaboration technique.

Enfin, je remercie les patients qui se sont portés volontaires pour cette étude sans lesquels ce travail n'aurait pu voir le jour.

10 ANNEXES

10.1.....Annexe 1 : Déclaration d'intention (formulaire 65-0042)

10.2Annexes 2 : Documents destinés aux patients

10.2.1.....Annexe 2a : Formulaire de consentement

10.2.2Annexe 2b : Lettre d'information

10.3.....Annexe 3 : Cahier d'observation des données

10.4Publications liée à cette étude

10. ANNEXES

10.1. ANNEXE 1 : DECLARATION D'INTENTION (FORMULAIRE 65-0042)

REPUBLIQUE FRANCAISE
MINISTERE CHARGE DE
LA SANTE

Annexe 1 CERFA
n°65-0042
Formulaire
Obligatoire

**DECLARATION D'INTENTION
POUR TOUTE RECHERCHE*
AUTRE QUE CELLES PORTANT
SUR DES MEDICAMENTS**
ET DES PRODUITS OU APPAREILS
SOMIS A HOMOLOGATION*****



PROTECTION DES PERSONNES QUI SE PRETENT
A DES RECHERCHES BIOMEDICALES
(Loi n°88-1138 du 20 décembre 1988 modifiée)



Code de santé publique :

* art. R 2032, 2034, 2035, 2036 et 2037

** sont assimilés aux médicaments les produits définis à l'art. L 658-11 et les produits et objets contraceptifs

*** homologation : art. L 665-1

Adresser la présente déclaration en 3 exemplaires accompagnée :

- du dossier des pièces jointes en 1 seul exemplaire
- d'une enveloppe format 23 x 32 portant nom et adresse du promoteur par envoi recommandé avec avis de réception au

MINISTERE CHARGE DE LA SANTE

DIRECTION GENERALE DE LA SANTE

Ministère chargé de la Santé

Sous-Direction des Politiques de Santé et des Stratégies

Bureau Recherche et Prospective - Loi Huriet

1, Place de Fontenoy

75350 PARIS 07SP

Après enregistrement par la Direction Générale de la Santé un exemplaire sera renvoyé au promoteur.

RESERVE A L'ADMINISTRATION

Numéro d'enregistrement à la Direction Générale de la Santé :

numéro

D	G	S						
---	---	---	--	--	--	--	--	--

Cachet :

date :

1- Date de déclaration :15 décembre 2005

PROMOTEUR DE LA RECHERCHE

Promoteur

2- Nom ou dénomination : HOSPICES CIVILS DE LYON

3- Adresse : 3 Quai des Célestins
BP2251
69229 LYON CEDEX 02

4- Téléphone : 04.72.11.51.82

Assurance du promoteur

5- Entreprise d'assurance (nom ou dénomination) : SHAM (Société Hospitalières d'Assurances Mutuelles)
18 rue Edouard Rochet
69372 LYON Cedex 08

6- Numéro du contrat souscrit : 123166

FABRICANT ET IMPORTATEUR

(à remplir exclusivement pour tout matériel ou produit expérimenté ou essayé)

Fabricant

7- Nom ou dénomination :

8- Adresse :

Importateur (si matériel ou produit étranger)

9- Nom ou dénomination :

10- Adresse :

INVESTIGATEURS

(s'il y a plusieurs investigateurs, indiquer en premier l'Investigateur coordonnateur.
Si nécessaire, fournir des pages supplémentaires)

11- NOM, PRENOM	12- QUALITE	13- LIEU DE REALISATION Si recherche sans bénéfice individuel direct, référence de l'autorisation du lieu.
Dr Brigitte GROSGOGEAT	CHIRURGIEN DENTISTE	Service des consultations et de traitements dentaires 6-8 place Depéret 69365 Lyon cedex 07
Dr Christophe JEANNIN	CHIRURGIEN DENTISTE	Service des consultations et de traitements dentaires 6-8 place Depéret 69365 Lyon cedex 07
Dr Xavier PERROT	MEDECIN	Pavillon Chirurgical 3A, Centre Hospitalier Lyon-Sud. 165, chemin du Grand Revoyet 69495 PIERRE-BÉNITE Cedex

--	--	--

CATEGORIE DE RECHERCHE
(cocher la case concernée)

14- Produits dérivés du sang	<input type="checkbox"/>
15- Produits à visée nutritionnelle	<input type="checkbox"/>
16- Gros équipement médical	<input type="checkbox"/>
17- Autre matériel médical (sauf prothèses internes)	<input type="checkbox"/>
18- Prothèses internes	<input type="checkbox"/>
19- Actes chirurgicaux ou interventionnels non compris dans les rubriques précédentes	<input type="checkbox"/>
20- Investigations à visée diagnostique non comprises dans les rubriques précédentes	<input type="checkbox"/>
21- Recherches de physiologie humaine	<input type="checkbox"/>
22- Thérapeutiques psychologiques ou comportementales	<input type="checkbox"/>
23 - Autres recherches	

DESCRIPTION DE LA RECHERCHE

24- Titre de la recherche :

Enregistrement et cartographie des pressions exercées par la langue lors de la phonation chez des sujets porteurs de prothèses adjointes complètes

25- Objectif :

Adaptation fine des prothèses dentaires après détermination et quantifications des zones de pressions exercées par la langue sur les dents prothétiques et sur le palais durant l'émission de phonèmes répertoriés. Le travail consistera à collecter des données dans le temps sur un nombre limité de sujets, en différents points de l'arc dentaire et dans des situations de parole bien contrôlées

26- Indication thérapeutique (s'il y a lieu) :

27- Recherche avec bénéfice individuel direct :

oui

non

MODALITES DE L'ESSAI OU DE L'EXPERIMENTATION

28- Date prévue pour le début de la recherche : 09/01/06

29- Durée prévue :

Inclusions sur 15 mois

Suivi sur 3 mois

Durée totale sur 18 mois

30- Présence de groupe témoin :

oui

non

31- Tirage au sort des personnes à inclure :

oui

non

32- Principaux critères d'inclusion :

- Age indifférent, sexe indifférent
- Nouvelle prothèse adjointe complète ou renouvellement d'une prothèse adjointe complète préexistante utilisée récemment et régulièrement
- Français comme langue maternelle
- Patient ayant bénéficié d'une radiographie pour déceler les dents incluses

PERSONNES SE PRETANT A LA RECHERCHE

33- Nombre prévu de personnes :

20 sujets

Parmi ces personnes est-il prévu d'inclure :

34- Des mineurs :

oui

non

35- Des femmes enceintes :

oui

non

36- Des majeurs sous tutelle :

oui

non

37- Énumération des risques prévisibles susceptibles de résulter de la recherche :

Aucun

AVIS DU COMITE CONSULTATIF DE PROTECTION DES PERSONNES

38- Nom et adresse du comité :

CCPPRB Lyon B
Hôpital Hôtel-Dieu
1 place de l'hôpital
69288 LYON cedex 02

39- Avis favorable

Avis défavorable

40- Date de l'avis : 6/12/05

DOSSIER A JOINDRE A LA DECLARATION
(cocher les cases correspondant aux pièces jointes)

- | | |
|---|-------------------------------------|
| 41- Copie de l'avis et des autres délibérations éventuelles du comité consultatif de protection des personnes | <input checked="" type="checkbox"/> |
| 42- Protocole complet et résumé du protocole de la recherche | <input checked="" type="checkbox"/> |
| 43- Document d'information destiné aux personnes qui vont se prêter à la recherche et formulaire utilisé pour le recueil de leur consentement | <input checked="" type="checkbox"/> |
| 44- Synthèse des essais préalables réalisés chez l'animal (s'il y a lieu) | NA |
| 45- Synthèse des essais préalables qui pourraient avoir été effectués chez l'homme (s'il y a lieu) | NA |

**DOSSIER COMPLEMENTAIRE A JOINDRE POUR TOUT MATERIEL
OU PRODUIT ESSAYE OU EXPERIMENTE**

(cocher les cases correspondant aux pièces jointes)

46- Résultats des essais techniques préalables (s'il y a lieu, notamment propriétés physiques et mécaniques du matériel expérimenté)	<input type="checkbox"/>
47- Résultats des tests de biocompatibilité (s'il y a lieu, notamment cytotoxicité, carcinogénicité, mutagénicité)	<input type="checkbox"/>
48- Description du matériel ou du produit expérimenté un exemplaire du matériel éducatif évalué au cours de l'étude	<input type="checkbox"/>
49- Informations relatives au fonctionnement et à l'utilisation du matériel ou produit expérimenté	<input type="checkbox"/>
50- Documents attestant la conformité du matériel ou du produit expérimenté aux exigences essentielles de sécurité et de santé et, selon le cas, aux normes des Communautés Européennes, aux normes internationales, ou à défaut à toute norme étrangère	<input type="checkbox"/>
51- Copie des autorisations ou homologations éventuellement déjà obtenues à l'étranger	<input type="checkbox"/>

J'ai l'intention d'entreprendre la recherche décrite et je joins à ma déclaration les pièces cochées ci-dessus.

Signature du promoteur ou de son représentant (nom et qualité)

10.2. ANNEXES 2 : DOCUMENTS DESTINES AUX PATIENTS

10.2.1. ANNEXE 2A : FORMULAIRE DE CONSENTEMENT

FORMULAIRE DE CONSENTEMENT POUR LA PARTICIPATION A UNE RECHERCHE BIOMEDICALE

Titre de la recherche : Enregistrement et cartographie des pressions exercées par la langue lors de la phonation chez des sujets porteurs de prothèses adjoindes complètes

Je soussigné(e) (*nom et prénom du sujet*), accepte de participer à l'étude « Enregistrement et cartographie des pressions exercées par la langue lors de la phonation chez des sujets porteurs de prothèses adjoindes complètes ».

Les objectifs et modalités de l'étude m'ont été clairement expliqués par le Dr GROSGOGEAT ou le Dr Christophe JEANNIN investigateur associé de cette étude.

J'ai lu et compris la fiche d'information qui m'a été remise.

J'accepte que les documents de mon dossier médical qui se rapportent à l'étude puissent être accessibles aux responsables de l'étude et éventuellement aux autorités de santé. A l'exception de ces personnes, qui traiteront les informations dans le plus strict respect du secret médical, mon anonymat sera préservé.

J'accepte que les données me concernant recueillies à l'occasion de cette étude puissent faire l'objet d'un traitement informatisé par les organisateurs de la recherche. Je pourrai exercer mon droit d'accès et de rectification auprès du Dr GROSGOGEAT (faculté d'odontologie, rue Guillaume Paradin, 69372 LYON Cedex 08) directement ou par l'intermédiaire du médecin de mon choix. Le promoteur de cette étude est : Hospices Civils, BP 2251, 69229 LYON

J'ai bien compris que ma participation à l'étude est volontaire.

Je suis libre de retirer mon consentement et d'arrêter à tout moment ma participation en cours d'étude sans que ma responsabilité ne soit engagée et sans que cela influence la qualité des soins qui me seront prodigués.

Mon consentement ne décharge pas les organisateurs de cette étude de leurs responsabilités. Je conserve tous mes droits garantis par la loi.

Après en avoir discuté et avoir obtenu la réponse à toutes mes questions, j'accepte librement et volontairement de participer à la recherche qui m'est proposée.

Fait à, le

Nom et signature de l'investigateur

Signature du sujet

Dr B. GROSGOGEAT

10.2.2. ANNEXE 2B : LETTRE D'INFORMATION

<p style="text-align: center;">LETTRE D'INFORMATION</p> <p style="text-align: center;">DESTINEE AUX PATIENTS</p> <p style="text-align: center;">POUR PARTICIPATION A UNE RECHERCHE BIOMEDICALE</p>

Titre de la recherche : Enregistrement et cartographie des pressions exercées par la langue lors de la phonation chez des sujets porteurs de prothèses adjointes complètes

Etude avec bénéfice individuel direct

Madame, Monsieur,

Nous vous proposons de participer à une étude de recherche clinique sur la mesure des pressions exercées par la langue sur le palais et les dents artificielles, lors de la parole.

Cette lettre d'information vous détaille en quoi consiste cette étude.

Vous pourrez prendre le temps pour lire et comprendre ces informations de réfléchir à votre participation, et pour demander au dentiste responsable de l'étude de vous expliquer ce que vous n'aurez pas compris.

BUT DE L'ETUDE

Améliorer l'adaptation des prothèses dentaires par l'étude de la pression exercée par la langue sur le palais et les dents lors de la phonation, chez des sujets porteurs d'une prothèse adjointe complète.

BENEFICE(S) ATTENDUS

Bénéfice immédiat : contrôler la bonne morphologie du palais prothétique et intercepter tout défaut de relief de manière à améliorer l'élocution. Les enregistrements permettront d'améliorer votre confort en modifiant la forme du palais prothétique si une perturbation est décelée.

Améliorer la réalisation des prothèses complètes au niveau du palais, aider à prédire les effets de la chirurgie réparatrice sur la parole dans les cas de lésions de la langue.

DEROULEMENT DE L'ETUDE

Vous allez avoir de nouvelles prothèses dentaires au niveau du palais. Au cours des séances d'adaptation qui seront nécessaires, nous souhaitons pouvoir enregistrer les pressions exercées par la langue sur les dents et le palais lors de la parole. Pour cela nous réaliserons une copie de votre prothèse supérieure dans laquelle nous intégrerons des capteurs de pression. C'est au moyen de cette copie que pendant

environ 30 minutes nous vous demanderons de prononcer des sons prédéfinis. Les capteurs utilisent des courants de très basse tension (2V maxi) qui évitent tout effet indésirable. Les enregistrements sont réalisés de manière individuelle.

L'étude commence à la fin de la phase de conception de la prothèse. Après une séance initiale de réglage du dispositif d'enregistrement, vous devrez revenir à 8 reprises maximum pour les séances d'enregistrement durant la période d'adaptation à la nouvelle prothèse. Celles-ci s'étalent sur une période d'environ 2 mois (une fois à 15 jours puis environ tous les 8 jours selon vos disponibilités, conformément aux procédures habituelles d'adaptation des prothèses). Cette séquence sera suivie de 2 séances, l'une un mois après la fin de la séquence initiale d'enregistrement et l'autre encore 1 mois après. Si les réglages sont terminés avant la fin de l'étude, vous devrez néanmoins terminer les séances d'enregistrement.

Pour étudier la participation de la sensibilité de la langue et celle de l'audition, vous devrez répéter une partie des sons avec un casque bruité sur les oreilles ou après l'application d'un gel anesthésique de contact d'une durée d'action très limitée sur la pointe de la langue.

RISQUES POTENTIELS

A priori aucun effet indésirable connu, sauf l'engourdissement durant quelques minutes de la pointe de la langue après mise en place d'un anesthésique de contact.

Une gaine souple sort de la prothèse au niveau de la commissure des lèvres pour se fixer au moyen d'un connecteur au niveau de l'épaule. Aucune irrigation n'est à prévoir (gaine souple et lisse).

Une épingle à linge supportant le connecteur est à fixer au niveau du col sur le vêtement, uniquement durant l'expérience, pour éviter toute tension au niveau des fils. Celle-ci n'occasionne aucune conséquence hormis la gêne liée à sa présence.

FRAIS MEDICAUX

Votre collaboration à ce protocole de recherche biomédicale n'entraînera pas de participation financière de votre part. Conformément à la loi, tous les frais liés à l'étude seront pris en charge par le promoteur de l'étude.

LEGISLATION - CONFIDENTIALITE

Conformément à la Loi française, n°88-1138 du 20 décembre 1988 modifiée (dite « Loi Huriet –Sérusclat ») relative à la protection des personnes qui participent à des recherches biomédicales, le Comité Consultatif de Protection des Personnes dans la Recherche Biomédicale Lyon B a étudié ce projet de recherche et a émis un avis favorable à sa réalisation le 06/12/2005

Un contrat d'assurance 123166 a été souscrit par le promoteur de l'essai : Hospices Civils, BP 2251, 69229 LYON CEDEX 02 auprès de la compagnie : SHAM (Société Hospitalière d'Assurances Mutuelles), 74, rue Louis Blanc, 69006 LYON pour couvrir les risques liés à cette recherche.

Toute information vous concernant recueillie pendant cet essai sera traitée de façon confidentielle.

Seuls les responsables de l'étude et éventuellement les autorités de Santé pourront avoir accès à ces données. A l'exception de ces personnes -qui traiteront les informations dans le plus strict respect du secret médical-, votre anonymat sera préservé. La publication des résultats de l'étude ne comportera aucun résultat individuel.

Les données enregistrées à l'occasion de cette étude feront l'objet d'un traitement informatisé par le promoteur. Vous bénéficiez à tout moment, du droit d'accès et de rectification des données vous concernant, directement ou par l'intermédiaire du médecin de votre choix, auprès du responsable de l'étude Docteur GROSGOGEAT-BALAYRE (faculté d'odontologie, rue Guillaume Paradin, 69372 LYON Cedex 08) conformément à la loi 78-17 du 06 janvier 1978 relative à l'Informatique, aux Fichiers et aux Libertés, modifiée par la loi n°94-548 du 1er juillet 1994, relative au traitement des données nominatives ayant pour fin la recherche dans le domaine de la santé. Le promoteur (Hospices Civils, BP 2251, 69229 LYON) déclare à la CNIL l'étude dans le cadre de la déclaration annuelle simplifiée.

Conformément à l'article L 1122-1 du Code de la Santé Publique (loi de Mars 2002 relative aux droits des malades les résultats globaux de l'étude pourront vous être communiqués si vous le souhaitez.

Si vous avez des questions pendant votre participation à cette étude, vous pourrez contacter les médecins responsables de l'étude, le Dr GROSGOGEAT-BALAYRE ou le Dr JEANNIN tél : 04 72 41 39 77

Vous êtes libre d'accepter ou de refuser de participer à cette étude. Cela n'influencera pas la qualité des soins qui vous seront prodigués.

Nous vous remercions d'avoir pris le temps de lire cette lettre d'information. Si vous êtes d'accord pour participer à cette recherche, nous vous invitons à signer le formulaire de consentement ci-joint.

Fait à, le

Nom et signature de l'investigateur

Signature du sujet

Dr B. GROSGOGEAT

10.3. ANNEXE 3 : CAHIER D'OBSERVATION DES DONNEES

Enregistrement et cartographie des pressions exercées par la langue lors de la phonation chez des sujets porteurs de prothèses adjoindes complètes

CAHIER D'OBSERVATION

Identification du patient

Initiales patient : |_|_|_|_|

Investigateur principal	Dr Brigitte GROSGOGEAT-BALAYRE
	Service de consultations et de traitements dentaires
	6-8 place Depéret
	69365 Lyon cedex 07
	Tel : 04 72 41 39 77
	Brigitte.Grosgogeat@laennec.univ-lyon1.fr
Investigateurs associés	Dr Christophe JEANNIN
	Chrjeannin38@libertysurf.fr
	Dr Catherine MILLET
	cathy.millet@yahoo.fr
	Dr Xavier PERROT
	xavier.perrot@chu-lyon.fr
Promoteur de l'étude	Hospices Civils de Lyon
	3 quai des Célestins
	BP2251
	69229 Lyon Cedex 02

MODALITES DE REMPLISSAGE DES CAHIERS D'OBSERVATION

- ✓ L'essai doit être réalisé conformément aux Bonnes Pratiques Cliniques.
- ✓ Ecrire au stylo à bille noir
- ✓ Seuls sont notés sur le cahier le n° et les initiales du patient. Les cahiers sont conservés à l'écart du dossier médical du patient dans un lieu sûr.
- ✓ En particulier chaque page doit comporter :
 - l'identification du patient :
 - 3 premières lettres du nom du patient
 - 2 ou 3 premières lettres du prénom du patient
 - son n° d'entrée dans l'étude
- ✓ Les cases fermées doivent être cochées

	oui	non
Exemple	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

- ✓ Toute donnée définitivement manquante doit être notée « ND » (non disponible) dans la case correspondant à cette valeur.
- ✓ Le remplissage doit se faire au fur et à mesure, de façon lisible. La transcription des données à partir du dossier médical du patient doit être régulière pour éviter la perte d'informations.
- ✓ La date de la visite ainsi doit obligatoirement être reportée à chaque visite.
- ✓ En fin d'essai, l'investigateur principal attestera de la validité des données en signant la dernière page du cahier d'observation
- ✓ Aucune inscription figurant dans le cahier d'observation ne doit être effacée ou masquée (pas d'utilisation de liquide correcteur).

Les corrections nécessaires doivent être motivées et authentifiées :

- rayer d'un trait la donnée fautive de manière à ce qu'elle reste lisible, •
 - écrire la nouvelle donnée à côté,
 - parapher et dater la correction (initiales).

Ex : Date de la visite: | 1 | 2 | | 1 | 0 | | ~~0~~ | ~~4~~ | 05 AB

- ✓ Lorsque, dans le cahier d'observation, des données manquent et ne peuvent pas être récupérées, il est important de ne pas laisser d'espaces vides de toutes explications, ni de barrer l'item correspondant.

Il faudra donc appliquer des abréviations standardisées, à savoir :

- **NA** : non applicable ; pour une donnée qui ne correspond pas à un patient particulier (ex : femme enceinte pour un homme)
- **NF** : non fait : pour des données qui n'ont pas pu être réalisées en temps voulu.

- **DM** : donnée manquante: pour des données non récupérables.

VISITE N°1	INCLUSION
-------------------	------------------

Déroulement

- Explication de la recherche au patient avec présentation du formulaire d'information si non fait précédemment.
- Recueil du consentement écrit du patient en **deux exemplaires originaux, l'un est remis au patient, l'autre est conservé** dans le classeur investigateur. Noter la participation du patient à l'étude dans son dossier médical.
- Vérifier les critères d'éligibilité du patient à l'étude.
- Compléter la liste d'inclusion dans le classeur investigateur ainsi que la liste d'identification nominative qui sera conservée hors du classeur investigateur pour la confidentialité.
- Remplir les fiches correspondant à la visite.
- Programmer la date de la visite suivante.

Initiales patient : |_|_|_|_|
3 1ères lettres du nom

|_|_|_|_|

N° patient : |_|_|_|

3 1ères lettres du prénom

* cocher les dents manquantes

Commentaires

ELIGIBILITE

Critères d'inclusion			
N°		OUI	NON
01	Patient ayant signé le consentement	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
02	Nouvelle prothèse adjointe complète ou renouvellement d'une prothèse adjointe complète préexistante utilisée récemment et régulièrement	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
03	Français comme langue maternelle	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
04	Patient ayant bénéficié d'une radiographie pour déceler les dents incluses	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

SI L'UNE DES REPONSES EST NON, LE PATIENT NE PEUT PAS ETRE INCLUS DANS L'ETUDE

Critères de non inclusion			
N°		OUI	NON
01	Maladie affectant la parole ou la compréhension	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
02	Surdité ou hypoacousie compensée ou non compensée	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Initiales patient : |_|_|_|
3 1ères lettres du nom

|_|_|_|
3 1ères lettres du prénom

N° patient : |_|_|

03	Motricité de la langue altérée par les psychotropes	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
04	Allergie à la lidocaïne	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

SI L'UNE DES REPONSES EST OUI, LE PATIENT NE PEUT PAS ETRE INCLUS DANS L'ETUDE

A l'issue de la visite d'inclusion, le patient est il incluable dans l'étude ?

Oui

Non

DATE DE LA PROCHAINE VISITE : |_|_| |_|_| |_|_|

VISITE N°2	PALATOGRAMME
-------------------	---------------------

Déroulement

- Remplir les fiches correspondant à la visite.
- Programmer la date de la visite suivante d'enregistrement

Date de la visite: |_|_|_|_| |_|_|_|_| |_|_|_|_|

Le patient a t il présenté des événements indésirables depuis la dernière visite ?

OUI

NON

Si oui, remplir la page correspondante à la fin du cahier d'observation

ATTENTION : s'il s'agit d'un Evènement Indésirable Grave, remplir le bordereau spécifique et le faxer dans les 24h au promoteur.au 04 72 11 51 90

Nombre total de duplicata utilisés : |_|_|_|_| (maximum : 5)

N° duplicata	NA ¹	Nombre de capteurs / duplicata	
1	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>
2	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>
3	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>
4	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>
5	<input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>

NA¹ : à renseigner dans le cas où un nombre de duplicata inférieur à 5 est réalisé

●Etalonnage

correct :

Oui

Non

Initiales patient : |_|_|_|
3 1ères lettres du nom

|_|_|_|
3 1ères lettres du prénom

N° patient : |_|_|

Positions des capteurs dans la prothèse (photographies)

|_|_|_|_|_|_| - D|_|

|_|_|_|_|_|_| - D|_|

|_|_|_|_|_|_| - D|_|

|_|_|_|_|_|_| - D|_|

|_|_|_|_|_|_| - D|_|

DATE DE LA PROCHAINE VISITE : |_|_| |_|_| |_|_|

Déroulement

- Remplir la fiche correspondant à chaque visite.
- Programmer la date de la visite suivante d'enregistrement

VISITE N°3**ENREGISTREMENT 1**

Date de la visite: |__|__| |__|__| |__|__|

Le patient a-t-il présenté des événements indésirables depuis la dernière visite ?

OUI

NON *Si oui, remplir la page correspondante à la fin du cahier d'observation***ATTENTION : s'il s'agit d'un Evènement Indésirable Grave, remplir le bordereau spécifique et le faxer dans les 24h au promoteur.au 04 72 11 51 90**

• Distance patient/micro : |__|__| cm

• Référence du fichier informatique relatif à l'enregistrement

|_|_|_|_|_|_| - D|_| - E|_|

N° duplicata	NA ¹	Nombre d'enregistrements
1	<input type="checkbox"/>	_ _
2	<input type="checkbox"/>	_ _
3	<input type="checkbox"/>	_ _
4	<input type="checkbox"/>	_ _
5	<input type="checkbox"/>	_ _

NA¹ : à renseigner dans le cas où un nombre de duplicata inférieur à 5 est réalisé

• Conditions particulières

✓ Masquage du feed-back auditif Oui Non ✓ Anesthésie de la pointe de la langue Oui Non

Remarques particulières

DATE DE LA PROCHAINE VISITE : |_|_| |_|_| |_|_|

VISITE N°4

ENREGISTREMENT 2

Date de la visite: |_|_|_| |_|_|_| |_|_|_|

Le patient a t il présenté des événements indésirables depuis la dernière visite ?

OUI

NON

Si oui, remplir la page correspondante à la fin du cahier d'observation

ATTENTION : s'il s'agit d'un Evènement Indésirable Grave, remplir le bordereau spécifique et le faxer dans les 24h au promoteur.au 04 72 11 51 90

• Distance patient/micro : |_|_|_| cm

• Référence du fichier informatique relatif à l'enregistrement

|_|_|_|_|_|_| - D|_|_| - E|_|_|

N° duplicata	NA ¹	Nombre d'enregistrements
1	<input type="checkbox"/>	_ _
2	<input type="checkbox"/>	_ _
3	<input type="checkbox"/>	_ _
4	<input type="checkbox"/>	_ _
5	<input type="checkbox"/>	_ _

NA¹ : à renseigner dans le cas où un nombre de duplicata inférieur à 5 est réalisé

• Conditions particulières

✓ Masquage du feed-back auditif Oui Non

✓ Anesthésie de la pointe de la langue Oui Non

Remarques particulières

Initiales patient : |_|_|_| |_|_|_| N° patient : |_|_|
3 1ères lettres du nom 3 1ères lettres du prénom

DATE DE LA PROCHAINE VISITE : |_|_| |_|_| |_|_|

VISITE N°5	ENREGISTREMENT 3
-------------------	-------------------------

Date de la visite: |_|_|_| |_|_|_| |_|_|_|

Le patient a t il présenté des événements indésirables depuis la dernière visite ?

OUI

NON

Si oui, remplir la page correspondante à la fin du cahier d'observation
ATTENTION : s'il s'agit d'un Evènement Indésirable Grave, remplir le bordereau spécifique et le faxer dans les 24h au promoteur.au 04 72 11 51 90

• Distance patient/micro : |_|_|_| cm

• Référence du fichier informatique relatif à l'enregistrement

|_|_|_|_|_|_| - D|_| - E|_|

N° duplicata	NA ¹	Nombre d'enregistrements
1	<input type="checkbox"/>	_ _
2	<input type="checkbox"/>	_ _
3	<input type="checkbox"/>	_ _
4	<input type="checkbox"/>	_ _
5	<input type="checkbox"/>	_ _

NA¹ : à renseigner dans le cas où un nombre de duplicata inférieur à 5 est réalisé

- | | |
|--|---|
| ✓ Masquage du feed-back auditif | Conditions particulières
Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/> |
| ✓ Anesthésie de la pointe de la langue | Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/> |

Remarques particulières

Initiales patient : |_|_|_| |_|_|_| N° patient : |_|_|
3 1ères lettres du nom 3 1ères lettres du prénom

DATE DE LA PROCHAINE VISITE : |_|_| |_|_| |_|_|

VISITE N°6	ENREGISTREMENT 4
-------------------	-------------------------

Date de la visite: |_|_|_| |_|_|_| |_|_|_|

Le patient a t il présenté des événements indésirables depuis la dernière visite ?

OUI

NON

Si oui, remplir la page correspondante à la fin du cahier d'observation
ATTENTION : s'il s'agit d'un Evènement Indésirable Grave, remplir le bordereau spécifique et le faxer dans les 24h au promoteur.au 04 72 11 51 90

• Distance patient/micro : |_|_|_| cm

• Référence du fichier informatique relatif à l'enregistrement

|_|_|_|_|_|_|_| - D|_|_| - E|_|_|

N° duplicata	NA ¹	Nombre d'enregistrements
1	<input type="checkbox"/>	_ _
2	<input type="checkbox"/>	_ _
3	<input type="checkbox"/>	_ _
4	<input type="checkbox"/>	_ _
5	<input type="checkbox"/>	_ _

NA¹ : à renseigner dans le cas où un nombre de duplicata inférieur à 5 est réalisé

- | | |
|--|---|
| | Conditions particulières |
| ✓ Masquage du feed-back auditif | Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/> |
| ✓ Anesthésie de la pointe de la langue | Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/> |

Remarques particulières

Initiales patient : |_|_|_| |_|_|_| N° patient : |_|_|
3 1ères lettres du nom 3 1ères lettres du prénom

DATE DE LA PROCHAINE VISITE : |_|_| |_|_| |_|_|

VISITE N°7	ENREGISTREMENT 5
-------------------	-------------------------

Date de la visite: |_|_|_| |_|_|_| |_|_|_|

Le patient a t il présenté des événements indésirables depuis la dernière visite ?

OUI

NON

Si oui, remplir la page correspondante à la fin du cahier d'observation
ATTENTION : s'il s'agit d'un Evènement Indésirable Grave, remplir le bordereau spécifique et le faxer dans les 24h au promoteur.au 04 72 11 51 90

• Distance patient/micro : |_|_|_| cm

• Référence du fichier informatique relatif à l'enregistrement

|_|_|_|_|_|_| - D|_| - E|_|

N° duplicata	NA ¹	Nombre d'enregistrements
1	<input type="checkbox"/>	_ _
2	<input type="checkbox"/>	_ _
3	<input type="checkbox"/>	_ _
4	<input type="checkbox"/>	_ _
5	<input type="checkbox"/>	_ _

NA¹ : à renseigner dans le cas où un nombre de duplicata inférieur à 5 est réalisé

- Conditions particulières
 - ✓ Masquage du feed-back auditif Oui Non
 - ✓ Anesthésie de la pointe de la langue Oui Non

Remarques particulières

Initiales patient : |_|_|_|_| |_|_|_|_| N° patient : |_|_|_|
3 1ères lettres du nom 3 1ères lettres du prénom

DATE DE LA PROCHAINE VISITE : |_|_|_|_| |_|_|_|_| |_|_|_|_|

VISITE N°8

ENREGISTREMENT 6

Date de la visite: |_|_|_| |_|_|_| |_|_|_|

Le patient a t il présenté des événements indésirables depuis la dernière visite ?

OUI

NON

Si oui, remplir la page correspondante à la fin du cahier d'observation

ATTENTION : s'il s'agit d'un Evènement Indésirable Grave, remplir le bordereau spécifique et le faxer dans les 24h au promoteur.au 04 72 11 51 90

• Distance patient/micro : |_|_|_| cm

• Référence du fichier informatique relatif à l'enregistrement

|_|_|_|_|_|_| - D|_|_| - E|_|_|

N° duplicata	NA ¹	Nombre d'enregistrements
1	<input type="checkbox"/>	_ _
2	<input type="checkbox"/>	_ _
3	<input type="checkbox"/>	_ _
4	<input type="checkbox"/>	_ _
5	<input type="checkbox"/>	_ _

NA¹ : à renseigner dans le cas où un nombre de duplicata inférieur à 5 est réalisé

• Conditions particulières

✓ Masquage du feed-back auditif Oui Non

✓ Anesthésie de la pointe de la langue Oui Non

Remarques particulières

Initiales patient : |_|_|_|_| |_|_|_|_| N° patient : |_|_|_|_|
3 1ères lettres du nom 3 1ères lettres du prénom

DATE DE LA PROCHAINE VISITE : |_|_|_|_| |_|_|_|_| |_|_|_|_|

VISITE N°9	ENREGISTREMENT 7
-------------------	-------------------------

Date de la visite: |_|_|_| |_|_|_| |_|_|_|

Le patient a t il présenté des événements indésirables depuis la dernière visite ?

OUI

NON

Si oui, remplir la page correspondante à la fin du cahier d'observation
ATTENTION : s'il s'agit d'un Evènement Indésirable Grave, remplir le bordereau spécifique et le faxer dans les 24h au promoteur.au 04 72 11 51 90

• Distance patient/micro : |_|_|_| cm

• Référence du fichier informatique relatif à l'enregistrement

|_|_|_|_|_|_| - D|_| - E|_|

N° duplicata	NA ¹	Nombre d'enregistrements
1	<input type="checkbox"/>	_ _
2	<input type="checkbox"/>	_ _
3	<input type="checkbox"/>	_ _
4	<input type="checkbox"/>	_ _
5	<input type="checkbox"/>	_ _

NA¹ : à renseigner dans le cas où un nombre de duplicata inférieur à 5 est réalisé

- Conditions particulières
 - ✓ Masquage du feed-back auditif Oui Non
 - ✓ Anesthésie de la pointe de la langue Oui Non

Remarques particulières

Initiales patient : |_|_|_| |_|_|_| N° patient : |_|_|
3 1ères lettres du nom 3 1ères lettres du prénom

DATE DE LA PROCHAINE VISITE : |_|_| |_|_| |_|_|

VISITE N°10

ENREGISTREMENT 8

Date de la visite: |_|_|_| |_|_|_| |_|_|_|

Le patient a t il présenté des événements indésirables depuis la dernière visite ?

OUI

NON

Si oui, remplir la page correspondante à la fin du cahier d'observation

ATTENTION : s'il s'agit d'un Evènement Indésirable Grave, remplir le bordereau spécifique et le faxer dans les 24h au promoteur.au 04 72 11 51 90

• Distance patient/micro : |_|_|_| cm

• Référence du fichier informatique relatif à l'enregistrement

|_|_|_|_|_|_| - D|_| - E|_|

N° duplicata	NA ¹	Nombre d'enregistrements
1	<input type="checkbox"/>	_ _
2	<input type="checkbox"/>	_ _
3	<input type="checkbox"/>	_ _
4	<input type="checkbox"/>	_ _
5	<input type="checkbox"/>	_ _

NA¹ : à renseigner dans le cas où un nombre de duplicata inférieur à 5 est réalisé

• Conditions particulières

✓ Masquage du feed-back auditif Oui Non

✓ Anesthésie de la pointe de la langue Oui Non

Remarques particulières

Initiales patient : |_|_|_|_| |_|_|_|_| N° patient : |_|_|_|_|
3 1ères lettres du nom 3 1ères lettres du prénom

DATE DE LA PROCHAINE VISITE : |_|_|_|_| |_|_|_|_| |_|_|_|_|

VISITE N°11	ENREGISTREMENT 9
--------------------	-------------------------

Date de la visite: |_|_|_| |_|_|_| |_|_|_|

Le patient a t il présenté des événements indésirables depuis la dernière visite ?

OUI

NON

Si oui, remplir la page correspondante à la fin du cahier d'observation
ATTENTION : s'il s'agit d'un Evènement Indésirable Grave, remplir le bordereau spécifique et le faxer dans les 24h au promoteur.au 04 72 11 51 90

• Distance patient/micro : |_|_|_| cm

• Référence du fichier informatique relatif à l'enregistrement

|_|_|_|_|_|_|_| - D|_|_| - E|_|_|

N° duplicata	NA ¹	Nombre d'enregistrements
1	<input type="checkbox"/>	_ _
2	<input type="checkbox"/>	_ _
3	<input type="checkbox"/>	_ _
4	<input type="checkbox"/>	_ _
5	<input type="checkbox"/>	_ _

NA¹ : à renseigner dans le cas où un nombre de duplicata inférieur à 5 est réalisé

- | | |
|---|---|
| <ul style="list-style-type: none"> • <input checked="" type="checkbox"/> Masquage du feed-back auditif <input checked="" type="checkbox"/> Anesthésie de la pointe de la langue | <p>Conditions particulières</p> <p>Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/></p> <p>Oui <input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/></p> |
|---|---|

Remarques particulières

Initiales patient : |_|_|_| |_|_|_| N° patient : |_|_|
3 1ères lettres du nom 3 1ères lettres du prénom

DATE DE LA PROCHAINE VISITE : |_|_| |_|_| |_|_|

VISITE DE FIN D'ETUDE

Déroulement

- Compléter la fiche de fin d'étude
- Signer la dernière page du cahier par l'investigateur principal

Date de la visite: |_|_|_|_| |_|_|_|_| |_|_|_|_|

Le patient a-t-il présenté des événements indésirables depuis la dernière visite ?

OUI

NON

Si oui, remplir la page correspondante à la fin du cahier d'observation

ATTENTION : s'il s'agit d'un Evènement Indésirable Grave, remplir le bordereau spécifique et le faxer dans les 24h au promoteur.au 04 72 11 51 90

Sortie d'essai :
normale du protocole

Prématurée Fin

Motif de sortie prématurée :

- Patient perdu de vue
- Patient non compliant
- Décès
- Evènement Indésirable Grave
- Obligation d'introduire un médicament interdit par le protocole
- Retrait du consentement
- Inefficacité du traitement
- Violation ou déviation du protocole
- Autres, détailler :

Je soussigné, _____ (prénom, NOM de l'investigateur)
certifie que les données recueillies dans ce cahier d'observation sont exactes et que les corrections ont été faites conformément aux données du dossier médical.

Fait à : _____

Le : |_|_|_|_| |_|_|_|_| |_|_|_|_|

Initiales patient : |_|_|_|_|
3 1ères lettres du nom

|_|_|_|_|
3 1ères lettres du prénom

N° patient : |_|_|_|_|

Signature de l'investigateur :

RAPPEL SUR LES EVENEMENTS INDESIRABLES (GRAVES)

Tous les Evénements Indésirables (graves ou non graves) qui apparaissent pendant le déroulement de la recherche ou durant la période de suivi du patient doivent être enregistrés qu'ils aient un lien de causalité ou non avec le produit expérimenté ou l'essai en cours et qu'ils soient attendus ou inattendus.

En cas de survenue d'Événement Indésirable Grave, le bordereau de déclaration (en annexe) doit être faxé au secteur Promotion de la Délégation à la Recherche Clinique (04-72-11-51-90) dans les 24 heures.

Un Evènement Indésirable Grave (EIG) est un événement médical important quel que soit le caractère attendu ou inattendu de l'événement constaté et la relation avec le produit à l'essai ou avec la recherche.

Doit être considéré comme **Grave** tout événement qui :

- entraîne un décès
- menace le pronostic vital du patient
- entraîne une hospitalisation ou une prolongation d'hospitalisation
- entraîne une incapacité physique ou psychique définitive, c'est à dire invalidant le patient ou gênant son aptitude à reprendre les habitudes de vie quotidiennes
- entraîne une anomalie congénitale ou néonatale.

EVENEMENTS INDESIRABLES

N°	Description	Date début	Date fin	Grave ?	Si grave, déclaré au promoteur?
01				Oui <input type="checkbox"/> non <input type="checkbox"/>	Oui <input type="checkbox"/> non <input type="checkbox"/>
02				Oui <input type="checkbox"/> non <input type="checkbox"/>	Oui <input type="checkbox"/> non <input type="checkbox"/>
03				Oui <input type="checkbox"/> non <input type="checkbox"/>	Oui <input type="checkbox"/> non <input type="checkbox"/>
04				Oui <input type="checkbox"/> non <input type="checkbox"/>	Oui <input type="checkbox"/> non <input type="checkbox"/>
05				Oui <input type="checkbox"/> non <input type="checkbox"/>	Oui <input type="checkbox"/> non <input type="checkbox"/>
06				Oui <input type="checkbox"/> non <input type="checkbox"/>	Oui <input type="checkbox"/> non <input type="checkbox"/>
07				Oui <input type="checkbox"/> non <input type="checkbox"/>	Oui <input type="checkbox"/> non <input type="checkbox"/>
08				Oui <input type="checkbox"/> non <input type="checkbox"/>	Oui <input type="checkbox"/> non <input type="checkbox"/>
09				Oui <input type="checkbox"/> non <input type="checkbox"/>	Oui <input type="checkbox"/> non <input type="checkbox"/>
10				Oui <input type="checkbox"/> non <input type="checkbox"/>	Oui <input type="checkbox"/> non <input type="checkbox"/>
11				Oui <input type="checkbox"/> non <input type="checkbox"/>	Oui <input type="checkbox"/> non <input type="checkbox"/>
12				Oui <input type="checkbox"/> non <input type="checkbox"/>	Oui <input type="checkbox"/> non <input type="checkbox"/>

BORDEREAU DE DECLARATION D'EVENEMENT INDESIRABLE GRAVE
Enregistrement et cartographie des pressions exercées par la langue lors de la phonation chez
des sujets porteurs de prothèses adjointes complètes
A faxer au Promoteur dans les 24 heures au 04.72.11.51.90 (N° abrégé : 31.51.90)

I. INFORMATIONS SUR L'EVENEMENT

INITIALES PATIENT	DATE DE NAISSANCE			AGE	SEXE	DEBUT EVENEMENT			COCHEZ LES CASES APPROPRIEES (évènement grave) :
	Jour	Mois	Année			Jour	Mois	Année	
Description de l'évènement :								<input type="radio"/> Décès <input type="radio"/> Susceptible de mettre la vie en danger <input type="radio"/> Invalidité ou incapacité <input type="radio"/> Hospitalisation ou prolongation d'hospitalisation <input type="radio"/> Autre, préciser	
Lieu de survenue :									
Conséquences Cliniques :									
Mesures prises :									
Le patient est-il sorti d'étude : <input type="radio"/> Oui <input type="radio"/> Non									

II. MEDICAMENT(S) ASSOCIE(S) ET ANTECEDENTS

MEDICAMENT(S) ASSOCIE(S) ET DATES D'ADMINISTRATION (à l'exclusion de ceux utilisés pour traiter l'évènement observé)
ANTECEDENTS PERTINENTS

III. CONCLUSIONS

<p>Selon l'investigateur, l'évènement indésirable est-il lié à l'étude :</p> <input type="radio"/> Oui <input type="radio"/> Probable <input type="radio"/> Non <input type="radio"/> Ne sais pas
--

11PUBLICATIONS

11.1Présentations

11.2.....Articles

11.3.....Posters

11. PUBLICATIONS

11.1. PRESENTATIONS

- A non invasive device to measure mechanical interaction between tongue, palate and teeth during speech production. C. Jeannin, A. Dittmar, P. Perrier, Y. Payan, C. Géhin, B. Grosogeat Congrès MAVEBA, Firenze (Italy), 29-31 octobre 2005
- La prothèse adjointe complète utilisée comme support de mesure. C. Jeannin, A. Dittmar, P. Perrier, Y. Payan, C. Géhin, C. Millet, B. Grosogeat. Congrès de la Société Internationale du Traitement de l'Édentation Totale, Annecy, 2005

11.2. ARTICLES

- A non invasive device to measure mechanical interaction between tongue, palate and teeth during speech production. Ch. JEANNIN, P. PERRIER, Y. PAYAN, A. DITTMAR, B. GROSGOGEAT; 4th INTERNATIONAL WORKSHOP. Firenze University Press; 67-70. 2005
- Tongue pressure recording during speech. Ch. JEANNIN, P. PERRIER, Y. PAYAN, A. DITTMAR, B. GROSGOGEAT; Material Sciences and Engineering_C, sous presse

11.3. POSTERS

- Etude langue/prothèse sur la parole chez l'édenté complet appareillé. C. Jeannin, A. Dittmar, P. Perrier, Y. Payan, C. Géhin, B. Grosogeat Congrès MADICA, Madhia (Tunisie), 15-17 octobre 2006
- Conception et réalisation d'un microcapteur de pression linguale. C. Jeannin, A. Dittmar, P. Perrier, Y. Payan, C. Géhin, B. Grosogeat. Exposition CNRS/STIC Nano et microsystèmes, Paris, mars 2005

**12.....REFERENCES
BIBLIOGRAPHIQUES**

12. REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- (1) Kamina P. (1983) Dictionnaire atlas d'anatomie. *Ed. Maloine*, tome 2, pp784
- (2) Hiiemae KM, Palmer JB. (2003) Tongue movements in feeding and speech. *Crit Rev Oral Biol Med*.14(6):413-429
- (3) Perkell JS. (1969). Physiology of speech production: results and implications of a quantitative cineradiographic study. In: MIT research papers. No. 7. Cambridge, MA: MIT Press
- (4) Cheng HY, Murdoch BE, Goozée JV, Scott D. (2007) Electropalatographic assessment of tongue-to-palate contact patterns and variability in children, adolescents and adults. *J Speech lang and Hearing Res*. 50(2):375-92
- (5) De Paul R and Abbs JH. (1996) Quantitative morphology and histochemistry of intrinsic lingual muscle fibers in *Macaca fascicularis*. *Acta Anatomica*.155:29–40.
- (6) Payan Y, Perrier P. (1997) Synthesis of V-V sequences with a 2D biomechanical tongue model controlled by the Equilibrium Point Hypothesis. *Speech Communication*. 22:185-205
- (7) Poeppel D, Idsardi WJ. Speech production at the interface of neurobiology and linguistics: prospects and problems. http://www.ling.umd.edu/Poeppel/NACS_materials/Poeppel_Jan16_06.pdf_pp_1-32
- (8) Guenther FH. (2006). Cortical Interactions Underlying the Production of Speech Sounds. *Journal of Communication Disorders*, 39, 350-365
- (9) Wise RJS, Greene J, Büchel C, Scott SK. (1999) Brains regions involved in articulation. *The Lancet* 27(353):1057-1061
- (10) Savariaux, C. Perrier, P. et Orliaguet, J.-P. (1995) : « Compensation strategies for the perturbation of the rounded vowel [u] using a lip-tube : A study of the control space in speech production », *Journal of the Acoustical Society of America* 98:2428-2442

- (11) Dinville C. (1978) Les troubles de la voix et leur rééducation. *Ed. Masson*. pp22-23
- (12) Daniloff R, Schuckers G, Feth, L. (1980) The physiology of speech and hearing – An introduction – *Ed. Prentice-hall International, Inc*, London, p242
- (13) Woda A, Pionchon P, Palla S. (2001) Regulation of mandibular postures: Mechanisms and clinical implications. *Crit Rev Oral Biol Med*. 12(2):166-178
- (14) Morrison C, Testani-Dufour, L. (1997) Brain attack: correlative anatomy. (Includes continuing education post-test). *J Neurosci Nurs*. 29(4):213-222
- (15) Hartelius L, Murdoch B, Theodoros D. (2005) The use of electropalatography in the treatment of disordered articulation in traumatic brain injury: A case study. *Journal of Medical Speech-Language Pathology*, 13(3), 189-204.
- (16) Goozée JV, Murdoch BE, Theodoros DG (2001) Physiological assessment of tongue function in dysarthria following traumatic brain injury. *Logoped Phoniatr Vocol*. 26(2):51-65
- (17) Auzou P, Ozsancak C. (2003) La dysarthrie parkinsonienne: une atteinte motrice spécifique. *Neurologies*. (6):354-357
- (18) Inoue MS, Ono T, Honda E, Kurabayashi T. (2006) Characteristics of movement of the lips, tongue and velum during a bilabial plosive. *The angle Orthodontist*. 77(4):612-618
- (19) Fuchs S., Perrier P. , Mooshammer C. (2001). Etude expérimentale de l'influence du palais sur les caractéristiques cinématiques des gestes linguaux. *Travaux de l'Institut de Phonétique de Strasbourg* (pp.71-88). Université Marc Bloch, Strasbourg.
- (20) MacBean N., Ward E., Murdoch B. Cahill L., Solley M., Geraghty T. (2006) Characteristics of speech following cervical spinal cord injury.(risk factors of Spinal Cord injury). *Journal of Medical Speech - Language Pathology*, 14, 167-184
- (21) Miller AJ, Vargervik K, Chierici G. (1982) Sequential neuromuscular changes in rhesus monkeys during the initial adaptation to oral respiration. *Am J Orthod*. 81(2): 99-107

- (22) Savariaux C, Perrier P, Orliaguet JP, Schwartz JL. (1999) Compensation strategies for the perturbation of French [u] using a lip tube. II Perceptual analysis. *J. Acoust. Soc. Am.* 106(1):381-393
- (23) Gay T, Lindblom B, Lubker J. (1981) Production of bite-block vowels: Acoustic equivalence by selective compensation. *J. Acoust. Soc. Am.* 69(3):802-810
- (24) Savariaux C, Perrier P, Orliaguet JP. (1995) Compensation strategies for the perturbation of French [u] using a lip tube. A study of the control space in speech production. *J. Acoust. Soc. Am.* 98(5):2428-2442
- (25) Honda M, Fujino A, Kaburagi T. (2002) Compensatory responses of articulators to unexpected perturbation of the palate shape. *Journal of phonetics.* 30:281-302
- (26) Brunner J, Hoole P, Perrier P. (2007) Articulatory optimisation in perturbed vowel articulation. *ICPhS XVI*, saarbrücken, pp497-500
- (27) Baum S, and McFarland D. (1997). The development of speech adaptation to an artificial palate, *Journal of the Acoustical Society of America.* 102:2353–2359.
- (28) Stone M, Murano EZ. (2007) Speech patterns in a muscular hydrostat: lip, tongue and glossectomy movement. Proceedings of the third B-J-K Symposium on Biomechanics, Healthcare and Information Science. pp137-154
- (29) Jones JA, Munhall KG. (2003) Learning to produce speech with an altered vocal tract: The role of auditory feedback. *J Acoust. Soc. Am.* 113(1):532-540
- (30) Ösbek M, Tuluno~lu B, Özkan S, Öktemer M. (2003) Evaluation of articulation of turkish phonemes after removable partial denture application. *Braz Dent J.* 14(2):125-131
- (31) Kosiomiti E, Farmakis N, Kapari D. (2005) Factors related to the resting tongue position among partially and completely edentulous subjects. *J Oral Rehabilitation.* 32:397-402
- (32) Lejoyeux J. (1978) Prothèse adjointe complete, tome III: traitement. 3^{ème} édition. *Ed. Maloine*, Paris pp85-92

- (33) Seifert E., Runte C., Riebandt M., Lamprecht-Dinnesen A. And Bollmann F. (1999) Can dental prostheses influence vocal parameters? *J Prosthet Dent* .81:579-85
- (34) Yaka T, Shimokawara S, Yamamoto H, Ohkawa S. (2006) Influence of loction of palatal bar on oral perception and functions. *J Meikai Dent Med*. 35(1/2):53-57
- (35) Heydecke G, McFarland DH, Feine JS, Lund JP. (2004) Speech with maxillary implant prostheses: Ratings of articulation. *J Dent Res*. 83(3):236-240
- (36) Proffit WR, Fogle JL, Heitlinger LW, Christiansen RL, McLeone RE. (1966) Dynamic calibration of lingual pressure tranducers. *J Appl. Physiol*. 21(4) :1417-1420
- (37) McLeod S, Searl J. (2006) Adaptation to an electropalatograph palate: acoustic, impressionistic, and perceptual data. *Am-J-Speech-Lang-Pathol*. 15(2):192-206
- (38) Cayley AS, Tindall AP, Sampson WJ, Butcher AR. (2000) Electropalatographic and cephalometric assessment of tongue function in open bite and non-open bite subjects. *Eur J Orthod*. 22:463-474
- (39) Houde JF, Jourdan MI. (2002) Sensorimotor adaptation of speech I: compensation and adaptation. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research* (45):295-310
- (40) Fuchs S, Perrier P, Geng C, Mooshammer C. What role does the palate play in speech motor control? Insights from tongue kinematics for German alveolar obstruents. *Proceedings of the 6th International Seminar on Speech Production, Sydney*
- (41) Junqua JC. (1993) The Lombard reflex and its role on human listeners and automatic speech recognizers. *J. Acoust. Soc. Am*. 93(1):510-524
- (42) Van Summers W, Pisoni DB, Bernacki RH, Pedlow RI, Stokes MA. (1988) Effects of noise on speech production: Acoustic and perceptual analyses. *J Acoust. Soc. Am*. 84(3):917-928
- (43) Lindblom B. (1990). Explaining phonetic variation: A sketch of the H&H theory. In A. Marchal & W. Hardcastle (Eds.), *Speech Production and speech Modeling*. (pp. 403-439). Kluwer Academic Press: La Hague, The Netherlands.

- (44) Epstein, M.A., and Stone. M. (2005) The tongue stops here: Ultrasound imaging of the palate. *J. Acoust. Soc. Am.* 118 (4), 2128-2131
- (45) Cayley AS, Tindall AP, Sampson WJ, Butcher AR.. (2000) Electropalatographic and cephalometric assessment of tongue function in open bite and non-open bite subjects. *Eur. J. Orthod.* 22:463-474
- (46) Laaksonen JP, Ojala S, Aaltonen O. (2005) Effects of reduced orosensory feedback on spectral characteristics of medioalveolar vowels. *J. Acoust. Soc. Am.* 117 (4), p. 2571
- (47) Schmitt PM. (2006) Capteurs cutanés non invasifs et monitoring continu pour l'objectivation du confort d'assise et la prévention de l'escarre. Thèse de doctorat. Lyon; pp48-54
- (48) Gerard JM, Ohayon J, Luboz V, Perrier P, Payan Y. (2005) Non-linear elastic properties of the lingual and facial tissues assessed by indentation technique. Application to the biomechanics of speech production. *Medical Engineering & Physics.* 27:884-892
- (49) Fay BT, Brienza DA. (2000) What is interface pressure? *Proceedings of the 22nd annual EMBS International Conference*, Chicago pp23-28
- (50) Duclos P. Mesures des forces musculaire buccales s'exerçant sur les dents au repos, à la déglutition et à la phonation. Thèse de 3^{ème} cycle de sciences odontologiques. 1975
- (51) Murdoch BE, Goozee JV, Veidt M, Scott DH, Meyers IA. (2004) Introducing the pressure-sensing palatograph-the next frontier in electropalatography. *Clin Linguist Phon.* 18(6-8):433-45
- (52) Guenther, F.H., and Perkell, J.S. (2004). A neural model of speech production and its application to studies of the role of auditory feedback in speech. In B. Maassen, R. Kent, H. Peters, P. Van Lieshout, and W. Hulstijn (eds.), *Speech Motor Control in Normal and Disordered Speech* (pp. 29-49). Oxford: Oxford University Press..
- (53) Perrier P, Ostry DJ, Laboissière R. (1996) The equilibrium Point Hypothesis and its Application to Speech Motor Control. *Journal of Speech and Hearing Research.* 39:365-378:

- (54) Hewitt A, Hind J, Kays S, Nicosia M, Doyle J, Tompkins W, Gangnon R, Robbins J. (2007). Standardized Instrument for Lingual Pressure Measurement., *Dysphagia*. (In Press)
- (55) Kelly S, Mai A, Manley G, McLean C. (2000) Electropalatography and the Linguagraph system. *Medical engineering & physics*. 22(1):47-58
- (56) Lebon H. (2007) Essais cliniques : la CNIL veille à l'anonymat. B&B *actualités pharmaceutiques*. pp43-45
- (57) Jeannin C. (2004) Réalisation d'un microcapteur de pression linguale caractérisant la phonation. *Mémoire de recherche DEA IMB* (option imagerie médicale)
- (58) Struyf-Denis G. (2000) Les chaînes musculaires et articulaires. Ed. ICTGDS
- (59) Joseph RD, Gerry WW, Arnold EA. (1997) Telemedecine and the diagnosis of Speech and Language Disorders. *In Mayo Clinical Proceedings*. 72; pp1116-1122
- (60) Calliope. (1989) *La parole et son traitement automatique*.1989. Ed. Masson
- (61) Morrison L, Neel AT, Palmer PM, Sprouls G, Morrison L, (2006) Tongue strength and speech intelligibility in oculopharyngeal muscular dystrophy. *J Med Speech-Language pathology* , In press
- (62) Salomon NP, Robin DA; Perceptions of effort during handgrip and tongue elevation in Parkinson's disease. (2005) *Parkinsonism and related disorders*. 11:353-361
- (63) Han J, Kamber K. Comment faire un test t. (2006) Data mining concepts and techniques. *Morgan Kaufmann Publishers*.
http://www.collegeahuntsic.qc.ca/pagesdept/Sc_Sociales/psy/methosite/consignes/testt.htm
- (64) Matsumura M, Yamasaki H, Tsuji R, Niikawa T, Hara H, Tachimura T, Wada T. (2000) Measurement of palatolingual contact pressure and tongue force using a force-sensor mounted on a palatal plate. In *ICSLP 3* pp893-896

- (65) Clay LM. Swallowing pressures in normal young adult women. Florida State University D-scholarship Repository. <http://dscholarship.lib.fsu.edu/undergrad/56.2005>
- (66) Cho T & Keating, P. (2001) Articulatory and acoustic studies on domain-initial strengthening in Korean. *Journal of Phonetics*. **29**:155-190.
- (67) Fougeron C. (2001) Articulatory properties of initial segments in several prosodic constituents in French. *Journal of Phonetics*. **29**:109-135.
- (68) Fougeron C, Keating P. (1997) Articulatory strengthening at edges of prosodic domains, *J Acoust. Soc. Am.* **101**: 3728-3740.
- (69) Tabain M, Perrier P. (2007) An articulatory and acoustic study of /u/ in preboundary position in French: The interaction of compensatory articulation, neutralization avoidance and featural enhancement. *Journal of Phonetics*. 2007; **35**(2):135-161.
- (70) Tabain M, Perrier P. (2005) Articulation and acoustics of /i/ in preboundary conditions in French. *Journal of Phonetics*. **33**(1):77-100.
- (71) Jun S-A., Fougeron C. (2000) A phonological model of French intonation. in A. Botinis (ed.) *Intonation: analysis, modelling and technology* Dordrecht: Kluwer, 209-242.)
- (72) McFarland D., Baum S., and Chabot C. (1996). 'Speech compensation to structural modifications of the oral cavity, *Journal of the Acoustical Society of America*. **100**:1093–1104.
- (73) Baum SR, McFarland DH. (1997) The development of speech adaptation to an artificial palate. *J. Acoust. Soc. Am.* **102**(4):2353-2359
- (74) Garnier M, Henrich N, Dubois D, Poitevineau J, Polack JD. (2006) Peut-on considérer l'effet Lombard comme un phénomène linéaire en fonction du niveau de bruit ? In *Proceedings of CFA 2006* (pp. 1053-1056), Société Française d'Acoustique, Paris, France

- (75) Garnier M, Bailly L, Dohen M, Welby P, Loevenbruck H. (2006). Étude acoustique et articulatoire de la parole Lombard. Effets globaux sur l'énoncé. *Actes des XXVIèmes Journées d'Études sur la Parole* (pp. 69-72). Association Francophone de la Communication Parlée, Dinard.