



HAL
open science

Étude des paramètres de variation des mesures aérodynamiques et acoustiques dans la parole normale et parkinsonienne chez les femmes

Clara Ponchard

► **To cite this version:**

Clara Ponchard. Étude des paramètres de variation des mesures aérodynamiques et acoustiques dans la parole normale et parkinsonienne chez les femmes. Linguistique. Université de la Sorbonne nouvelle - Paris III, 2023. Français. NNT : 2023PA030070 . tel-04585699

HAL Id: tel-04585699

<https://theses.hal.science/tel-04585699>

Submitted on 23 May 2024

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.



**Sorbonne
Nouvelle** ED 622
sciences du
langage



Université Sorbonne Nouvelle – Paris 3
École doctorale 622 : Sciences du langage
UMR 7018 – Laboratoire de Phonétique et de Phonologie (LPP)

THÈSE

en vue de l'obtention du grade de docteur en Sciences du langage

Étude des paramètres de variation des mesures aérodynamiques et acoustiques dans la parole normale et parkinsonienne chez les femmes

Présentée par
Clara PONCHARD

Sous la direction de
Lise CREVIER-BUCHMAN et Didier DEMOLIN

Soutenue à Paris, le 5 septembre 2023

Composition du jury :

- **David GRABLI (Rapporteur)**, Professeur, Praticien hospitalier, Service de neurologie, Hôpital de la Pitié Salpêtrière, Paris
- **François PELLEGRINO (Rapporteur)**, Directeur de recherche CNRS, DDL Lyon 2
- **Claire PILLOT-LOISEAU (Examinatrice)**, Professeure, Université Sorbonne nouvelle, Paris 3
- **Jody KREIMAN (Examinatrice)**, Professeure, University of California, Los Angeles
- **John KINGSTON (Examineur)**, Professeur, University of Massachusetts, Amherst
- **Lise CREVIER-BUCHMAN (Co-Directrice)**, Chargée de Recherche CNRS, Hôpital Foch, Université Sorbonne nouvelle, Paris 3
- **Didier DEMOLIN (Co-Directeur)**, Professeur émérite, Université Sorbonne nouvelle, Paris 3

Étude des paramètres de variation des mesures aérodynamiques et acoustiques dans la parole normale et parkinsonienne chez les femmes

Résumé

Cette thèse porte sur les troubles de la parole qui se manifestent chez les femmes atteintes de la maladie de Parkinson. Nous avons choisi de nous concentrer sur une population féminine car, bien que les femmes atteintes de la maladie de Parkinson représentent une part importante de la population, les études prenant en compte le sexe féminin comme une variable cruciale sont fortement sous-représentées. De plus, les mesures aérodynamiques sont rarement exploitées. Ces constats ont motivé cette recherche en soulignant la nécessité d'une description objective, quantifiée et détaillée de la voix parkinsonienne. Pour cela, nous avons réalisé une évaluation instrumentale multiparamétrique sur un corpus de 74 femmes, dont 37 femmes parkinsoniennes et 37 témoins, appariées par âge. Notre recherche se distingue par (1) l'élaboration d'un cadre conceptuel et méthodologique pour le traitement de la parole normale et dysarthrique, en utilisant une approche innovante pour segmenter et mesurer automatiquement les données aérodynamiques et acoustiques ; (2) la mise en place d'une étude multiparamétrique qui intègre des mesures acoustiques et aérodynamiques, et qui explore la relation entre la pression sous-glottique et la fréquence fondamentale ; (3) l'élaboration d'un modèle de production normale afin d'identifier les déviations spécifiques à la parole parkinsonienne ; (4) l'identification des sources de variation des paramètres aérodynamiques et acoustiques, tels que les effets du vieillissement ou de la prise de mesure ; et (5) la détection des caractéristiques les plus altérées et des mesures les plus performantes pour discriminer la parole parkinsonienne via une analyse multiparamétrique et une tâche de classification automatique des marqueurs vocaux.

Mots clés : Maladie de Parkinson, Dysarthrie, Femmes, Aérodynamique, Acoustique, Vieillesse, Consonnes occlusives, TAL

Study of variation parameters of aerodynamic and acoustic measurements in normal and Parkinsonian speech among women.

Abstract

This thesis focuses on the speech disorders that occur in women suffering from Parkinson's disease, known as hypokinetic dysarthria. We chose to focus on a female population because, although women with Parkinson's disease represent a significant portion of the population, studies that consider gender as a crucial variable are strongly underrepresented. Moreover, aerodynamic measures, although more difficult to acquire and automatically process than acoustic measures, are rarely exploited. These observations motivated this research, highlighting the need of an objective, quantified, and detailed description of the voice of women with Parkinson's disease. To this end, we carried out a multiparametric instrumental evaluation on a corpus of 74 women, including 37 with Parkinson's and 37 controls, matched according to their age. Our research stands out by (1) the development of a conceptual and methodological framework for the processing of normal and dysarthric speech, using an innovative approach to segment and automatically measure aerodynamic and acoustic data; (2) the implementation of a multiparametric study that integrates acoustic and aerodynamic measurements, and explores the relationship between subglottal pressure and fundamental frequency; (3) the establishment of a normal production model to identify deviations specific to Parkinsonian speech; (4) the identification of sources of variation in aerodynamic and acoustic parameters, such as the effects of aging or the measurement process; and (5) the detection of the most altered features and the most effective measurements to discriminate Parkinsonian speech through a multiparametric analysis and an automatic classification task of vocal markers.

Keywords: Parkinson's disease, Dysarthria, Women, Aerodynamics, Acoustics, Aging, Stop consonants, NLP

« Quand on se fait entendre, on parle toujours bien. »

Molière - Les femmes savantes

Remerciements

Je souhaite adresser mes premiers remerciements à mes directeurs de thèse, Lise Crevier-Buchman et Didier Demolin. Didier, merci pour la confiance que vous m'avez accordée en m'encourageant à entreprendre cette thèse et à explorer mes propres pistes de recherche. Au-delà de votre rôle de directeur, vous avez été un véritable mentor pour moi. J'ai eu la chance d'apprendre à vos côtés, non seulement dans le cadre de ma thèse, mais également dans des domaines aussi variés que la musicologie, la communication animale, les langues rares et vos expériences de voyage à travers le monde. Votre générosité intellectuelle et votre volonté constante de m'inclure dans vos recherches m'ont permis d'enrichir mes connaissances à tous les niveaux et de rencontrer des personnes passionnantes. Les moments de partage, empreints de bonne humeur, de blagues belges et d'anecdotes autour de crèmes glacées, ont été des instants précieux tant sur le plan humain que sur le plan intellectuel. Je tiens également à vous remercier chaleureusement pour votre accompagnement, votre transmission de savoir, votre expertise et votre soutien constant tout au long de cette thèse. C'est grâce à vous et à votre passion pour la phonétique que j'ai pu devenir, comme vous le dites, une véritable phonéticienne ! Lise, je tiens à vous exprimer ma gratitude d'avoir accepté de co-diriger cette thèse, malgré l'absence de collaboration préalable entre nous. Au cours de ces années de recherche, j'ai été ravie d'apprendre à vous connaître et de travailler à vos côtés. Je vous remercie sincèrement pour votre douceur, votre bienveillance constante, ainsi que pour vos relectures attentives et votre disponibilité. Vos encouragements et vos conseils avisés ont été d'une aide précieuse.

Commencer ma thèse en plein cœur de la pandémie n'a pas été facile avec l'impossibilité de poursuivre mes enregistrements à l'hôpital. Je tiens à exprimer ma reconnaissance envers Alain Ghio et François Viallet pour m'avoir donné accès à la base de données sans laquelle cette thèse n'aurait pas été possible.

L'aboutissement de cette thèse marque la fin de mes neuf années d'études à la Sorbonne-Nouvelle. Je tiens à remercier tous les enseignants de ma licence en Sciences du langage, mais également ceux de mon master en Traitement Automatique des langues. La qualité de vos enseignements et votre passion pour ce que vous faites m'ont permis de trouver ma voie qui se trouvait dans la voix des autres. Je souhaite remercier spécialement Nicolas Audibert pour ses enseignements en phonétique et en statistiques, qui se sont avérés d'une utilité quotidienne dans mon travail de thèse, et Serge Fleury pour m'avoir fait découvrir le domaine du Traitement Automatique des Langues et pour sa gentillesse incroyable. Merci à vous deux d'avoir été présents dans mon comité de suivi et de m'avoir soutenue depuis mon master.

Un remerciement spécial à Rosario Signorello pour avoir encadré mon stage de master, qui m'a permis de découvrir l'aérodynamique et de croiser la route de Didier.

Je remercie également mes super copines de fac : Flore, mon acolyte, et ma super team de docteurs, Jade et Alice. Merci à tous les membres du LPP pour leurs échanges constructifs et leurs conseils tout au long de ces années, ainsi que pour l'ambiance chaleureuse qui règne au sein du laboratoire.

Enfin, je remercie vivement les membres de mon jury, qui ont accepté de donner de leur temps pour lire et évaluer ce travail.

J'adresse mes derniers remerciements à mes proches pour leur soutien et leurs encouragements. Papa et maman, mes plus grands supporters, je vous remercie de m'avoir toujours permis de faire mes propres choix et de m'avoir soutenue dans toutes mes décisions. Merci d'avoir toujours cru en moi et de m'avoir aidée à tous les niveaux pendant toutes ces années. Il y aurait tellement de choses à dire pour vous remercier que j'aurais pu écrire une seconde thèse, mais rassurez-vous, je vais m'arrêter là ! Je suis infiniment reconnaissante pour tout ce que vous faites pour moi, je suis tellement chanceuse d'avoir des parents aussi présents et aimants. Maman, je tiens à te remercier tout spécialement pour tes appels quotidiens qui me boostaient, me distrayaient aussi parfois, et qui s'assuraient que je ne

restais pas enfermée à la bibliothèque ! Mes sœurs, merci pour vos messages d'amour, votre soutien, votre présence et de toujours tout partager avec moi. J'ai la chance d'avoir une famille aussi bienveillante, qui m'a permis de vivre une thèse sereine dans les meilleures conditions, remplie de moments de joie, de rire, de partage et de détente. Je vous aime.

Et à toi, mon amour Gabriel, merci pour ta patience, ton réconfort, ta force et ton amour qui m'ont permis de recharger mes batteries, et surtout pour tous ces moments de bonheur que nous avons partagés entre deux pages de thèse.

Table des matières

LISTE DES FIGURES	14
LISTE DES TABLEAUX	21
LISTE DES ABREVIATIONS	26
AVANT-PROPOS	28
CHAPITRE 1. ÉTAT DE L'ART	30
INTRODUCTION	30
1.1 LA MALADIE DE PARKINSON	31
1.1.1 Troubles Moteurs	31
1.1.1.1 Akinésie	31
1.1.1.2 Hypertonie	32
1.1.1.3 Tremblements de repos	32
1.1.2 Troubles axiaux	32
1.1.2.1 Dysarthrie hypokinétique	33
1.1.3 Troubles non moteurs	36
1.1.4 Évolution clinique	37
1.1.4.1 Phase préclinique	37
1.1.4.2 Diagnostic	38
1.1.4.3 Période « lune de miel »	39
1.1.4.4 Période d'aggravation	39
1.1.4.5 Période de déclin	40
1.1.5 Les traitements	40
1.1.5.1 Traitement médicamenteux	40
1.1.5.1.1 La L-DOPA	40
1.1.5.1.2 Les agonistes	41
1.1.5.2 La chirurgie (SCP)	41
1.1.5.3 Impacts des traitements sur la parole	42
1.1.5.4 La rééducation orthophonique	44
1.1.5.4.1 Le protocole LSVT	44
1. LSVT LOUD :	44
2. LSVT ARTIC :	45
3. LSVT RESPIRE	45

4. LSVT BIG :	45
1.2 PRODUCTION DE LA PAROLE.....	45
1.2.1 Le système phonatoire	46
1.2.1.1 Soufflerie pulmonaire.....	47
1.2.1.2 Vibreur laryngé.....	51
1.2.1.3 Résonateur	53
1.2.2 La production des consonnes.....	54
1.2.2.1 Le mode articuloire	55
1.2.2.2 Le lieux d'articulation	55
1.2.2.3 L'impact de la dysarthrie sur la production des consonnes occlusives	57
1.2.3 La phase aérodynamique.....	59
1.2.3.1 Pression sous-glottique.....	60
1.2.3.2 Pression intra-orale	60
1.2.3.3 Robustesse de l'utilisation des mesures de pressions.....	61
1.2.4 La phase acoustique	62
1.2.4.1 Fréquence fondamentale.....	63
1.2.4.2 Durée	63
1.2.4.3 Intensité	64
1.2.4.4 Amplitude	64
1.2.4.5 Intensité RSM	65
1.3 ÉVALUATION DE LA DYSARTHRIE HYPOKINETIQUE.....	65
1.3.1 Évaluation perceptive	66
1.3.2 Évaluation instrumentale.....	67
1.3.3 Évaluation multiparamétrique	68
1.3.4 Facteurs de variations.....	71
POUR RESUMER.....	75
CHAPITRE 2. OBJECTIFS & PROBLEMATIQUES.....	76
INTRODUCTION	76
2.1 ÉTUDES EXPERIMENTALES SUR LA PHASE AERODYNAMIQUE.....	78
2.1.1 Étude n°1 : modèle de production aérodynamique chez les femmes saines	78
2.1.2 Étude n°2 : comparaison entre les productions aérodynamiques des femmes saines et parkinsoniennes.....	79
2.2 ÉTUDES EXPERIMENTALES SUR LA PHASE ACOUSTIQUE	80
2.2.1 Étude n°3 : modèle de production acoustique chez les femmes saines.....	80

2.2.2 Étude n°4 : comparaison entre les productions acoustiques des femmes saines et parkinsoniennes.....	81
2.3 ÉTUDE MULTIPARAMETRIQUE	82
2.3.1 Étude n°5 : classification automatique des marqueurs vocaux	82
POUR RESUMER.....	84
CHAPITRE 3. METHODOLOGIE GENERALE	85
INTRODUCTION	85
3.1 COLLECTE DES DONNEES	87
3.1.1 Corpus AHN	87
3.1.2 Patients et sujets	88
3.1.3 Instrumentation	90
3.2 PROCEDURE EXPERIMENTALE	94
3.2.1 Segmentation automatique	94
3.2.2 Segmentation manuelle.....	96
3.2.3 Sélection des marqueurs vocaux.....	101
3.2.3.1 Descripteurs aérodynamiques	101
3.2.3.1.1 Pic de PIO	102
3.2.3.1.2 Décroissance de la PIO.....	102
3.2.3.2 Descripteurs acoustiques.....	103
3.2.3.2.1 Transition de F0.....	103
3.2.4 Extraction automatique des marqueurs vocaux	107
3.2.5 Fouille de données.....	109
3.2.5.1 Analyses statistiques et visualisation	110
3.2.5.2 Classification automatique.....	111
POUR RESUMER.....	115
CHAPITRE 4. RESULTATS & DISCUSSION.....	116
4.1 ÉTUDES EXPERIMENTALES SUR LA PHASE AERODYNAMIQUE.....	116
4.1.1 Étude n°1 : modèle de production aérodynamique chez les femmes saines	116
4.1.1.1 Statistiques descriptives et visualisation	117
4.1.1.2 Résultats	119
4.1.1.3 Discussion	121
POUR RESUMER.....	129

4.1.2 Étude n°2 : comparaison entre les productions aérodynamiques des femmes saines et parkinsoniennes.....	131
4.1.2.1 Statistiques descriptives et visualisation	132
4.1.2.2 Résultats	134
4.1.2.3 Discussion	138
POUR RESUMER.....	144
4.2 ÉTUDES EXPERIMENTALES SUR LA PHASE ACOUSTIQUE	146
4.2.1 Étude n°3 : modèle de production acoustique chez les femmes saines.....	146
4.2.1.1 Statistiques descriptives et visualisation	147
4.2.1.2 Résultats	152
4.2.1.3 Discussion	154
POUR RESUMER.....	161
4.2.2 Étude n°4 : comparaison entre les productions acoustiques des femmes saines et parkinsoniennes.....	164
4.2.2.1 Statistiques descriptives et visualisation	166
4.2.2.2 Résultats	172
4.2.2.3 Discussion	177
POUR RESUMER.....	185
4.3 ÉTUDE MULTIPARAMETRIQUE	187
4.3.1 Étude n°5 : classification automatique des marqueurs vocaux	187
4.3.1.1 Statistiques descriptives et visualisation	188
1. Corpus de moins de 60 ans	188
2. Corpus de 60 à 70 ans	190
3. Corpus de plus de 70 ans	192
4.3.1.2 Résultats	193
1. Moins de 60 ans.....	194
2. 60 à 70 ans	196
3. Plus de 70 ans.....	199
4.3.1.3 Discussion	201
POUR RESUMER.....	206
CONCLUSION GENERALE	208
BIBLIOGRAPHIE.....	212

Liste des figures

Figure 1. Liste des critères perceptifs utilisés dans la classification de Darley (Auzou et al., 2007).	34
Figure 2. Schéma représentant les 10 troubles les plus déviants de la dysarthrie hypokinétique.	36
Figure 3. Echelle unified Parkinson’s Disease Rating Scale (Fahn & Elton, 1987).	39
Figure 4. Schéma représentant les différentes phases de la production de la parole introduites par (Catford, 1977).	46
Figure 5. Schéma de l’appareil phonatoire qui comprend (1) un producteur d’énergie (l’appareil respiratoire), (2) un vibreur (le larynx) et (3) un résonateur (les cavités aériennes supra-laryngées). Schéma tiré des travaux de (Jean, 2018).	47
Figure 6. Appareil respiratoire et ses subdivisions : l'appareil pulmonaire (breathing apparatus) composé des poumons (lungs) et des voies respiratoires (pulmonary airways) et la paroi thoracique (chest wall) composées de la paroi de la cage thoracique (rib cage wall), du diaphragme (diaphragme), de la paroi abdominale (abdominal wall) et du contenu abdomina (abdominal content) Figure tirée des travaux de (Hixon et al., 2020).	50
Figure 7. Schéma de l’appareil phonatoire présentant les principaux muscles de la paroi de la cage thoracique (sterno-cléido-mastoïdien, scalènes, intercostaux externes, intercostaux internes), le diaphragme et les muscles de la paroi abdominale (oblique externe, oblique interne, le transverse de l’abdomen et le droit de l’abdomen). Schéma issu des travaux de (Tortora et al., 2001).	51
Figure 8. Schéma d’un cycle complet de vibration plis vocaux en commençant par plis vocaux accolés. Opening phase = phase d’ouverture, Closing phase = phase de fermeture (Laver, 1994).	53
Figure 9. Les organes de la parole (Giegerich, 1992).	54
Figure 10. Les différents lieux d’articulation et organes de la parole du conduit vocal (Autesserre, 2023).	56
Figure 11. Coupes sagittales du conduit vocal d’un locuteur standard dans la réalisation des lieux d’articulation des occlusives orales du français.	57

Figure 12. Dynamique et lieux de constriction des principaux organes articulateur du conduit vocal et situation anatomique des paramètres aérodynamiques (Teston, 2007).	61
Figure 13. Evolution de la F0 selon l'âge et le sexe (Hixon et al., 2008).	72
Figure 14. Mesures moyennes des pics de pression intraorale pendant la réalisation des consonnes (Subtelny et al., 1966).	74
Figure 15. Pièce à main du dispositif EVA 2 contenant un microphone, un sonomètre mesurant le niveau de pression acoustique, un pneumotachographe mesurant le débit d'air oral et nasal (oral et nasal airflow sensor) ainsi qu'un capteur de pression trachéale (sub-glottic œsophagian pressure) et un capteur de PIO (Intra-oral pressure) relié à une sonde entre les lèvres du locuteur via le masque de capteur de débit à son extrémité (sqlab, 2009).	92
Figure 16. Estimation de la pression sous-glottique à partir des pics de pression intra-orale pendant la production de la consonne sourde /p/ (Giovanni et al., 2000).	93
Figure 17. Spectrogramme, signal acoustique, PIO, Psg et intensité (Energy) lors de la production du logatome papa. Les flèches délimitent la période de tenue durant laquelle la PSG est égale à la PIO lors du pic de PIO.	93
Figure 18. Les différentes phases lors de la production des consonnes occlusives (Gracco et al., 1992). Tc = durée de la phase d'occlusion, Tr = durée de la phase de relâchement, closure = occlusion, release = relâchement ou explosion, Pp = pression intra-orale maximale, Pu = débit d'air maximal.	99
Figure 19. À gauche : en haut la fenêtre d'étiquetage, en bas le signal audio. À droite, le Dab, au milieu la Pio et en bas l'intensité RMS pendant la production du logatome [papa] par une patiente parkinsonienne. Les différentes phases de la production du deuxième /p/ sont annotées en rouge selon la méthode de (Gracco et al., 1992).	100
Figure 20. À gauche : en haut la fenêtre d'étiquetage, en bas le signal audio. À droite, le Dab, au milieu la Pio et en bas l'intensité RMS pendant la production du logatome [papa] par une patiente parkinsonienne. La ligne rouge pointillée est positionnée au moment de l'occlusion qui n'est pas complète (Dab supérieur à 0) mais qui est identifiable par une chute abrupte de l'intensité. Les flèches	

indiquent les positions de l'occlusion et du relâchement identifiables par la diminution et l'augmentation abrupte de l'intensité (Ponchard et al., 2019).....	100
Figure 21. À gauche : en haut la fenêtre d'étiquetage, en bas le signal audio. À droite, le Dab, au milieu la Pio et en bas l'intensité RMS pendant la production du logatome [papa] par une femme témoin. La ligne rouge pointillée est positionnée au moment du relâchement identifiable sur la courbe d'intensité RMS. L'augmentation abrupte de l'intensité coïncide avec les indices énoncés par (Gracco et al., 1992) identifiables par l'observation du Dab et de la PIO.	101
Figure 22. Pics de PIO mesurés à 5 positions différentes (p2, p3, p4, p5 et p6) dans la phrase « papa ne m'a pas parlé de beau papa ». En haut la fenêtre d'étiquetage avec les étiquettes correspondant à la position temporelle des pics, au milieu la courbe de PIO, en bas le signal acoustique. Les mesures ont été effectuées sur le logiciel Phonedit.....	103
Figure 23. Valeurs moyennes de la fréquence fondamentale en Hz des voyelles suivant les consonnes occlusives [p] et [b]. Le point zéro sur l'abscisse représente le début de la voyelle et le dernier point sur l'abscisse la mesure 100 ms après le début de la voyelle (Hombert et al., 1979).....	105
Figure 24. Extraction de la F0 à son initiation à 0ms.	105
Figure 25. Extraction de la F0 20 ms après son initiation.	105
Figure 26. Extraction de la F0 50 ms après son initiation.	106
Figure 27. Extraction de la F0 80 ms après son initiation.	106
Figure 28. La F0 a été mesurée pendant le décours temporel des /a/ se situant après p2 et p4 dans les deux syllabes accentuées de la phrase "papa ne m'a pas parlé de beau papa".	107
Figure 29. Tableau obtenu par le programme d'extraction automatique nous indiquant : 1) le groupe d'étude concerné ; 2) l'index de la phrase (il y a 6 répétitions de la phrase par fichier) ; 3) la position du segment /p/ dans la phrase (p2, p3, p4, p5 et p6) ; 3) la condition de sujet lors de l'enregistrement (OFF, ON, Ctrl) ; 4) la mesure du pic de PIO (PSG estimée) ; 5) la durée de la phrase ; 6) l'index du décours temporel de la F0 (0ms, 20ms, 50ms et 80ms) et 7) la mesure de F0.	109

Figure 30. Différentes étapes du système de classification automatique pour classer les marqueurs vocaux acoustiques et aérodynamique en deux classes : femme saine ou parkinsonienne. La première étape est la phase d'apprentissage qui se base sur un échantillon d'apprentissage (apprentissage supervisé) afin d'entraîner l'algorithme à identifier quels sont les paramètres qui permettent de différencier la parole pathologique de la parole normale. La deuxième étape est la phase de test, sur un ensemble de données de validation, par laquelle les performances du système de classification sont évaluées en utilisant de nouvelles données (validation croisée). Cette phase nous permettra d'identifier les descripteurs vocaux les plus pertinents pour identifier et caractériser la parole parkinsonienne en fonction des performances du système (taux de réussite)..... 114

Figure 31. Visualisation de l'évolution des pics de PIO dans les différentes positions de /p/ dans la phrase « papa ne m'a pas parlé de beau papa » pour les trois groupes d'âge analysés au sein du corpus de femmes témoins. La courbe des sujets de moins de 60 ans est représentée en bleu, celle du groupe 60-70 ans en rouge et celle du groupe de plus de 70 ans en orange. 119

Figure 32. Visualisation des Pics de PIO (PSG estimée) extraits dans les différentes positions de /p/ dans la phrase « papa ne m'a pas parlé de beau papa » chez les sujets parkinsoniens en condition OFF (courbe rouge), en condition ON (courbe orange) et chez les femmes saines (courbe bleu) pour les trois classes d'âge analysées : à droite, les groupes de moins de 60 ans, au milieu les groupes de 60-70 ans et à gauche les groupes de plus de 70 ans..... 134

Figure 33. Visualisation de l'évolution de la F0 moyenne de la position p2 à p4 pour les trois groupes d'âge analysés au sein du corpus de femmes témoins. La courbe des sujets de moins de 60 ans est représentée en bleu, celle du groupe 60-70 ans en rouge et celle du groupe de plus de 70 ans en orange..... 149

Figure 34. Visualisation de l'évolution de la F0 pendant le déroulement temporel de la voyelle /a/ depuis son initiation jusqu'à 80 ms après son initiation en position p2 et p4. À gauche, les mesures en position p2, à droite, les mesures en position p4 pour les trois groupes d'âge analysées. La courbe des sujets de

moins de 60 ans est représentée en bleu, celle du groupe 60-70 ans en rouge et celle du groupe de plus de 70 ans en orange. 151

Figure 35. Visualisation de l'évolution de la F0 moyenne au cours de la phrase de la position p2 à p4 pour les 37 femmes parkinsoniennes en condition OFF (courbe rouge), en condition ON (courbe orange) et pour les 37 femmes témoins (courbe bleu) réparties dans les trois groupes d'âge analysés. A gauche, les femmes de moins de 60 ans, au milieu les femmes de 60 à 70 ans et à droite les femmes de plus de 70 ans. 167

Figure 36. Visualisation de l'évolution de la F0 pendant le décours temporel de la voyelle /a/ depuis son initiation à 0ms jusqu'à 80 ms après son initiation en position p2 et p4. En haut, les courbes en position p2, en bas les courbes en position p4 pour les trois groupes d'âge analysés : à gauche, les femmes de moins de 60 ans, au milieu des les femmes de 60 à 70 ans et à droite les femmes de plus de 70 ans. La courbe rouge correspond aux productions des femmes parkinsoniennes en condition OFF, en orange en condition ON et en bleu la courbe des femmes saines. 171

Figure 37. Visualisation de l'évolution de la F0 pendant le décours temporel de la voyelle /a/ depuis son initiation à 0ms jusqu'à 80 ms après son initiation en position p2 et p4. En haut, les courbes en position p2, en bas les courbes en position p4 pour les trois groupes d'âge analysés : à gauche, les femmes en condition OFF, au milieu les femmes en condition ON et à droite les femmes saines pour les trois groupes d'âge analysées. La courbe des sujets de moins de 60 ans est représentée en bleu, celle du groupe de 60-70 ans en rouge et celle du groupe de plus de 70 ans en orange. 172

Figure 38. Performances des algorithmes de classification en termes de classification correcte lors de la validation croisée. Le taux de réussite (en bleu) représente la proportion d'éléments correctement classés (%), tandis que le taux d'erreur de classification (en orange) indique le pourcentage d'éléments incorrectement classés. 189

Figure 39. Matrices de confusion des trois systèmes de classification automatique : multiparamétrique, aérodynamique et acoustique. Les lignes horizontales de chaque matrice reflètent les classes réelles, tandis que les colonnes indiquent les prédictions faites par les systèmes. Dans la première colonne, les

Vrais Positifs (VP) sont les marqueurs parkinsoniens correctement identifiés par le système. Les Faux Positifs (FP) représentent les marqueurs sains que le système a incorrectement classifiés comme parkinsoniens. Dans la deuxième colonne, les Faux Négatifs (FN) correspondent aux marqueurs parkinsoniens que le système a classifiés comme sains. Les Vrais Négatifs (VN) sont les marqueurs sains correctement identifiés par le système. Les VP et VN, en bleu, symbolisent les réussites du système en matière de classification, tandis que les FP et FN, en orange, mettent en évidence les erreurs commises par le système lors de la classification..... 189

Figure 40. Performances des algorithmes de classification en termes de classification correcte lors de la validation croisée de la phase de test. Le taux de réussite (en jaune) représente la proportion d'éléments correctement classés (%), tandis que le taux d'erreur de classification (en orange) indique le pourcentage d'éléments incorrectement classés..... 191

Figure 41. Matrices de confusion des trois systèmes de classification automatique : multiparamétrique, aérodynamique et acoustique. Les lignes horizontales de chaque matrice reflètent les classes réelles, tandis que les colonnes indiquent les prédictions faites par les systèmes. Dans la première colonne, les Vrais Positifs (VP) sont les marqueurs parkinsoniens correctement identifiés par le système. Les Faux Positifs (FP) représentent les marqueurs sains que le système a incorrectement classifiés comme parkinsoniens. Dans la deuxième colonne, les Faux Négatifs (FN) correspondent aux marqueurs parkinsoniens que le système a classifiés comme sains. Les Vrais Négatifs (VN) sont les marqueurs sains correctement identifiés par le système. Les VP et VN, en bleu, symbolisent les réussites du système en matière de classification, tandis que les FP et FN, en orange, mettent en évidence les erreurs commises par le système lors de la classification..... 191

Figure 42. Performances des algorithmes de classification en termes de classification correcte lors de la validation croisée de la phase de test. Le taux de réussite (en jaune) représente la proportion d'éléments correctement classés (%), tandis que le taux d'erreur de classification (en orange) indique le pourcentage d'éléments incorrectement classés..... 192

Figure 43. Matrices de confusion des trois système de classification automatique : multiparamétrique, aérodynamique et acoustique. Les lignes horizontales de chaque matrice reflètent les classes réelles, tandis que les colonnes indiquent les prédictions faites par les systèmes. Dans la première colonne, les Vrais Positifs (VP) sont les marqueurs parkinsoniens correctement identifiés par le système. Les Faux Positifs (FP) représentent les marqueurs sains que le système a incorrectement classifiés comme parkinsoniens. Dans la deuxième colonne, les Faux Négatifs (FN) correspondent aux marqueurs parkinsoniens que le système a classifiés comme sains. Les Vrais Négatifs (VN) sont les marqueurs sains correctement identifiés par le système. Les VP et VN, en bleu, symbolisent les réussites du système en matière de classification, tandis que les FP et FN, en orange, mettent en évidence les erreurs commises par le système lors de la classification..... 193

Liste des tableaux

<i>Tableau 1. Les différents symptômes non moteurs de la MPI.....</i>	<i>37</i>
<i>Tableau 2. Tableau récapitulatif des sujets analysés (ID, ÂGE, SCORE UPDRS, GROUPES D'ÂGE).....</i>	<i>90</i>
<i>Tableau 3. Moyennes et écarts-types des pics de PIO dans les différentes positions de /p/ dans la phrase pour les trois groupes d'âge analysés (moins de 60 ans, 60-70 ans et plus de 70 ans). La taille des échantillons analysés correspond à la valeur N.</i>	<i>118</i>
<i>Tableau 4. Récapitulatif des valeurs utilisées pour calculer le pourcentage de décroissance de la PIO au cours de la phrase en appliquant la formule suivante : (pic de pression p2 – pic de pression p6/pic de pression p2)*100.</i>	<i>118</i>
<i>Tableau 5. Résultat de l'ANOVA à 2 facteurs : Age (-60, 60-70, +70) x Position de /p/ (p2,p3,p4,p5,p6) sur les mesures de PIO. La premier ligne présente les résultats du facteur Age sur la PIO, la deuxième ligne ceux de la position du /p/ sur la PIO et la troisième ligne l'interaction entre les deux facteurs.</i>	<i>118</i>
<i>Tableau 6. Moyennes et écarts-types de la PSG estimée lors de la production des /p/ pendant les tâches répétitions de syllabes obtenus par (Goozee et al., 1998) et (Zraick et al., 2012). La taille des échantillons analysés correspond à la valeur N.....</i>	<i>128</i>
<i>Tableau 7. Moyennes, écarts-types et taille des échantillons (N) des pics de PIO dans les différentes positions de /p/ dans la phrase « papa ne m'a pas parlé de beau papa » pour les sujets parkinsoniens en condition OFF et ON, ainsi que pour les sujets témoins dans les trois groupes d'âge analysés.</i>	<i>133</i>
<i>Tableau 8. Récapitulatif des valeurs utilisées pour calculer le pourcentage de décroissance de la PIO au cours de la phrase pour les sujets parkinsoniens en condition OFF et ON, ainsi que pour les sujets témoins des trois groupes d'âge analysés. Le calcul du pourcentage de décroissance est effectué en utilisant la formule suivante : (pic de pression p2 - pic de pression p6 / pic de pression p2) * 100.</i>	<i>133</i>
<i>Tableau 9. Résultat de l'ANOVA à 2 facteurs : Age (-60, 60-70, +70) x Condition (OFF, ON, Témoin) sur les mesures de PIO. La premier ligne présente les résultats du facteur Age sur la PIO, la deuxième ligne ceux de la condition sur la PIO et la troisième ligne l'interaction entre les deux facteurs.....</i>	<i>133</i>

Tableau 10. Le tableau présente les moyennes, les écarts-types et les tailles des échantillons (N) des mesures de fréquence fondamentale au cours de la voyelle /a/ dans deux positions différentes : en position p2 et en position p4. La position p2 correspond au /a/ se situant après le deuxième /p/ de la phrase « papa ne m'a pas parlé de beau papa » et la position p4 correspond au /a/ après le quatrième /p/. La phrase a été répétée 6 fois par les 37 femmes témoins réparties en groupes d'âge : moins de 60 ans, entre 60 et 70 ans, et plus de 70 ans..... 147

Tableau 11. Le tableau présente les résultats de l'analyse de variance (ANOVA) à deux facteurs : âge (moins de 60 ans, 60-70 ans, plus de 70 ans) X position de /a/ dans la phrase (p2,p4) sur les mesures de fréquence fondamentale (F0). La première ligne du tableau présente les résultats de l'effet du facteur âge sur la F0, la deuxième ligne présente les résultats de l'effet de la position de /a/ sur la F0, et la troisième ligne présente les résultats de l'interaction entre les deux facteurs. 148

Tableau 12. Le tableau présente les moyennes, les écarts-types et les tailles des échantillons (N) de la fréquence fondamentale mesurée à différents moments temporels : au début de la voyelle à 0 ms ; 20 ms après son initiation ; 50 ms après son initiation et 80 ms après son initiation dans deux positions différentes de la phrase. La position p2 correspond au /a/ après le deuxième /p/ dans la première syllabe accentuée de la phrase : "papa ne m'a pas parlé de beau papa". La deuxième p4 correspond au /a/ après le quatrième /p/ dans la deuxième syllabe accentuée de la même phrase répétées 6 fois par les 37 femmes témoins réparties en groupes d'âge : moins de 60 ans, entre 60 et 70 ans, et plus de 70 ans. 150

Tableau 13. Le tableau présente les résultats de l'analyse de variance (ANOVA) à deux facteurs : âge (moins de 60 ans, 60-70 ans, plus de 70 ans) X décours temporel (0, 20, 50 et 80 ms) sur les mesures de fréquence fondamentale (F0) extraites en position p2. La première ligne du tableau présente les résultats de l'effet du facteur âge sur la F0, la deuxième ligne présente les résultats de l'effet du décours temporel sur la F0, et la troisième ligne présente les résultats de l'interaction entre les deux facteurs. Le décours temporel fait référence aux mesures de la F0 extraites à quatre points différents, depuis l'initiation de la voyelle jusqu'à 80 ms après son initiation..... 150

Tableau 14. Le tableau présente les résultats de l'analyse de variance (ANOVA) à deux facteurs : âge (moins de 60 ans, 60-70 ans, plus de 70 ans) X décours temporel (0, 20, 50 et 80 ms) sur les mesures de fréquence fondamentale (F0) extraites en position p4. La première ligne du tableau présente les résultats de l'effet du facteur âge sur la F0, la deuxième ligne présente les résultats de l'effet du décours temporel sur la F0, et la troisième ligne présente les résultats de l'interaction entre les deux facteurs. Le décours temporel fait référence aux mesures de la F0 extraites à quatre points différents, depuis l'initiation de la voyelle jusqu'à 80 ms après son initiation..... 151

Tableau 15. Récapitulatif de la méthodologie et des résultats des études instrumentales analysant les variations de la fréquence fondamentale chez les femmes dans la maladie de parkinson. Ctrl = femmes saines et OFF = femmes parkinsoniennes en condition OFF (sans traitement). 166

Tableau 16. Le tableau présente les moyennes (M), les écarts-types (ET) et les tailles des échantillons (N) des mesures de fréquence fondamentale au cours de la voyelle /a/ dans deux positions différentes : en position p2 et en position p4. La position p2 correspond au /a/ se situant après le deuxième /p/ de la phrase « papa ne m'a pas parlé de beau papa » et la position p4 correspond au /a/ après le quatrième /p/. La phrase a été répétée 6 fois par les 37 femmes témoins (Ctrl) et par les 37 femmes parkinsoniennes en condition OFF et ON réparties en groupes d'âge : moins de 60 ans, entre 60 et 70 ans, et plus de 70 ans..... 166

Tableau 17. Le tableau présente les résultats de l'analyse de variance (ANOVA) à deux facteurs : âge (moins de 60 ans, 60-70 ans, plus de 70 ans) X Condition (OFF, ON, Ctrl) sur les mesures de fréquence fondamentale (F0). La première ligne du tableau présente les résultats de l'effet du facteur âge sur la F0, la deuxième ligne présente les résultats de l'effet de la condition sur la F0, et la troisième ligne présente les résultats de l'interaction entre les deux facteurs. 167

Tableau 18. Le tableau présente les résultats de l'analyse de variance (ANOVA) à deux facteurs : Condition (OFF, ON, Ctrl) X Position de /a/ (p2, p4) sur les mesures de fréquence fondamentale des femmes de moins de 60 ans. La première ligne du tableau présente les résultats de l'effet du facteur

condition sur la F0, la deuxième ligne présente les résultats de l'effet de la position de /a/ sur la F0, et la troisième ligne présente les résultats de l'interaction entre les deux facteurs.....168

Tableau 19. Le tableau présente les résultats de l'analyse de variance (ANOVA) à deux facteurs : Condition (OFF, ON, Ctrl) X Position de /a/ (p2, p4) sur les mesures de fréquence fondamentale des femmes de 60 à 70 ans. La première ligne du tableau présente les résultats de l'effet du facteur condition sur la F0, la deuxième ligne présente les résultats de l'effet de la position de /a/ sur la F0, et la troisième ligne présente les résultats de l'interaction entre les deux facteurs.....168

Tableau 20. Le tableau présente les résultats de l'analyse de variance (ANOVA) à deux facteurs : Condition (OFF, ON, Ctrl) X Position de /a/ (p2, p4) sur les mesures de fréquence fondamentale des femmes de plus de 70 ans. La première ligne du tableau présente les résultats de l'effet du facteur condition sur la F0, la deuxième ligne présente les résultats de l'effet de la position de /a/ sur la F0, et la troisième ligne présente les résultats de l'interaction entre les deux facteurs.....169

Tableau 21. Le tableau présente les moyennes de la fréquence fondamentale mesurée à différents moments temporels : au début de la voyelle à 0 ms ; 20 ms après son initiation ; 50 ms après son initiation et 80 ms après son initiation dans deux positions différentes de la phrase. La position p2 correspond au /a/ après le deuxième /p/ de la phrase : "papa ne m'a pas parlé de beau papa". La position p4 correspond au /a/ après le quatrième /p/ de la même phrase répétées 6 fois par les 37 femmes témoins (Ctrl) et par les 37 femmes parkinsoniennes en condition ON et OFF réparties en groupes d'âge : moins de 60 ans, entre 60 et 70 ans, et plus de 70 ans.....170

Tableau 22. Évaluation des performances des trois systèmes de classification automatique : multiparamétrique, aérodynamique et acoustique pour les classes : parkinsoniennes (park) et saines. La précision mesure la proportion des prédictions positives qui sont réellement positives, c'est une mesure de la qualité de prédiction des modèles. Le rappel mesure la proportion de prédictions positives que le modèle a réussi à identifier, c'est la capacité du modèle à trouver tous les échantillons positifs. La F-mesure est une moyenne harmonique entre la précision et le rappel, permettant une mesure globale de la performance. La précision, le rappel et la F-mesure sont mesurés sur une échelle de 0 à 1.

Le coefficient de Kappa mesure l'accord entre les prédictions et les vraies classes, il varie entre -1 (désaccord total) et 1 (accord total), en passant par 0 (classification au hasard). 190

Tableau 23. Évaluation des performances des trois systèmes de classification automatique : multiparamétrique, aérodynamique et acoustique pour les classes : parkinsonienne (park) et saine. La précision mesure la proportion des prédictions positives qui sont réellement positives ($VP / (VP + FP)$), c'est une mesure de la qualité de prédiction des modèles. Le rappel mesure la proportion de prédictions positives que le modèle a réussi à identifier ($VP / (VP + FN)$), c'est la capacité du modèle à trouver tous les échantillons positifs. La F-mesure est une moyenne harmonique entre la précision et le rappel, permettant une mesure globale de la performance. La précision, le rappel et la F-mesure sont mesurés sur une échelle de 0 à 1. Le coefficient de Kappa mesure l'accord entre les prédictions et les vraies classes, il varie entre -1 (désaccord total) et 1 (accord total), en passant par 0 (classification au hasard). 191

Tableau 24. Évaluation des performances des trois systèmes de classification automatique : multiparamétrique, aérodynamique et acoustique pour les classes : parkinsonienne (park) et saine. La précision mesure la proportion des prédictions positives qui sont réellement positives ($VP / (VP + FP)$), c'est une mesure de la qualité de prédiction des modèles. Le rappel mesure la proportion de prédictions positives que le modèle a réussi à identifier ($VP / (VP + FN)$), c'est la capacité du modèle à trouver tous les échantillons positifs. La F-mesure est une moyenne harmonique entre la précision et le rappel, permettant une mesure globale de la performance. La précision, le rappel et la F-mesure sont mesurés sur une échelle de 0 à 1. Le coefficient de Kappa mesure l'accord entre les prédictions et les vraies classes, il varie entre -1 (désaccord total) et 1 (accord total), en passant par 0 (classification au hasard). 193

Liste des abréviations

- AHN** Aix Hôpital Neurologie
- ANOVA** analysis of variance
- Ctrl** Contrôle
- CV** Consonne Voyelle
- Dab** Débit d'air oral
- dB** DeciBel
- ECD** Extraction de Connaissances à partir de Données
- EVA** Évaluation Vocale Assistée
- F0** Fréquence fondamentale
- FN** Faux Négatifs
- FP** Faux Positifs
- Hz** Hertz
- LSVT** Lee Silverman Voice Treatment
- MAUS** Munich AUtomatic Segmentation
- MPI** Maladie de Parkinson Idiopathique
- Pa** Pascal
- PIO** Pression Intra-Orale
- PSG** Pression Sous-Glottique
- RMS** Root Mean Square
- SAMPA** Speech Assessment Methods Phonetic Alphabet
- SCP** Stimulation Cérébrale Profonde
- UPDRS** Unified Parkinson Disease Rating Scale
- VN** Vrais Négatifs
- VOT** Voice Onset Time
- VP** Vrais Positifs

Avant-Propos

Ce travail de thèse se consacre à l'analyse des troubles de la parole qui se manifestent chez les femmes atteintes de la maladie de Parkinson, connus sous le nom de dysarthrie hypokinétique. Ces troubles résultent d'une déficience motrice qui altère l'exécution des mouvements des organes mis en jeu dans la production de la parole, engendrant ainsi des altérations multiples touchant tous les aspects de la production tels que la respiration, la phonation, l'articulation, la résonance et la prosodie. Bien que les femmes soient tout autant affectées que les hommes par ces troubles, présents chez environ 80 % des patients, la majorité des études instrumentales sur les troubles de la voix ont été menées sur une population masculine. Cette prédominance peut s'expliquer en partie par le fait que la maladie de Parkinson touche deux fois plus souvent les hommes que les femmes. En conséquence, la recherche s'est principalement concentrée sur l'analyse des altérations de la parole chez les hommes, négligeant ainsi une part importante de la population malgré que ces troubles aient un impact similaire sur leur qualité de vie. De plus, les paramètres utilisés pour évaluer la voix sont restés pratiquement inchangés depuis au moins la fin des années 1980, se limitant principalement à des mesures acoustiques. Or, malgré l'ampleur de ces analyses acoustiques, il n'existe toujours pas de consensus clair sur les résultats, qui demeurent contradictoires. En outre, l'hétérogénéité des méthodes d'évaluation et la présence de biais expérimentaux non contrôlés rendent les résultats difficiles à interpréter. Par conséquent, à ce jour, les troubles de la parole associés à la maladie de Parkinson chez les femmes demeurent encore mal compris. Ce travail de thèse a donc pour objectif de réaliser une description objective, quantifiée et détaillée de la voix des femmes au moyen d'une analyse multiparamétrique basée sur des mesures aérodynamiques et acoustiques afin de rendre compte des altérations de l'ensemble du système de production de la parole. La relation entre la phase aérodynamique et la phase acoustique dans la maladie de Parkinson a peu été explorée alors que la phase aérodynamique constitue la première étape de la production de la parole grâce à laquelle les sons de la parole sont générés. A travers l'analyse de ces mesures, nous souhaitons identifier les

marqueurs vocaux qui permettent de caractériser la parole parkinsonnienne sur le continuum entre parole normale et pathologique. Une attention particulière sera accordée à l'analyse des paramètres de variation de ces marqueurs vocaux, tels que les effets du vieillissement, afin de distinguer les variations normales des variations pathologiques. Face à l'ampleur des altérations causées par la maladie de Parkinson, nous avons choisi de nous concentrer spécifiquement sur les aspects articulatoires de la parole, plus précisément sur la production des consonnes occlusives, qui sont considérées comme l'erreur articulatoire la plus typique de la dysarthrie hypokinétique. Cette thèse est structurée en quatre chapitres. Les deux premiers chapitres se consacreront à approfondir les fondements de notre étude, en fournissant une introduction détaillée sur le contexte général et les principaux objectifs de notre recherche. Le troisième chapitre décrira en détail la méthodologie que nous avons employée. Quant au quatrième chapitre, il se concentrera sur la présentation et l'analyse des résultats des cinq études instrumentales menées sur les paramètres vocaux. Ces études seront exposées en détail dans le chapitre deux, qui abordera également les problématiques traitées.

Chapitre 1. État de l'art

Introduction

Ce premier chapitre consiste en un état de l'art composé de trois parties qui visent à présenter les prérequis nécessaires à l'appréhension de notre étude sur la phonation des femmes atteintes de la maladie de Parkinson. Pour cela, nous commencerons par présenter la maladie de Parkinson, les troubles moteurs qu'elle occasionne et plus spécifiquement la dysarthrie hypokinétique, son évolution clinique ainsi que les traitements existants et leurs impacts sur ces troubles. La seconde partie sera consacrée à la description des organes et des mécanismes mis en jeu dans la production de la parole. Nous verrons comment le système phonatoire produit les sons et comment la production de ces sons est altérée dans la dysarthrie hypokinétique notamment lors de la production des consonnes occlusives. Les deux phases principales de la production de la parole, la phase aérodynamique et la phase acoustique, qui seront analysées dans cette étude seront également présentées en détail. Enfin, la troisième partie portera sur l'évaluation de la dysarthrie hypokinétique en examinant les avantages et les limites des différentes méthodes d'évaluation (perceptive, instrumentale et multiparamétrique) ainsi que les facteurs de variation qui peuvent affecter les résultats de ces évaluations.

1.1 La maladie de Parkinson

Décrite pour la première fois par James Parkinson en 1817, la maladie de Parkinson idiopathique (MPI) est une maladie neurodégénérative caractérisée par la destruction d'une population spécifique de neurones : les neurones dopaminergiques situés dans la région nigrostriatale du cerveau (substance noire). La fonction de ces neurones est de fabriquer et de libérer de la dopamine, un neurotransmetteur impliqué dans le contrôle de nombreuses fonctions comme les mouvements volontaires, la cognition, la motivation et les affects. Les neurones dopaminergiques sont ceux qui dégènèrent préférentiellement et massivement : cela explique pourquoi la MPI se manifeste d'abord par des symptômes moteurs, mais la maladie n'est pas restreinte aux cellules de la substance noire. Des populations neuronales associées à d'autres neurotransmetteurs (sérotonine, acétylcholine ou noradrénaline) sont également affectées par la dégénérescence neuronale expliquant la survenue d'autres signes moteurs : les signes axiaux, et non moteurs (Corvol et al., 2022).

Il s'agit de la deuxième maladie neurodégénérative la plus fréquente, après la maladie d'Alzheimer, avec en France environ 200 000 personnes touchées. Elle touche environ 3 % de la population à l'âge de 65 ans et jusqu'à 5 % des personnes de plus de 85 ans.

1.1.1 Troubles Moteurs

Le diagnostic de la MPI est clinique et se fait par l'identification de trois symptômes moteurs : l'akinésie, l'hypertonie et les tremblements de repos.

1.1.1.1 Akinésie

L'akinésie est caractérisée par une difficulté à initier les mouvements avec un retard à l'initiation et des anomalies dans son exécution : diminution de la vitesse (bradykinésie) et de l'amplitude (hypokinésie). Cette difficulté ne concerne pas tous les mouvements au même degré. Elle se repère surtout dans les mouvements complexes : séquences de mouvements différents,

mouvements réclamant la coordination de plusieurs membres, mouvements précis et semi-automatiques (France Parkinson, 2016a). Cette difficulté de mouvements est responsable de nombreux symptômes : visage figé et sans expressions (hypomimie ou amimie), diminution progressive de la taille des lettres lors de l'écriture (micrographie), voix faible et monotone (hypophonie), difficulté à articuler (dysarthrie) et à avaler (dysphagie). Globalement, on constate une perte de la spontanéité, de l'agilité et de la facilité des gestes (Hausser-Hauw, 2018).

1.1.1.2 Hypertonie

L'hypertonie ou rigidité est caractérisée par une tension excessive des muscles pouvant entraîner des douleurs musculaires (crampes) ou tendineuses et une sensation de raideur. Elle s'observe fréquemment au repos avec une posture crispée, voutée en avant, la tête baissée et contribue à une difficulté des mouvements. La rigidité peut concerner l'ensemble des muscles du corps, mais se concentre généralement le long de la colonne vertébrale et aux articulations. Elle affecte davantage les muscles fléchisseurs que les muscles extenseurs, le cou, le buste, les hanches, les genoux et les mains en position fléchie (France Parkinson, 2016a).

1.1.1.3 Tremblements de repos

Le tremblement de repos est caractérisé par un tremblement lorsque le membre se trouve en position de relâchement musculaire complet. La meilleure position pour l'observer aux membres supérieurs est la position debout, les bras le long du corps. Il est toujours asymétrique, plus marqué du côté le plus rigide, et prédomine aux membres supérieurs plutôt à la main ou même à un seul doigt. Sa fréquence est de quatre à six battements par seconde. Il est diminué par le mouvement volontaire, surtout en début de maladie et disparaît pendant le sommeil. Comme les autres symptômes de la MPI, il est accru par le stress, l'état émotionnel ou la concentration intellectuelle (France Parkinson, 2016b).

1.1.2 Troubles axiaux

Les troubles axiaux correspondent aux troubles moteurs touchant l'axe du corps. Les 4 principaux troubles axiaux dans la maladie de Parkinson sont : les troubles de la marche, les troubles de la posture, les troubles de la parole et les troubles de la déglutition. Ces troubles sont très importants à considérer car ils surviennent chez 80% des patients et impactent négativement la qualité de vie du patient. De plus, ils sont très peu sensibles au traitement conventionnel contrairement aux troubles moteurs (O'Gorman Tuura et al., 2018). Nous présenterons ici uniquement les troubles de la parole qui sont l'objet de notre étude.

1.1.2.1 Dysarthrie hypokinétique

Les troubles moteurs de la parole parkinsonienne sont désignés par le terme générique de dysarthrie. La dysarthrie fait référence à l'ensemble des troubles de la parole liés à des perturbations des commandes neuromusculaires des organes mis en jeu dans la production de la parole (Netsell, 1982). L'origine est une lésion du système nerveux central ou périphérique affectant les différents éléments de la chaîne parlée : respiration, phonation, articulation, résonance et prosodie (Pinto et al., 2010). Les dysarthries sont multiples et résultent en plusieurs perturbations, certaines générales et d'autres propres à chacune des dysarthries. Il existe plusieurs classifications des dysarthries qui reposent sur des considérations neurologiques, physiopathologiques et cliniques (Laaridh, 2017). La plus connue est celle de (Darley et al., 1969a, 1969b) qui sert encore aujourd'hui de référence en étant la plus utilisée par les neurologues et les orthophonistes. Cette classification est fondée sur une approche perceptive (anomalies de la parole perçues « à l'oreille ») afin d'évaluer l'intelligibilité globale à l'aide de 38 paramètres regroupés en 7 catégories : hauteur, intensité, qualité vocale, respiration, prosodie, articulation ainsi qu'une évaluation globale de la parole (intelligibilité, bizarrerie). Les critères sont détaillés dans la figure 1 (voir Figure 1). Selon cette classification, la dysarthrie parkinsonienne est qualifiée d'hypokinétique. Le qualificatif hypokinétique privilégie la réduction caractéristique de la motricité consécutive au syndrome akinéto-rigide de la maladie de Parkinson. La dysarthrie hypokinétique est donc un trouble de la parole d'origine neurologique qui se

manifeste par une déficience motrice (Darley et al., 1969a) dont la complexité réside dans leur potentialité à affecter toutes les composantes de la production de la parole (Kent et al., 2000). La dysarthrie hypokinétique représente un enjeu de santé publique majeur puisque l'on considère qu'elle affecte environ 80% des patients atteints de la MPI (Hartelius & Svensson, 1994) tout en étant jugée par 29% comme étant le symptôme le plus handicapant au quotidien (Hartelius & Svensson, 1994).

Liste des critères de Darley	
1.	Hauteur
2.	Rupture de hauteur
3.	Monotonie
4.	Tremblement vocal
5.	Mono-intensité
6.	Variation excessive d'intensité
7.	Décroissance d'intensité
8.	Instabilité de l'intensité
9.	Intensité
10.	Voix rauque
11.	Voix humide
12.	Voix soufflée (continu)
13.	Voix soufflée (intermittent)
14.	Voix forcée
15.	Arrêts vocaux
16.	Hypernasalité
17.	Hyponasalité
18.	Emission nasale
19.	Inspiration-expiration forcées
20.	Inspiration audible
21.	Bruit en fin d'expiration
22.	Débit
23.	Phrases courtes
24.	Augmentation du débit (segment)
25.	Augmentation du débit (global)
26.	Diminution de l'accentuation
27.	Débit variable
28.	Allongement des pauses
29.	Silences inappropriés
30.	Accélération paroxystiques
31.	Accentuation excessive
32.	Imprecision des consonnes
33.	Allongement des phonèmes
34.	Répétition de phonèmes
35.	Dégradations articulatoires
36.	Distorsion des voyelles
37.	Intelligibilité
38.	Bizarrie

Figure 1. Liste des critères perceptifs utilisés dans la classification de Darley (Auzou et al., 2007).

Les troubles les plus déviants considérés comme caractéristiques de la parole parkinsonienne sont les suivants : la monotonie de hauteur, la réduction de l'accentuation, la monotonie de l'intensité, l'imprécision des consonnes, les pauses inappropriées, les accélérations brèves, la raucité de la voix, la voix soufflée, la hauteur moyenne et le débit variable (voir Figure 2). Dans une étude sur une population de 200 patients parkinsoniens, il a été trouvé 90 % d'anomalies de la voix et 45 % de perturbations articulatoires, l'atteinte la plus précoce et la plus fréquente portant sur les consonnes occlusives (Logemann et al., 1978). Dans une autre étude suédoise, sur une population de 250 patients, 70% se considéraient comme souffrant d'altérations de la voix en rapport avec la MPI en qualifiant leur voix de faible, rauque et/ou monotone, et la parole comme trop lente avec une articulation

imprécise et un démarrage difficile (Hartelius & Svensson, 1994). L'ensemble de ces difficultés de parole apparaissait comme précocement perçue, dès le début de la maladie pour la plupart des patients, avec une aggravation du niveau de sévérité au cours de l'évolution de la maladie. En dépit de cette gêne perçue, alors que 46% des patients bénéficiaient d'une kinésithérapie, seuls 2 à 3% avaient eu recours à une prise en charge orthophonique (Pinto et al., 2010). La dysarthrie hypokinétique a longtemps été considérée comme d'apparition tardive, en particulier en ce qui concerne ses répercussions sur l'intelligibilité de la parole, et plus largement sur la communication. Toutefois, cette considération d'une apparition tardive n'a pas toujours fait consensus et est, aujourd'hui, en partie réfutée. En effet, le délai moyen de survenue de la dysarthrie, notifiée dans l'observation clinique, a été retrouvé 84 mois après le début de la MPI (Müller et al, 2001). Cela illustre la prise en compte insuffisante des troubles de la production de parole qui apparaissent en fait dès le début de la MPI et même au cours de la période pré-symptomatique comme cela a été démontré dans une étude longitudinale sur des enregistrements analysés de façon rétrospective chez un patient atteint de MPI (Viallet & Teston, 2007). D'autres travaux notifient également que les troubles de parole pourraient faire partie des premières manifestations de la MPI (Braak et al., 2003; Sapir, 2014).

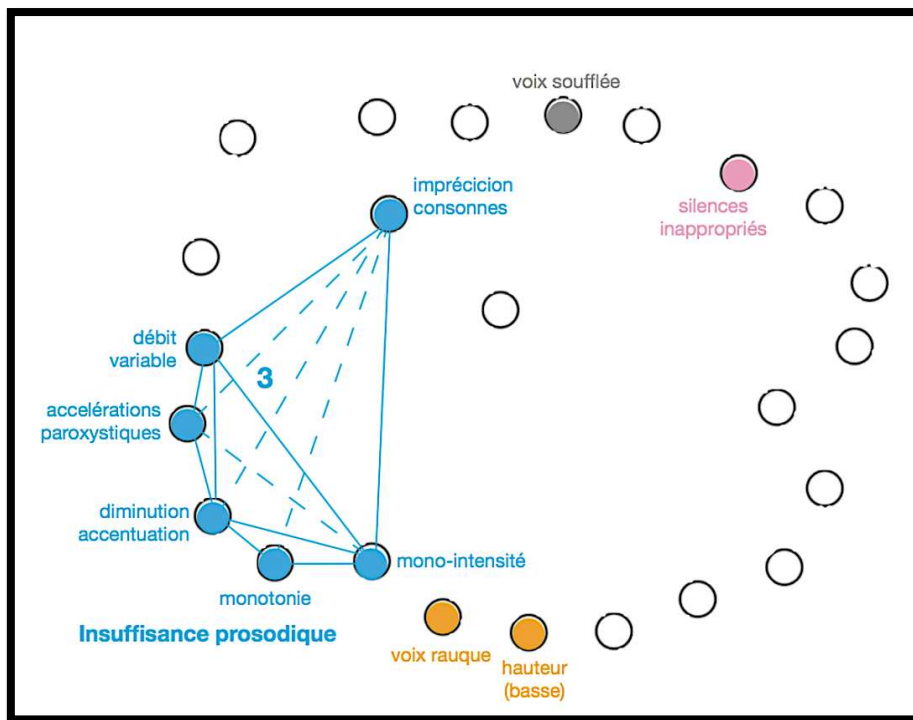


Figure 2. Schéma représentant les 10 troubles les plus déviants de la dysarthrie hypokinétique.

1.1.3 Troubles non moteurs

En plus de ces manifestations motrices observables, la MPI est associée à des symptômes dits non moteurs. Cette appellation recouvre un vaste ensemble de troubles, plus de quarante, dont les principaux sont énumérés dans le tableau 2 (voir Tableau 2). Si les manifestations motrices de la maladie de Parkinson sont les plus connues, les symptômes non moteurs sont souvent sous-diagnostiqués et même sous-signalés par les patients eux-mêmes. Or, la quasi-totalité des patients parkinsoniens (98,6 %) vont présenter en moyenne sept symptômes non moteurs au bout de cinq à dix années d'évolution de la maladie. Ce cumul parfois impressionnant représente un fardeau important sur la qualité de vie des patients et constitue les déterminants principaux de la perte d'autonomie (Lepage, 2012). Ils ne suivent pas un ordre d'apparition déterminé, certains sont précoces, ils pourraient servir de marqueurs cliniques, d'autres sont tardifs. Ils sont fluctuants et

variables dans le temps en fonction des prises de médicaments, de l'activité physique, de l'humeur ou sans cause évidente (Hausser-Hauw, 2018).

Liste des symptômes non moteurs

Symptômes gastro-intestinaux : mastication difficile, déglutition altérée, fausses routes, hypersalivation, mobilité de l'œsophage réduite, satiété précoce, nausée, flatulence, perte de poids, constipation

Troubles du sommeil : insomnie, fatigue extrême, crampe nocturnes, apnée du sommeil, jambe sans repos

Symptômes psychologiques et psychiatriques : anxiété, dépression, rêves vives, hallucinations, tristesse, indifférence, phobie, apathie, anhédonie, asthénie

Troubles intellectuels : lenteur, baisse d'attention, de concentration, difficulté multitâches, trouble de la mémoire de travail, notion du temps perturbée

Autres : douleurs, troubles urinaires, sexuels, troubles de l'odorat, troubles visuels, thermorégulation

Tableau 1. Les différents symptômes non moteurs de la MPI.

1.1.4 Évolution clinique

La maladie de Parkinson est une maladie chronique, d'évolution lente et progressive. On distingue généralement quatre grandes phases d'évolution de la maladie bien que la maladie évolue différemment d'un patient à un autre.

1.1.4.1 Phase préclinique

La phase préclinique de la maladie, avant l'apparition des troubles moteurs, dure pendant plusieurs années (10 à 20 ans) sans trop inquiéter le patient. Pendant ces années, le cerveau compense

la baisse de dopamine par des processus de plasticité qui permettent un fonctionnement cérébral normal. Le patient a durant cette période plusieurs symptômes non moteurs : constipation, fatigue, perte de l'odorat, tristesse, agitation pendant les rêves mais ils ne suffisent généralement pas à orienter le clinicien ou à inciter le patient à consulter. À part ces quelques troubles, les patients restent asymptomatiques jusqu'à ce que 50 à 70 % des neurones dopaminergiques soient détruits et que le cerveau ne soit plus en mesure de compenser cette perte ce qui occasionne l'apparition des troubles moteurs (Hausser-Hauw, 2018).

1.1.4.2 Diagnostic

Le diagnostic est clinique et se fonde sur la présence d'au moins deux signes de la triade motrice, akinésie-rigidité-tremblement présentée précédemment. Afin d'évaluer la progression de la maladie, les neurologues utilisent l'échelle UPDRS (Unified Parkinson Disease Rating Scale) qui inclut un examen clinique ainsi qu'un questionnaire. Le questionnaire se divise en quatre parties qui cotent les fonctions intellectuelles, les activités de la vie quotidienne, la motricité et plus tard les complications des traitements (voir Figure 3). Il existe une certaine corrélation entre le score de cette échelle et le degré de dégénérescence mais, contrairement à ce qui se passe dans d'autres maladies neuro-évolutives, ce score peut s'améliorer considérablement à la suite des traitements, rester inchangé pendant des années ou s'aggraver (Hausser-Hauw, 2018). Le traitement commence dès que le diagnostic de la MPI est posé.

NOM :	Date :	UPDRS =
Année de naissance :	stable : Oui Non	prédominance : D – G – AH – M – T
Début de maladie :	début de traitement :	cocher : <input type="checkbox"/> seul <input type="checkbox"/> conjoint <input type="checkbox"/> enfant <input type="checkbox"/> autre
I) Etat mental, comportemental, thymique 1. affaiblissement intellectuel 0 1 2 3 4 2. troubles de la pensée 0 1 2 3 4 3. dépression 0 1 2 3 4 4. motivation-initiative 0 1 2 3 4		IV) Complications du traitement A - DYSKINESIES 32. durée 0 1 2 3 4 33. incapacité 0 1 2 3 4 34. dyskinesies douloureuses 0 1 2 3 4 35. dyskinesies matinales précoces oui = 1 non = 2
II) activités dans la vie quotidienne 5. parole 0 1 2 3 4 6. salivation 0 1 2 3 4 7. déglutition 0 1 2 3 4 8. écriture 0 1 2 3 4 9. s'alimenter 0 1 2 3 4 10. habillage 0 1 2 3 4 11. hygiène 0 1 2 3 4 12. se retourner dans le lit 0 1 2 3 4 13. chutes non liées au piétinement 0 1 2 3 4 14. piétinement 0 1 2 3 4 15. marche 0 1 2 3 4 16. tremblement 0 1 2 3 4 17. douleurs 0 1 2 3 4		B – FLUCTUATIONS CLINIQUES 36. périodes off prédictives oui = 1 non = 2 37. périodes off non prédictives oui = 1 non = 2 38. périodes off brutales oui = 1 non = 2 39. proportion de off 0 1 2 3 4 C – AUTRES COMPLICATIONS 40. anorexie, nausées, vomissements oui = 1 non = 2 41. insomnies, somnolence oui = 1 non = 2 42. hypotension orthostatique oui = 1 non = 2 Stades de HOEHN et YAHR Stades : 0 – 1 – 1,5 – 2 – 2,5 – 3 – 4 – 5
III) examen moteur 18. parole 0 1 2 3 4 19. expression faciale 0 1 2 3 4 20. tremblement de repos 0 1 2 3 4 21. tremblement d'action 0 1 2 3 4 22. rigidité 0 1 2 3 4 23. tapotement des doigts 0 1 2 3 4 24. mouvements des mains 0 1 2 3 4 25. mouvements alternatifs 0 1 2 3 4 26. agilité de la jambe 0 1 2 3 4 27. se lever d'une chaise 0 1 2 3 4 28. posture 0 1 2 3 4 29. stabilité posturale 0 1 2 3 4 30. démarche 0 1 2 3 4 31. bradykinésie 0 1 2 3 4		AVQ – SCHWAB et ENGLAND 100% - totalement indépendant 90% - indépendant mais plus lent 80% - indépendant conscient de sa lenteur 70% - pas tout à fait indépendant (3 à 4 fois + lent) 60% - partiellement dépendant 50% - aidé dans 50% des activités 40 % - très dépendant 30% - peu d'activités effectuées seul 20% - ne fait rien seul – aidé légèrement 10 % - alité – totalement dépendant 0 % : alité – troubles végétatifs

Figure 3. Echelle unified Parkinson's Disease Rating Scale (Fahn & Elton, 1987).

1.1.4.3 Période « lune de miel »

Cette période s'appelle ainsi car pendant quelques années, à la suite de la prise des traitements, les symptômes régressent ainsi que les douleurs et pratiquement tous les symptômes moteurs et non moteurs. Le patient peut mener une vie pratiquement normale et réagit très bien au traitement qui génère peu d'effets secondaires avec des effets stables.

1.1.4.4 Période d'aggravation

Elle est marquée par des fluctuations motrices et de traitement. En effet, les symptômes moteurs réapparaissent et fluctuent dans la journée, en fonction des doses de médicaments, pouvant altérer l'état du patient. Pendant ces fluctuations, le traitement ne fait plus effet soudainement, durant

quelques minutes à une heure, et le patient redevient aussi rigide et akinétique que avant tout traitement. Cette période est également marquée par l'apparition de dyskinésies (mouvements anormaux et involontaires) et de dystonies (contractions prolongées et involontaires des muscles) qui sont particulièrement problématiques car elles empêchent d'augmenter les doses de médicaments et donc de réduire la fluctuation des troubles moteurs.

1.1.4.5 Période de déclin

Marquée par l'apparition d'hallucinations, de démence et d'une perte d'autonomie, elle ne concerne que 20-30% des patients.

1.1.5 Les traitements

À l'heure actuelle, il n'existe pas de traitement curatif de la maladie de Parkinson. Cependant, il existe des traitements qui peuvent aider à réduire considérablement les symptômes et à améliorer la qualité de vie des patients mais ils ne guérissent pas le processus pathologique sous-jacent. Ces traitements peuvent comprendre des médicaments, une intervention chirurgicale et une thérapie physique, entre autres.

1.1.5.1 Traitement médicamenteux

1.1.5.1.1 La L-DOPA

La L-DOPA, également connue sous le nom de lévodopa, est un précurseur de la dopamine. Elle est associée, sous forme de médicament, à un inhibiteur qui empêche sa dégradation afin qu'elle puisse atteindre le cerveau pour s'y transformer en dopamine et compenser le manque causé par la MPI. Il s'agit du traitement de référence, celui qui possède le meilleur rapport efficacité/effets indésirables dans l'amélioration des troubles moteurs. Néanmoins, avec le temps, la L-DOPA peut perdre de son efficacité et provoquer des effets secondaires tels que des dyskinésies (mouvements

involontaires). En effet, elles débutent généralement après quelques années d'utilisation de la L-DOPA et sont variables dans le temps et dans leur intensité, et elles ne disparaissent qu'avec une diminution importante ou l'arrêt du traitement (Hausser-Hauw, 2018). Ces dyskinésies sont décrites en fonction de leur rapport temporel avec la prise de L-DOPA. Les plus fréquentes sont les dyskinésies de milieu de dose qui sont brusques et répétées impliquant la tête, la bouche et les membres supérieurs. Il peut survenir également des dyskinésies de début et de fin de dose qui occasionnent des mouvements brusques mélangés à des mouvements lents de torsion et de contraction du tronc et des membres (Hausser-Hauw, 2018). Dans certains cas, d'autres médicaments ou traitements peuvent être nécessaires pour gérer les symptômes au fur et à mesure de l'évolution de la maladie.

1.1.5.1.2 Les agonistes

Les agonistes dopaminergiques agissent en mimant l'action de la dopamine. Ils provoquent moins de dyskinésies que la L-DOPA mais sont plus fréquemment responsables d'effets indésirables : nausées, vomissements, somnolence, hallucinations, épisodes délirants et des fluctuations de l'humeur. Pour ces raisons, la L-DOPA est majoritairement administrée.

1.1.5.2 La chirurgie (SCP)

La stimulation cérébrale profonde (SCP) est une technique chirurgicale qui consiste à implanter des électrodes dans des zones spécifiques du cerveau impliquées dans la régulation des mouvements notamment le noyau sous-thalamique. Les électrodes sont reliées à un petit appareil appelé neurostimulateur, qui est implanté sous la peau près de la clavicule, et qui délivre des impulsions électriques au cerveau afin de réguler les schémas anormaux d'activité cérébrale associés à la MPI. La procédure peut être effectuée unilatéralement (d'un côté du cerveau) ou bilatéralement (des deux côtés du cerveau) en fonction des symptômes du patient et de sa réponse au traitement. Les paramètres de stimulation peuvent être ajustés après l'intervention afin d'optimiser l'effet thérapeutique et de minimiser les effets secondaires. La SCP est réservée aux cas difficiles à traiter

avec les médicaments antiparkinsoniens ou qui en subissent des effets secondaires importants, en particulier lorsque des fluctuations d'efficacité sont observées malgré une bonne sensibilité à la L-DOPA. Cette technique, qui a l'avantage de permettre une stimulation continue, adaptable et réversible, est utilisée chez 5 à 10 % des personnes souffrant de maladie de Parkinson (VIDAL, 2023). La SCP est considérée comme un traitement sûr et efficace, même si, comme toute intervention chirurgicale, elle comporte certains risques. Parmi les risques potentiels figurent l'infection, le saignement, des complications liées au matériel implanté et l'accident vasculaire cérébral. En outre, la SCP peut ne pas convenir à tout le monde et la décision de subir une SCP doit être prise en consultation avec un neurologue spécialisé dans cette procédure.

1.1.5.3 Impacts des traitements sur la parole

Les traitements pharmacologiques et chirurgicaux entraînent une amélioration significative des symptômes de la triade motrice chez la plupart des patients atteints de la maladie de Parkinson. En revanche, l'impact des traitements sur les troubles de la parole montre des résultats très contrastés avec une majorité d'étude qui rapporte des effets insatisfaisants.

La SCP semble être le traitement ayant l'impact le moins efficace sur la dysarthrie hypokinétique. Après l'intervention, l'intensité et la variabilité de la fréquence fondamentale sont modérément améliorées : la voix est moins monotone (Dromey et Adams., 2000; Gentil et al., 2001). La mobilité des lèvres et de la langue semble également améliorée (Gentil et al., 2001; Pinto et al., 2004; Rousseaux et al., 2004). Néanmoins, en dehors de ces faibles améliorations, les études montrent majoritairement une absence d'amélioration et parfois même une aggravation du niveau d'intelligibilité suite à la stimulation (Rousseaux et al., 2004). Ces observations semblent confirmées par des études qui rapportent : une inefficacité de la stimulation sur une dysarthrie sévère (Gentil et al., 1999), l'aggravation d'une dysarthrie déjà existante ainsi que l'apparition d'une dysarthrie (Pinto et al., 2004). L'aggravation peut s'expliquer par le fait que les paramètres et les cibles exactes des

électrodes sont adaptés en fonction de la triade motrice et non de la dysarthrie hypokinétique. Des études ont révélé que des électrodes placées médialement dans l'hémisphère gauche entraînent un risque plus élevé de détérioration de la parole (Tripoliti et al., 2011). Des résultats similaires ont été rapportés pour une SCP bilatérale avec une dégradation de la parole lorsque les fibres cortico-bulbaires étaient stimulées (Tsuboi et al., 2015). D'après certaines études, il semblerait que plus l'intensité de la stimulation augmente, plus l'intelligibilité est dégradée alors que les performances motrices globales sont améliorées (Tripoliti et al., 2008).

Les résultats des études examinant l'impact du traitement L-DOPA sur la parole sont également mitigés et parfois même contradictoires. Globalement, il semble y avoir une tendance à l'amélioration de la qualité de la voix, de la variabilité de l'intensité et de la fréquence fondamentale ainsi qu'une amélioration de l'articulation des voyelles après le traitement (Rusz et al., 2013). Certaines études ont également signalé une augmentation de la vitesse de parole, de l'intensité vocale et de la fréquence fondamentale (Mawdsley et Gamsu, 1971; Grigoli et al., 2013). Cependant, d'autres études n'ont observé aucune amélioration chez les patients ayant une intensité vocale basse, aucune différence significative ou une diminution de la fréquence fondamentale avec une faible variabilité, que ces patients aient pris ou non le traitement (Poluha et al., 1998; Goberman, 2005; Skodda et al., 2011). De plus, certaines études ont signalé des effets négatifs du traitement sur la parole, comme une diminution de la pression sous-glottique, indiquant une diminution potentielle de l'efficacité respiratoire (Keyser & Vincken, 1985), et une réduction de la précision articulatoire chez certains patients recevant des doses élevées de L-DOPA (Skodda et al., 2011). Cependant, d'autres études rapportent le contraire, avec une augmentation significative de la pression sous-glottique lors de la prise de L-DOPA (Jankowski et al., 2004; Sarr et al., 2009).

S'il a été démontré que la thérapie dopaminergique et la SCP avaient des effets bénéfiques sur les principales manifestations motrices de la MP, leurs effets sur les paramètres généraux de la parole

restent incertains. Dans l'ensemble, l'impact des traitements sur parole ne sont pas entièrement compris et des recherches supplémentaires sont nécessaires pour déterminer l'ensemble des effets.

1.1.5.4 La rééducation orthophonique

La meilleure option, à ce jour, pour réduire les troubles de la parole chez les patients parkinsoniens est la rééducation vocale avec des techniques spécifiquement conçues pour les patients parkinsoniens telles que le protocole LSVT.

1.1.5.4.1 Le protocole LSVT

Le protocole LSVT (Lee Silverman Voice Treatment) est actuellement la méthode de référence en orthophonie (Ziegler, 2000). Il a été mis au point à la fin des années 1980 et repose sur les principes de la neuroplasticité, c'est-à-dire la capacité du cerveau à s'adapter et à changer en réponse à de nouvelles expériences. Il s'agit d'une rééducation intensive administrée par l'orthophoniste sur une période d'un mois, à raison de quatre séances d'une heure par semaine, avec en complément des exercices quotidiens supplémentaires. Il existe quatre programmes de LSVT différents, chacun étant conçu pour traiter différents aspects de la parole :

1. LSVT LOUD : ce programme vise à améliorer le volume de la voix et la clarté de l'élocution. Le thérapeute utilise pour cela une variété d'exercices et de techniques pour apprendre aux patients à parler plus fort (à un volume plus élevé) : la phonation soutenue (maintenir un son aussi longtemps que possible en augmentant progressivement le niveau sonore) ; la lecture à haute voix (lire à haute voix des textes variés en augmentant progressivement le niveau sonore) et la conversation orale en s'entraînant à parler plus fort dans les conversations de tous les jours. Cette méthode est basée sur le principe du "recalibrage sensoriel" qui permet aux patients d'apprendre à parler à un niveau sonore plus approprié en ajustant la perception qu'ils ont de leur propre voix suite à l'écoute de celle-ci.

2. LSVT ARTIC : ce programme est conçu pour améliorer l'articulation et la prononciation et plus particulièrement l'articulation des consonnes. Durant les séances, les patients sont entraînés à produire des sons et des mots spécifiques avec une plus grande précision. L'objectif du programme est d'améliorer l'intelligibilité de la parole et de réduire la nécessité de se répéter pour se faire comprendre.

3. LSVT RESPIRE : ce programme vise à améliorer la fonction respiratoire. Il comprend des exercices ciblant les muscles utilisés pour la respiration, notamment le diaphragme, la cage thoracique et les muscles abdominaux. Les patients sont entraînés à utiliser leur respiration plus efficacement pour soutenir la parole.

4. LSVT BIG : ce programme de kinésithérapie est conçu pour améliorer l'amplitude et la portée des mouvements, et plus particulièrement la posture, l'équilibre et la coordination. Le patient est amené à pratiquer des mouvements plus amples et plus exagérés tels que pendant la marche avec une augmentation de la longueur de la foulée et de l'amplitude ou encore avec des exercices posturaux en s'entraînant à se tenir debout et assis avec une posture correcte, en mettant l'accent sur le maintien et l'équilibre.

1.2 Production de la parole

La production de la parole est un processus complexe constitué d'une succession de phases hautement coordonnées qui incluent des phénomènes neuromusculaires, de mouvements et de variations aérodynamiques conduisant à la production d'un signal acoustique (voir Figure 4). Elles ont été définies par (Catford, 1977) comme suit : (1) programmation neurolinguistique : sélection, séquençement et synchronisme des étapes qui vont suivre. (2) Phase neuromusculaire : transmission des impulsions nerveuses sortantes (efférentes), initiation des unités motrices et contraction des muscles individuels. (3) Phase articulatoire : postures et mouvements de tous les articulateurs. (4) Phase aérodynamique : dilatation, compression de la pression et circulation de l'air dans le conduit

vocal. (5) Phase acoustique : propagation d'ondes sonores à partir du conduit vocal. (6) Phase neuro-réceptive : stimulation auditive périphérique et transmission des impulsions nerveuses entrantes (afférentes). (7) Identification neurolinguistique : discrimination et identification potentielle ou réelle des signaux entrants en tant que sons de parole spécifiques. Il s'agit d'un système dynamique complexe qui fait intervenir à la fois des principes et les lois de l'aérodynamique, des principes biomécaniques qui s'appliquent aux différents tissus tels que les plis vocaux, et la théorie acoustique de la parole.

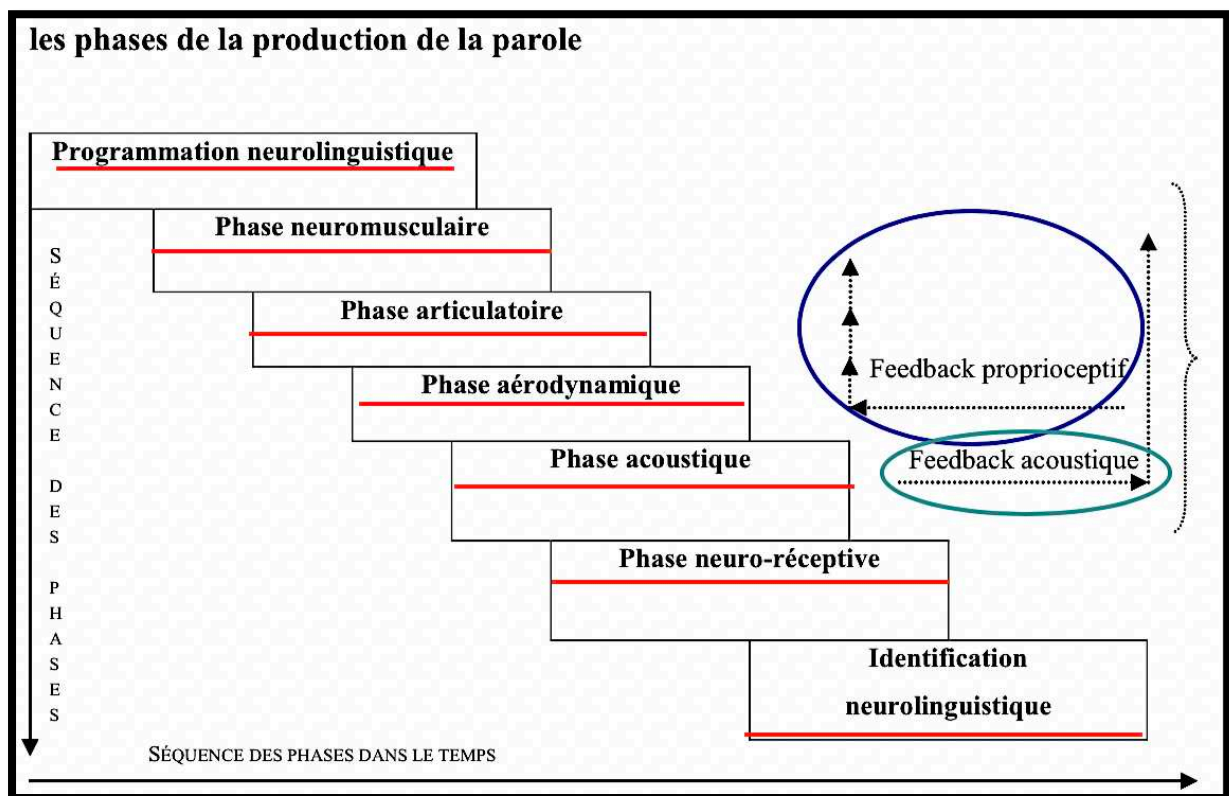


Figure 4. Schéma représentant les différentes phases de la production de la parole introduites par (Catford, 1977).

1.2.1 Le système phonatoire

Le système phonatoire permet la production de la parole et comprend plusieurs éléments fondamentaux qui fonctionnent en étroite synergie pour produire des signaux acoustiques. Ce sont,

dans l'ordre où ils s'élaborent : (1) un producteur d'énergie (l'appareil respiratoire), (2) un vibreur (le larynx) et (3) un résonateur (les cavités aériennes supra-laryngées) (voir Figure 5).

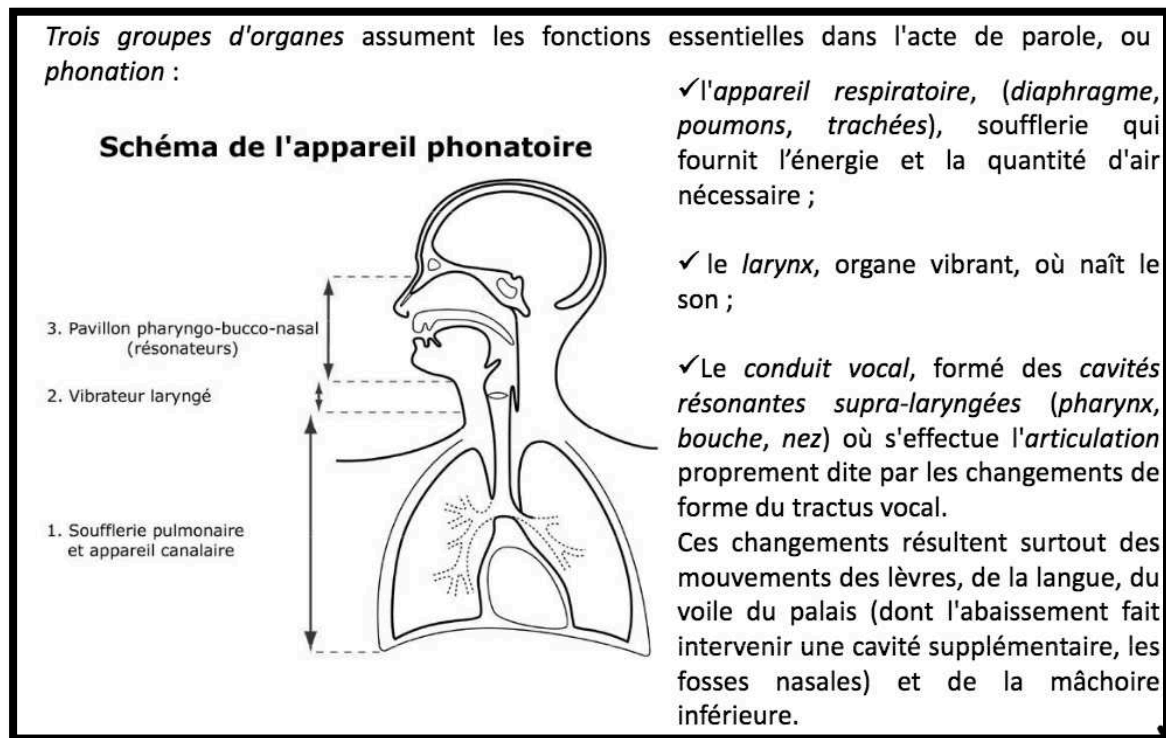


Figure 5. Schéma de l'appareil phonatoire qui comprend (1) un producteur d'énergie (l'appareil respiratoire), (2) un vibreur (le larynx) et (3) un résonateur (les cavités aériennes supra-laryngées). Schéma tiré des travaux de (Jean, 2018).

La phase aérodynamique constitue la première étape de la production de la parole. C'est grâce à cette phase que les sons de la parole sont générés. En effet, la parole est un phénomène acoustique mais la plupart des mécanismes de production de la parole sont aérodynamiques : respiration, phonation, affrication, explosion, aspiration, nasalisation (Miller et Daniloff., 1993; Viallet et Teston., 2007). Les changements de pression induits par les modifications de position des articulateurs dans le conduit vocal sont à l'origine du rayonnement acoustique.

1.2.1.1 Soufflerie pulmonaire

Les structures de l'appareil respiratoire forment deux grandes subdivisions : l'appareil pulmonaire et la paroi thoracique (reliés ensemble en tant qu'unité) (voir Figure 6). L'appareil pulmonaire est la partie de l'appareil respiratoire qui contient de l'air, conduit l'air et échange les gaz. Il est subdivisé en deux éléments : les voies respiratoires pulmonaires et les poumons. Les voies respiratoires pulmonaires constituent un réseau complexe de tubes flexibles par lesquels l'air peut être transporté vers et depuis les poumons. La paroi thoracique enveloppe l'appareil pulmonaire et se compose de quatre parties : la paroi de la cage thoracique, le diaphragme, la paroi abdominale et le contenu abdominal. L'appareil respiratoire fournit les forces motrices qui génèrent la parole, ces forces peuvent être passives ou actives (Hixon et al., 2020). La force passive (pression de relaxation) provient : (a) du recul naturel des muscles, des cartilages, des ligaments et des tissus pulmonaires, (b) de la tension superficielle des alvéoles et (c) de l'attraction de la pesanteur. Le type (inspiratoire ou expiratoire) et l'ampleur de la force passive dépendent de la quantité d'air contenue dans l'appareil respiratoire. Lorsque l'appareil contient plus d'air qu'au repos, il recule vers une taille plus petite (expire). En revanche, lorsque l'appareil contient moins d'air qu'au repos, il recule vers une taille plus grande (inspire). Ainsi, plus l'appareil respiratoire est déformé par rapport à sa taille de repos, que ce soit dans le sens inspiratoire (étiré) ou expiratoire (comprimé), plus la force de recul passive qu'il génère est importante. La force active (pression musculaire), en revanche, est appliquée volontairement par l'action de 20 muscles de la paroi thoracique (voir Figure 7). Le type (inspiratoire ou expiratoire) et l'ampleur de cette force dépendent des muscles actifs et de leur combinaison. Les forces de l'appareil respiratoire sont réalisées sous forme de tractions sur les structures et de pressions développées à divers endroits, la pression la plus importante pour la production de la parole étant la pression sous-glottique (PSG) (Hixon et al., 2020). Le volume pulmonaire correspond au volume d'air à l'intérieur de l'appareil pulmonaire et reflète sa taille. Les mouvements de l'appareil respiratoire modifient le volume pulmonaire en faisant entrer ou sortir de l'air de l'appareil pulmonaire.

La première étape pour la création du son est l'inspiration qui correspond à une amplification du volume pulmonaire qui a pour effet de créer un flux d'air ingressif. À la fin de ce processus, la

pression pulmonaire devient supérieure à la pression atmosphérique. L'expiration est une contraction progressive du volume pulmonaire qui provoque un flux d'air égressif, puisque la pression dans le volume pulmonaire est supérieure à la pression atmosphérique au début du processus. Bien qu'il soit possible d'émettre un son sur une inspiration, la production vocale se fait essentiellement sur le souffle expiratoire. Ce mécanisme, majoritairement employé par les langues du monde, est le « pulmonic airstream mechanism » qui correspond aux sons produits sur un flux d'air égressif provenant des poumons et se dirigeant vers l'extérieur du corps humain (Ashby et Maidment, 2005). Cette expiration, passive en phase de ventilation calme, devient alors active et contrôlée pendant la production de la parole. Ainsi, la respiration se modifie en s'adaptant à la chaîne parlée avec des inspirations brèves et profondes tandis que les expirations sont de plus longues durées (Ruaux, 2008). Dans le but de prolonger la durée de cette expiration et de maintenir une pression d'air suffisante pour la production de la parole, différents muscles expiratoires peuvent être utilisés, en fonction du volume d'air dans les poumons (Hixon et al., 2020; Ladefoged, 1963).

La première partie de l'expiration, qui commence après une brève phase inspiratoire, est générée par la pression de relaxation (Ladefoged & Loeb, 2001). La pression de relaxation est la pression produite entièrement par les forces passives de l'appareil respiratoire et varie en fonction du volume pulmonaire (Hixon et al., 2020). Cette phase correspond à la relaxation des muscles intercostaux externes (muscles inspiratoires) et de manière passive à celle du diaphragme (Bouhuys, 1977). Petit à petit, la pression de relaxation va diminuer avec la relaxation des muscles inspiratoires. Les forces de recul élastiques diminuant, les forces actives, avec l'action des muscles expiratoires, intercostaux internes d'abord, muscles abdominaux ensuite (petits et grands obliques et rectus abdominis), peuvent intervenir s'il est nécessaire de prolonger la durée de l'expiration notamment dans le cas d'énoncés longs (supérieurs à 4/5 secondes) (voir Figure 7). Ceci permet de maintenir la pression d'air sous-glottique à un niveau suffisant pour la production de la parole. Les études d'Édimbourg (Ladefoged, 1975), ont montré que les muscles inspiratoires étaient actifs dans la plupart des conversations lorsque les volumes pulmonaires sont similaires à ceux de la respiration calme.

Lorsque le volume pulmonaire est élevé, les intercostaux externes jouent un rôle important dans la diminution du volume pulmonaire. Lorsque le volume pulmonaire est plus faible, d'autres muscles tels que le grand droit de l'abdomen et les obliques internes complètent l'action des intercostaux internes (Ladefoged et Loeb, 2001). Ainsi, une énonciation stable prolongée est produite en utilisant une combinaison de forces passives (pression de relaxation) et de forces actives (pression musculaire). Ce phénomène expiratoire correspond à la soufflerie qui va fournir l'énergie et la quantité d'air nécessaires pour la production de la parole. Les actions de l'appareil respiratoire contribuent au contrôle de l'intensité de la parole (volume), de la fréquence de la voix (hauteur), de l'accentuation linguistique et de la segmentation (division) de la parole en unités (syllabes, mots, phrases).

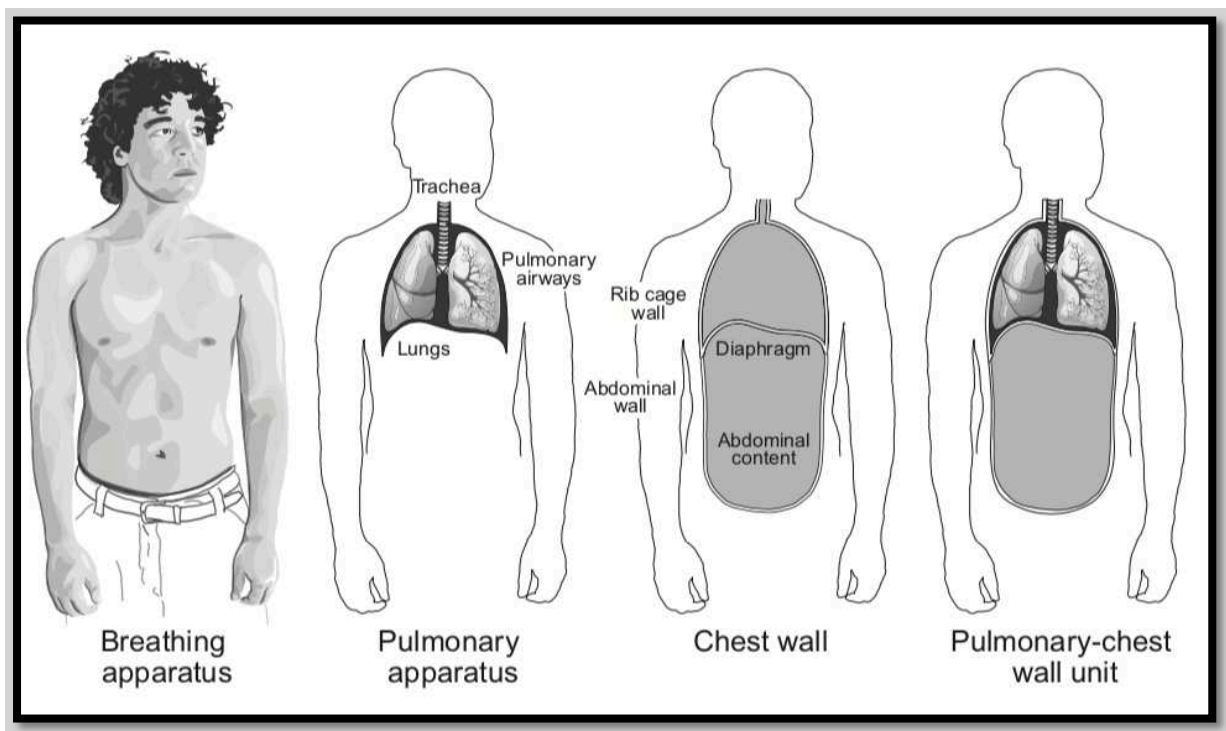


Figure 6. Appareil respiratoire et ses subdivisions : l'appareil pulmonaire (breathing apparatus) composé des poumons (lungs) et des voies respiratoires (pulmonary airways) et la paroi thoracique (chest wall) composées de la paroi de la cage thoracique (rib cage wall), du diaphragme (diaphragme), de la paroi abdominale (abdominal wall) et du contenu abdominal (abdominal content) Figure tirée des travaux de (Hixon et al., 2020).

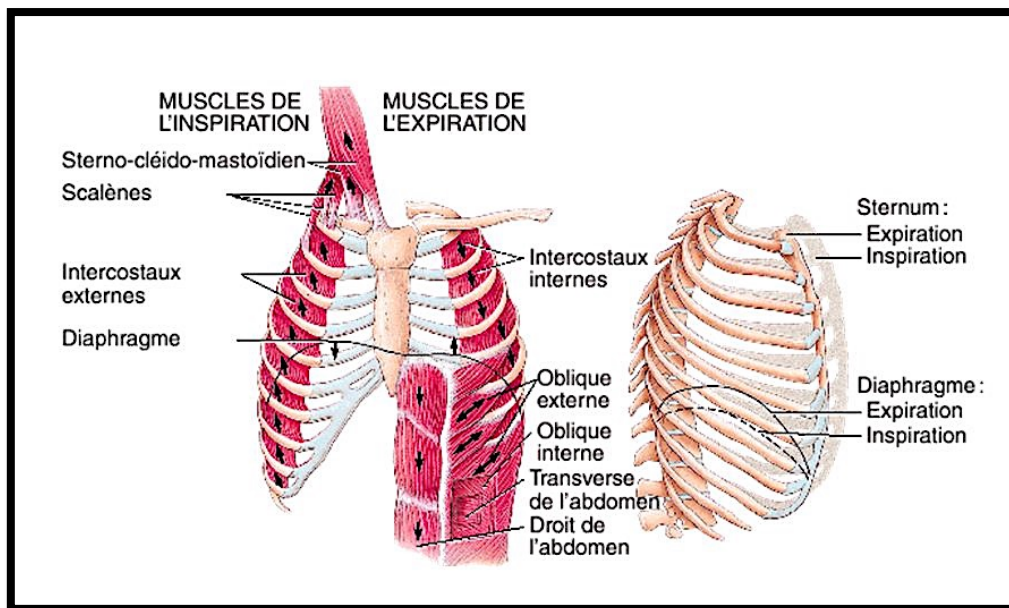


Figure 7. Schéma de l'appareil phonatoire présentant les principaux muscles de la paroi de la cage thoracique (sterno-cléido-mastoïdien, scalènes, intercostaux externes, intercostaux internes), le diaphragme et les muscles de la paroi abdominale (oblique externe, oblique interne, le transverse de l'abdomen et le droit de l'abdomen). Schéma issu des travaux de (Tortora et al., 2001).

1.2.1.2 Vibrateur laryngé

L'air qui est expulsé des poumons passe par la trachée et atteint le larynx, une valve à air située à l'avant du cou, positionnée verticalement entre la trachée et le pharynx (gorge). Cette valve est traversée par des replis de membranes muqueuses appelés plis vocaux. Les plis vocaux sont des structures musculo-membraneuses composées principalement de deux muscles, les muscles vocaux thyroaryténoïdiens, et d'un ligament vocal recouvert de muqueuse. Les muscles vocaux thyroaryténoïdiens permettent de réguler la tension des plis vocaux pour produire des sons hauts ou bas, tandis que le ligament vocal permet la production des sons voisés lorsque la muqueuse vibre sous l'effet de l'air expulsé des poumons. En effet, lorsque l'air arrive au niveau du larynx, les plis vocaux se trouvent dans différentes configurations en fonction de l'action à opérer : (1) ouverts, (2) fermés et (3) accolés. (1) Ouverts, ils permettent à l'air de traverser le larynx vers ou depuis les poumons pendant l'inspiration, l'expiration, la voix chuchotée, ainsi que pendant la production des sons non voisés

(sourds). Un son est dit non voisé (sourd) si les plis vocaux ne vibrent pas. La génération aéro-acoustique du son vocal se fait par l'interaction entre la colonne d'air, qui vient des poumons, et un endroit de constriction partielle ou complète (langue à proximité du palais dur, dents ou lèvres) (Giovanni et al., 2014). (2) Fermés, ils contribuent à empêcher les aliments de se diriger vers la trachée et les laissent se diriger vers l'œsophage. (3) Accolés, ils permettent la phonation de la voix chantée et des sons voisés du langage. Un son est dit voisé (sonore) si sa production s'accompagne d'une vibration périodique de la muqueuse des plis vocaux, réalisée grâce à leur accollement. Le voisement nécessite des conditions particulières qui rendent sa production contraignante. (Ohala., 1983) précise les conditions particulières pour que ce phénomène soit possible : les plis vocaux doivent être suffisamment rapprochés et l'air doit pouvoir les traverser. En effet, si les plis vocaux sont en adduction (accolés), ils opposent une certaine résistance à l'écoulement de l'air. La pression pulmonaire augmente pour vaincre cette résistance jusqu'à devenir légèrement supérieure à la pression mécanique de fermeture des plis vocaux. Le phénomène qui explique le mécanisme de production de la voix au niveau des plis vocaux est le phénomène de Bernoulli. La loi de Bernoulli est une loi physique de la dynamique des fluides qui décrit la relation entre la pression et la vitesse d'écoulement d'un fluide en mouvement. Elle énonce que lorsque la vitesse d'un fluide augmente, la pression exercée par ce fluide diminue, et inversement (Mikhailov, 2005). L'effet de Bernoulli se produit lorsque le flux d'air expiré traverse une zone de rétrécissement comme c'est le cas entre les plis vocaux. Lorsque l'air traverse cette zone de rétrécissement, sa vitesse augmente, ce qui provoque une baisse locale de la pression. Cette diminution locale de la pression va attirer les plis vocaux, qui sont des tissus élastiques, l'un vers l'autre et provoquer la fermeture de la glotte (Titze et Martin., 1998). Une fois la glotte fermée, le processus recommence (voir Figure 8). En phonation, l'énergie acoustique résulte donc de la fluctuation de la pression rayonnée et des propriétés biomécaniques de plis vocaux (tension, masse, viscosité et l'élasticité) (Ewald, 1898; Perelló, 1962; Titze & Martin., 1998; Van Den Berg, 1968).

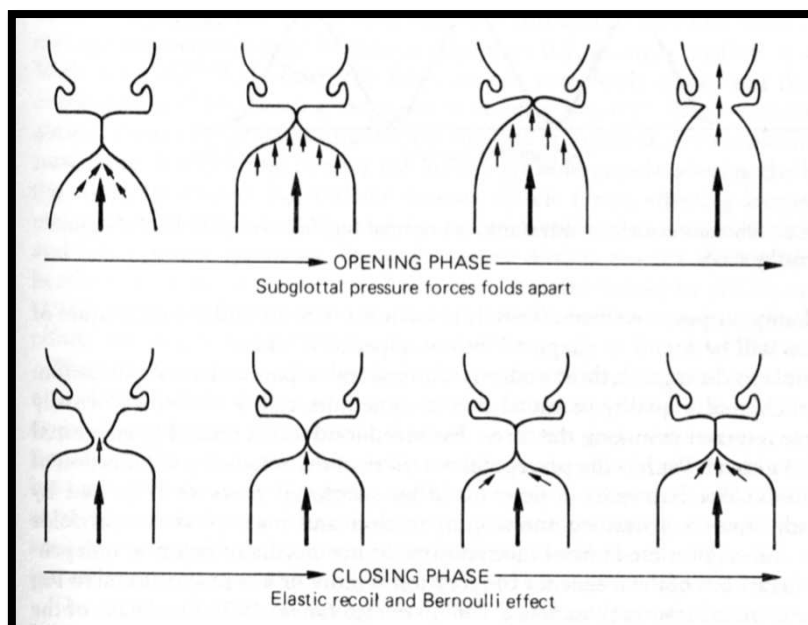


Figure 8. Schéma d'un cycle complet de vibration plis vocaux en commençant par plis vocaux accolés. Opening phase = phase d'ouverture, Closing phase = phase de fermeture (Laver, 1994).

1.2.1.3 Résonateur

Une fois que l'air a franchi l'espace circonscrit entre plis vocaux qui constitue la glotte, la colonne d'air se propage à travers le conduit vocal. Le conduit vocal est constitué de divers éléments répartis dans trois cavités supra-glottiques : le pharynx, la cavité nasale (nez) et la cavité buccale (bouche), qui agissent comme des résonateurs et filtrent le son produit par la vibration au niveau des plis vocaux, en l'amplifiant ou en le diminuant en fonction des caractéristiques des résonateurs. Les sons, en particulier les voyelles, sont modifiés dans ces cavités par les changements de forme qu'elles peuvent adopter, et aussi, en particulier les consonnes, par l'intermédiaire des différents articulateurs qui s'y trouvent : le palais mou ou velum, le palais dur, la langue, les dents et les lèvres (Gómez González et Sánchez Roura, 2016). Alors que les voyelles sont produites sans obstruction du flux d'air lorsqu'il passe par le conduit vocal, cette obstruction existe pour l'articulation des consonnes. La production des consonnes, caractérisée par un obstacle à l'écoulement du flux d'air, dépend de la nature de cet obstacle (rétrécissement ou fermeture) réalisé grâce aux modifications de la position des

articulateurs dans les cavités de résonance. Elles permettent d'enchaîner différentes configurations, modifiant l'écoulement du flux d'air dans le conduit vocal, pour produire les différentes consonnes de la parole. La langue est un articulateur essentiel pour les sons de la parole. Sous l'action complexe des muscles qui la constituent, la langue peut déplacer sa masse vers l'avant ou l'arrière de la bouche, s'abaisser ou s'élever, s'aplatir ou s'arrondir, et former ainsi des zones de constriction ou même des zones d'occlusion au sein du conduit vocal. Le voile du palais mou intervient dans la production de la nasalité. Abaissé, il permet une ouverture vers les cavités nasales : on parle de son nasal. Relevé, il ferme l'accès à ces cavités : on parle de son oral (Giovanni et al., 2006).

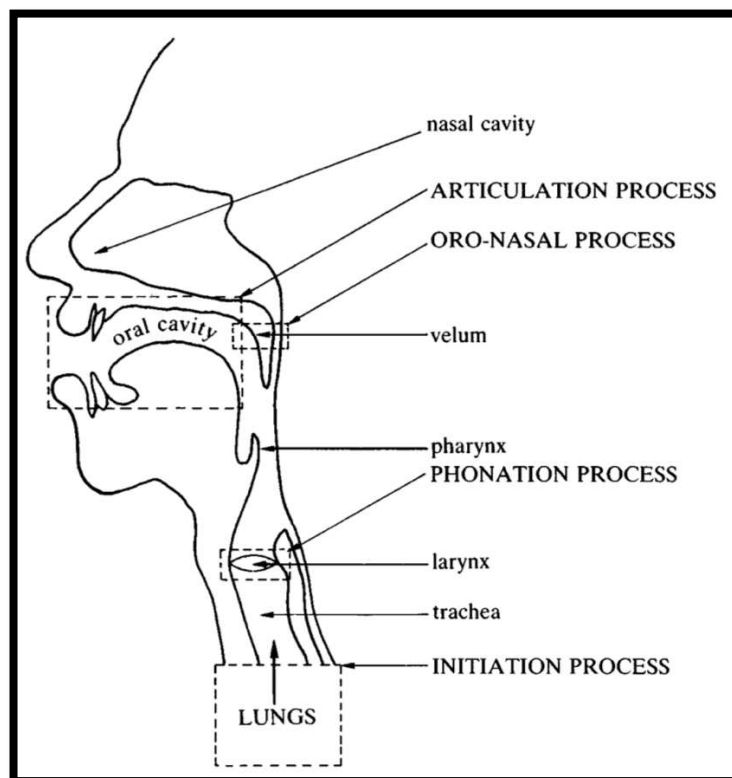


Figure 9. Les organes de la parole (Giegerich, 1992).

1.2.2 La production des consonnes

La production des consonnes est constituée de trois phases articulatoires : (1) la catanastase : cette phase est caractérisée par la mise en place des organes de la parole sous l'effet des tensions

musculaires ; (2) la tenue : phase pendant laquelle les organes maintiennent leur position pendant une certaine durée et (3) la métastase : phase de fin de production du son et de relaxation des organes qui abandonnent leur position et restent en relâchement ou se préparent à l'articulation suivante. Dans la description articulatoire des consonnes du français, on peut distinguer deux dimensions : le mode et le lieu d'articulation.

1.2.2.1 Le mode articulatoire

Le mode articulatoire correspond à la façon dont l'air s'échappe dans le conduit vocal. Les différents modes articulatoires donnent lieu aux consonnes suivantes en français : (1) Occlusives : les occlusives sont produites avec une obstruction totale du passage de l'air dans la cavité buccale qui est ensuite libéré brusquement en créant une explosion sonore. Il y a six occlusives en français : /p/, /b/, /t/, /d/, /k/ et /g/. (2) Fricatives : les fricatives sont produites avec une obstruction partiellement du flux d'air dans la cavité buccale. Ce conduit très étroit par où l'air s'échappe produit une turbulence qui laisse entendre un bruit de friction d'où le terme de fricatives. Contrairement aux occlusives, le flux d'air n'est pas complètement bloqué, il s'écoule continuellement. Il y a huit fricatives en français : /f/, /v/, /s/, /z/, /ʃ/, /ʒ/, /ʁ/ et /h/. (3) Nasales : les nasales sont produites en abaissant le voile du palais pour permettre à l'air de sortir par le nez. Il y a trois nasales en français : /m/, /n/ et /ɲ/. (4) Vibrantes : les vibrantes sont produites par la vibration de l'apex de la langue contre le palais pour l'alvéolaire /r/, et par la luvette contre le dos de la langue pour l'uvulaire /R/. (5) Affriquées : les affriquées sont produites en combinant une occlusive et une fricative. Il y a deux affriquées (rares) en français : /tʃ/ et /dʒ/. (6) Les approximantes : elles sont produites en permettant à l'air de passer autour de la langue sans la bloquer complètement. Il y a quatre approximantes en français : /l/ /ɥ/, /j/ et /w/.

1.2.2.2 Le lieu d'articulation

Le lieu d'articulation (ou point d'articulation) d'une consonne est le point de contact où se produit une obstruction dans le conduit vocal entre un articulateur actif, c'est-à-dire un organe qui

bouge (typiquement une partie de la langue ou des lèvres), et un articulateur passif, c'est-à-dire la cible de l'articulation, l'endroit vers lequel l'articulateur actif se déplace qu'il y ait ou non un contact réel entre eux. On distingue, en haut, sur le plafond de la bouche, les zones labiales, dentales, alvéolaires, palatales, vélaire, uvulaires et pharyngales ; et en bas sur la langue, les zones apicales, dorsales et radicales. Ainsi, en combinant la région de la partie fixe et la région de la partie mobile qui se rapprochent ou entre en contact au cours de l'émission d'un son, on peut déterminer avec précision le lieu d'articulation de ce son (voir Figure 10). Nous travaillons dans le cadre de notre étude sur les occlusives du français qui peuvent se distinguer selon trois lieux d'articulation (voir Figure 11) : bilabiale (/p/,/b/), apico-dentale (/t/,/d/) et dorso-vélaire (/k/,/g/). Pour les occlusives bilabiales, l'occlusion est réalisée par les deux lèvres qui prennent fermement contact l'une contre l'autre. Pour les apico-dentales, l'occlusion est réalisée par la pointe de la langue qui s'accroche contre la crête alvéolaire. Pour finir, pour les consonnes vélaire, l'occlusion est réalisée par la partie postérieure de la langue qui se rapproche du palais mou. Notre étude se focalisera sur la consonne occlusive bilabiale /p/.

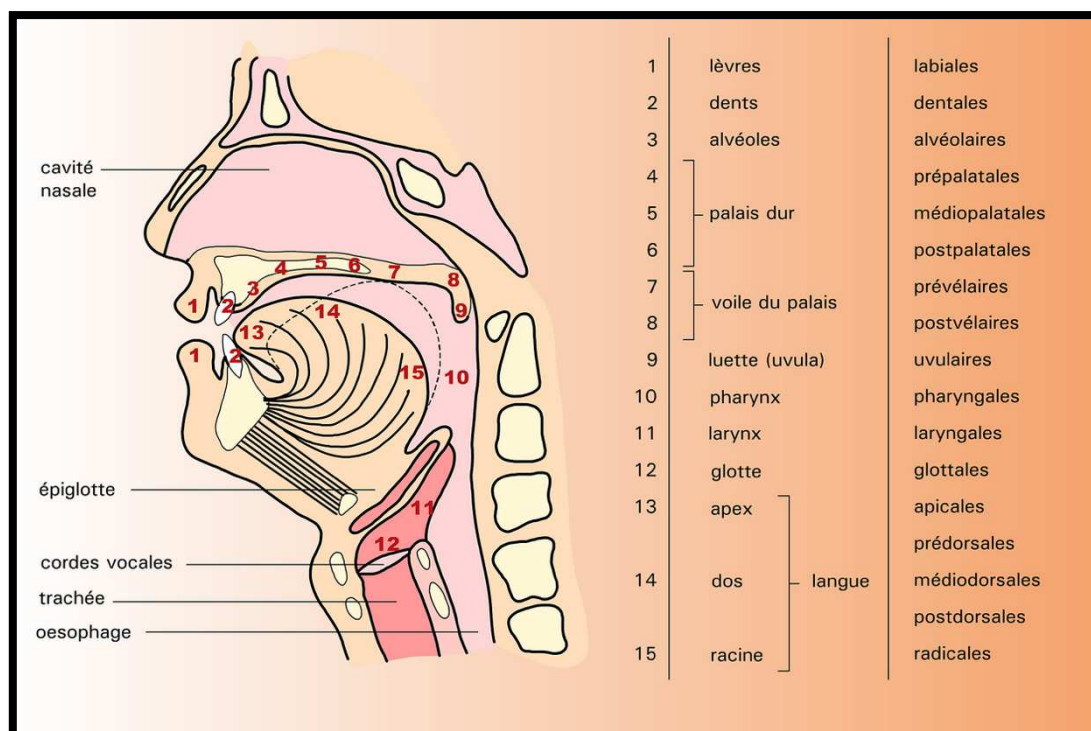


Figure 10. Les différents lieux d'articulation et organes de la parole du conduit vocal (Autesserre, 2023).

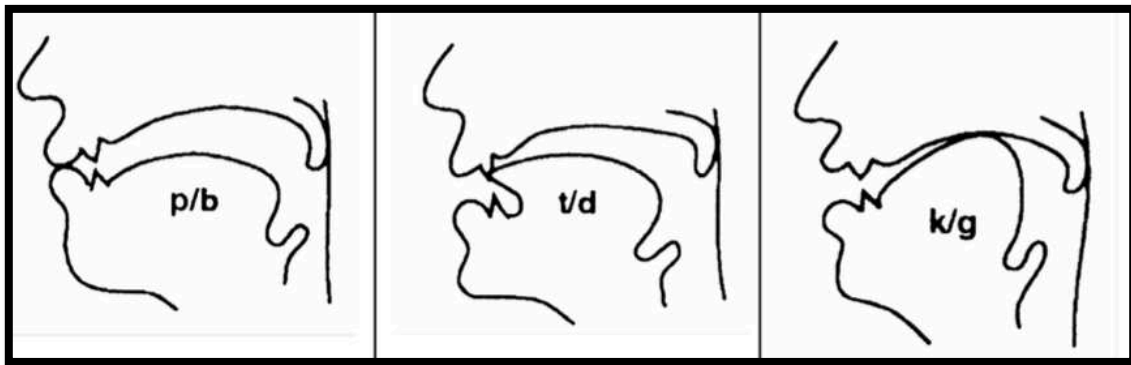


Figure 11. Coupes sagittales du conduit vocal d'un locuteur standard dans la réalisation des lieux d'articulation des occlusives orales du français.

1.2.2.3 L'impact de la dysarthrie sur la production des consonnes occlusives

L'imprécision des consonnes fait partie des dix troubles les plus déviants considérés comme caractéristiques de la parole parkinsonienne. Cette déviance, qui est présente dans toutes les classes de dysarthrie, porte essentiellement sur les consonnes occlusives dans la maladie de Parkinson. En effet, leur réalisation est depuis longtemps décrite comme imprécise, voire indistincte (Darley et al., 1969 ; Gentil et al., 1995). Les occlusives seraient réalisées comme des fricatives et ce serait l'erreur articulaire la plus typique de la dysarthrie parkinsonienne (Weismer et al., 1984 ; Gentil et al., 1995). En effet, dans une étude sur une population de 200 patients parkinsoniens, l'atteinte la plus précoce et la plus fréquente portait sur les consonnes occlusives (Logemann et al., 1978). Pour ces raisons, nous avons choisi de focaliser notre étude sur l'analyse de ces consonnes et plus particulièrement sur la consonne occlusive bilabiale /p/. Pour l'intelligibilité et la différenciation des différentes consonnes, les mouvements articulatoires doivent être rapides, précis et coordonnés. Nous l'avons vu, la production des consonnes se compose de trois phases articulatoires avec des modes et des lieux d'articulation différents qui vont permettre de réaliser les différentes consonnes du français. Les trois phases articulatoires de la consonne /p/ sont les suivantes : (1) la catatase correspond au moment où l'occlusion (blocage de l'écoulement d'air) est réalisée par les deux lèvres qui prennent fermement

contact l'une contre l'autre. (2) La tenue, qui suit l'occlusion, est la phase durant laquelle l'air expiré s'accumule dans la cavité orale (pression intra-orale). Elle dure environ 100 ms au maximum. (3) La métastase correspond à la phase de relâchement de l'occlusion (ouverture des lèvres) permettant de libérer le flux d'air accumulé derrière l'occlusion qui est expulsé brusquement hors de la cavité buccale. Le relâchement produit un bruit d'explosion (burst ou transitoire d'attaque) qui est caractérisé sur un spectrogramme par une barre d'énergie avec une durée d'environ 10 ms. Lorsque la consonne est suivie d'une voyelle, il y a une phase de transition qui se traduit notamment par une reprise de voisement après une consonne sourde (non voisé). La période qui se situe entre le relâchement de l'occlusion et la reprise de vibration des plis vocaux après une consonne sourde, est appelée VOT (Voice Onset Time) ou délai d'établissement du voisement. On dit que le VOT est positif après une sourde et négatif pour une sonore, puisque dans ce cas une période de voisement précède le burst.

Selon (Darley et al. 1975), l'hypokinésie parkinsonienne se manifeste par une diminution de l'efficacité des articulateurs qui va affecter les mouvements à plusieurs niveaux : rapidité, ampleur, précision, coordination et force d'exécution. Cette perte en efficacité va occasionner une altération des modes et lieux d'articulation des consonnes (Gentil et al. 1995) ainsi qu'une perte des caractéristiques telles que l'occlusion et l'explosion (Duez et al., 1995). En effet, si les articulateurs ne réalisent pas une occlusion totale et laissent s'échapper une certaine quantité d'air alors l'occlusive devient fricative. La perte du mode articulaire est constatée par de nombreux auteurs et est décrite comme l'erreur articulaire caractéristique de la dysarthrie parkinsonienne (Gentil et al. 1995). Les analyses perceptives parlent de consonnes indistinctes parce que les occlusives nécessitent une occlusion totale du conduit vocal et, dans le cas de dysarthrie parkinsonienne, elles seraient produites comme des fricatives avec une occlusion partielle s'accompagnant d'un écoulement de l'air pendant la phase de tenue (Gentil et al. 1995). Cet écoulement d'air pendant la phase de tenue va avoir pour conséquence de réduire la quantité d'air accumulée dans la cavité buccale ce qui va occasionner une absence d'explosion lors du relâchement. L'absence d'explosion peut être également causée par un

ralentissement de la vitesse des mouvements ou un relâchement de l'occlusion qui, au lieu d'être soudain, est ralenti ce qui génère un bruit de friction et non d'explosion.

1.2.3 La phase aérodynamique

L'aérodynamique de la parole est l'étude des variations de pression et de débit d'air pendant sa production. Le domaine de l'aérodynamique dans la production de la parole est fondamental par le fait qu'il est à l'origine de la création de tous les sons (Teston, 2007). C'est en effet, comme nous l'avons vu précédemment, l'air, mis en pression dans les poumons, qui fournit l'énergie nécessaire pour la production de la parole. Le signal acoustique est l'ultime conséquence qui résulte d'un mélange complexe entre la source vocale et les résonances du conduit vocal. Il est porteur d'informations variées pas toujours faciles à séparer ou qui sont modifiées par la propagation dans le conduit vocal (l'information doit être retrouvée de manière indirecte). L'aérophonométrie permet une observation directe et sélective de ces phénomènes. Elle permet notamment d'obtenir des informations dissimulées ou complètement inaudibles dans le signal vocal (Giovanni., 2021). Les paramètres aérodynamiques sont le volume d'air (mesure de la quantité d'air), le débit (le taux de changement de volume par unité de temps), la pression (force par unité de surface) et la résistance (une variable qui relie le débit et la pression). Les diverses pressions, volumes, flux et résistances atmosphériques associées à la respiration, à la phonation et à l'articulation peuvent être mesurées et documentées de manière quantitative permettent de faire des inférences chronologiques des gestes articulatoires. L'air expulsé des voies respiratoires inférieures produit un flux d'air qui est continuellement modifié par les structures laryngées et supra-glottique. La phase aérodynamique constitue le lien entre l'activité corporelle du locuteur permettant ces changements de formes (dans la phase articulatoire) et les ondes sonores résultantes (dans la phase acoustique). Selon (Baken & Orlikoff, 2000), il est utile de connaître la pression de l'air dans une région donnée de l'appareil vocal (en particulier par rapport à la pression à un autre endroit) et, plus important encore, d'observer les changements dans les valeurs de pression qui résultent de l'activité vocale. Ces observations, associées à une compréhension de la

structure et du fonctionnement du conduit vocal, permettront de déduire beaucoup de choses sur la nature et le degré d'anomalie de la parole. Nous analyserons, dans cette étude, la pression sous-glottique et la pression intra-orale.

1.2.3.1 Pression sous-glottique

La pression sous-glottique (PSG) correspond à la pression située sous le plan glottique et les plis vocaux (voir partie soufflerie pulmonaire et Figure 12). Elle représente l'énergie immédiatement disponible pour la création des signaux acoustiques de la parole (Baken & Orlikoff, 2000). La pression sous-glottique est une variable de contrôle de la respiration en représentant la somme de toutes les forces motrices (passives et actives) fournies par l'appareil respiratoire pour générer la parole. En effet, en étant quasi égale à la pression pulmonaire, elle permet d'estimer l'énergie fournie par le locuteur pour parler. Il s'agit d'un indice robuste de l'effort vocal pour la production de la parole comme cela a été montré dans l'étude de (Yu et al., 2007). Enfin, son niveau est essentiel à la mise en vibration des plis vocaux : une pression trop basse, inférieure à 3 hPa (le seuil de voisement), ne permettra pas la mise en vibration et une pression trop forte pourra endommager les tissus (Ohala, 1983). Une pression sous-glottique plus ou moins constante doit donc être maintenue pour la puissance de parole car des niveaux inappropriés de pression sous-glottique ou une régulation de pression inadéquate peuvent causer des niveaux anormaux d'intensité de la parole (Baken & Orlikoff, 2000).

1.2.3.2 Pression intra-orale

La pression intra-orale (PIO) correspond à la pression qui s'exerce à l'intérieur de la cavité buccale au-dessus de la glotte et des plis vocaux (voir Figure 12). Selon (Baken & Orlikoff, 2000), la pression d'air intra-orale qui accompagne la parole donne un aperçu de la fonction de l'ensemble du système de la parole. Des valeurs de pressions anormales peuvent refléter une assistance ventilatoire inadéquate ou instable, mais elles peuvent également indiquer un statut vélopharyngé inapproprié ou une anomalie du degré, de l'emplacement ou du moment de la constriction de l'appareil vocal. Il s'agit

d'un paramètre extrêmement robuste pour comprendre les modèles de sons dans la langue car dès qu'il y a une altération des constrictions ou un mouvement d'un articulatoire, l'information est encodée dans la pression intra-orale. En effet, selon (Teston, 2007), la pression intra-orale est un indicateur de l'ensemble des états des constrictions du conduit vocal et à ce titre joue un rôle fondamental dans leur contrôle.

Les valeurs de pression sont données en hPa (hectopascal).

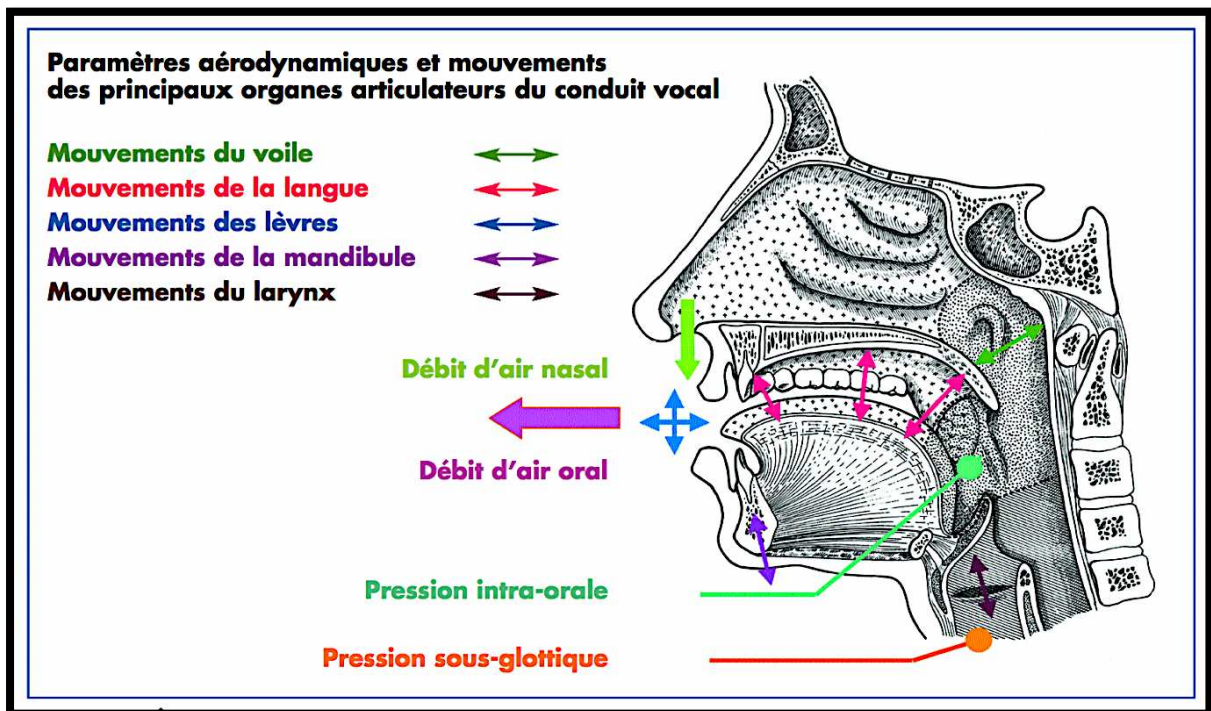


Figure 12. Dynamique et lieux de constriction des principaux organes articulatoire du conduit vocal et situation anatomique des paramètres aérodynamiques (Teston, 2007).

1.2.3.3 Robustesse de l'utilisation des mesures de pressions

La robustesse de ces paramètres (PSG et PIO) a été confirmée dans un travail de recherche que nous avons réalisé précédemment (Ponchard et al., 2019). Ce travail de recherche a permis de mettre en avant l'intérêt d'utiliser les données aérodynamiques pour la classification automatique des consonnes occlusives du français. Nous avons montré lors de cette étude la pertinence de ces mesures

pour la détection et la description de l'opposition de voisement (opposition entre consonnes voisées et non voisées), l'influence du contexte intervocalique (/a,i,u/) et la distinction des différents lieux d'articulation (bilabiale (/p/,/b/), apico-dentale (/t/,/d/) et dorso-vélaire (/k/,/g/)). En effet, nous avons obtenu lors d'une tâche de classification automatique supervisée une performance de détection de 97.8328 % pour le contexte intervocalique, 96.839 % pour l'opposition de voisement et 89.8821 % pour la classification automatique des lieux d'articulation. Ces tâches de classification ont révélé que la pression sous-glottique permettait à elle seule de détecter si la consonne était entourée d'un /a/, d'un /i/ ou d'un /u/. Il en est de même pour la pression intra orale couplée à la durée qui est apparue comme le paramètre le plus pertinent pour détecter s'il s'agissait d'une consonne voisée ou non voisée (opposition de voisement) et également pour détecter précisément les lieux d'articulation. Nous avons vu dans les chapitres précédents que la création des sons commençait avec le flux d'air expiré et qu'elle se terminait avec la génération du signal acoustique. Ces résultats montrent que toutes les étapes intermédiaires qui vont modifier le plus d'air sont encodées dans les mesures de pression intra-orale et sous-glottique ce qui en fait des paramètres extrêmement robustes à prendre en compte pour l'analyse des occlusives dans la parole dysarthrique.

1.2.4 La phase acoustique

La phase acoustique a pour objet d'étude la propagation d'ondes sonores telles que celles générées par les organes de phonation. Comme nous l'avons vu précédemment, le son est généré dans la phase aérodynamique qui libère une certaine quantité d'énergie. Cette énergie va se propager depuis sa source dans toutes les directions en se transformant en ondes acoustiques sous l'effet d'une excitation mécanique comme, par exemple, une membrane de haut-parleur. Les molécules d'air vont recevoir une impulsion qui va les mettre en mouvement dans une certaine direction. Ainsi, en phonation, on observe deux phénomènes simultanés de mouvements d'air : le flux d'air expiratoire qui se déplace en colonne et le mouvement local des molécules mises en mouvement par l'onde acoustique (Ghio., 2007). De ce fait, dans la production de parole, les dispositifs d'enregistrement

doivent être adaptés soit à la mesure de l'onde acoustique, soit à la détection de la colonne d'air expiratoire. Pour enregistrer un son, il est donc nécessaire d'utiliser des transducteurs adaptés à cet ordre de grandeur (Ghio., 2007). La phonétique acoustique étudie ce signal en le transformant, dans un premier temps, en signal électrique grâce au transducteur approprié : le microphone (lui-même associé à un préamplificateur). Le signal électrique résultant est le plus souvent numérisé. Il peut alors être soumis à un ensemble de traitements statistiques qui visent à mettre en évidence les traits acoustiques : sa fréquence fondamentale, son énergie, et son spectre. Chaque trait acoustique est lui-même intimement lié à une grandeur perceptuelle : hauteur, intensité, durée et timbre. L'analyse de la phase acoustique est essentielle car elle aide à estimer le produit de la phase aérodynamique. De plus, l'étude de la phonétique acoustique a d'importantes applications techniques en ce qui concerne le développement d'équipements de transmission, de reconnaissance et de synthèse de la parole. En effet, les progrès techniques ont fait de la phase acoustique l'une des plus accessibles pour l'observation instrumentale.

1.2.4.1 Fréquence fondamentale

Lorsque l'air est expulsé des poumons, les plis vocaux se rapprochent et vibrent à une fréquence spécifique. La fréquence fondamentale (F0) correspond au nombre de vibrations par seconde de la masse vibrante des plis vocaux. Cette fréquence modifiée par les propriétés biomécaniques des plis vocaux et par la pression d'air détermine la hauteur tonale perçue de la voix humaine et est mesurée en Hertz (Hz). Elle est un témoin direct des propriétés biomécaniques des plis vocaux, de la configuration laryngée, des forces musculaires et des pressions phonatoires mises en jeu (Titze, 1994).

1.2.4.2 Durée

La durée est un terme désignant la mesure de l'intervalle de temps nécessaire pour émettre un signal sonore. Elle regroupe donc tout ce qui concerne l'organisation temporelle du discours : le

débit de parole (le nombre de syllabes émises par secondes), le tempo (accélération ou ralentissement du débit) et les pauses (Lacheret-Dujour et Beaugendre., 1999).

1.2.4.3 Intensité

Une source sonore génère de l'énergie mécanique qui est transportée, via la vibration acoustique, sous forme cinétique (vitesse des molécules d'air) et potentielle (compression, détente). Cette énergie s'exprime en $\text{Newton}\cdot\text{M}$ car une énergie est équivalente à une force (N) appliquée sur une distance (M) (Ghio., 2007). L'intensité acoustique correspond donc au flux d'énergie généré par les variations de pression par unité de surface et de temps dans un champ acoustique. Cette pression exercée sur l'oreille par la vibration de l'air est évaluée en décibels « A » et noté (dB (A)) : 0 dB(A) étant le plus faible niveau de bruit ; 50 dB(A) le niveau de bruit habituel de la parole ; 80 dB(A) le seuil de nocivité et 120 dB(A) le niveau de bruit à partir duquel la sensation devient douloureuse (Ghio., 2007). Cette intensité va dépendre de l'amplitude de la vibration.

1.2.4.4 Amplitude

L'amplitude correspond à l'ampleur de la vibration des plis vocaux et s'exprime en pascal (Pa) car il s'agit d'une mesure de pression acoustique. Elle correspond à la force ou à l'énergie avec laquelle les sons de la voix sont produits. C'est la mesure de la puissance acoustique d'un son et de la pression sonore qu'il crée. En effet, cette amplitude est liée à l'énergie de l'air qui franchit les plis vocaux. La pression sous-glottique dépend elle-même de la pression pulmonaire et il existe une relation linéaire entre la pression pulmonaire et l'intensité du son. Elle détermine à quel point la voix est forte ou faible : plus l'amplitude est importante, plus le son est fort ; plus l'amplitude est faible, plus le son est faible. L'explication est que l'augmentation de la pression sous glottique par rapport à la pression de base entraîne une accélération du processus cyclique de la vibration des plis vocaux. Pour compenser cette élévation de la fréquence et maintenir une fréquence constante il est nécessaire d'augmenter la force d'adduction des plis vocaux pour retrouver un équilibre entre la pression d'ouverture et la

pression de fermeture. Cette augmentation a pour conséquence d'augmenter le temps de contact entre les plis vocaux et d'augmenter la vitesse (l'amplitude) du mouvement vibratoire pendant chaque cycle. L'augmentation de l'intensité va donc de pair avec la diminution du temps pendant lequel les plis vocaux restent ouverts (Giovanni, 2021).

1.2.4.5 Intensité RMS

L'intensité et l'intensité RMS de la voix sont toutes deux des mesures de la puissance acoustique de la voix, mais elles sont calculées différemment. Il est délicat de parler d'amplitude instantanée pour un signal complexe car il est composé de signaux élémentaires à amplitudes et fréquences différentes (Ghio, 2007). La notion d'amplitude efficace appelée habituellement «intensité RMS» (Root Mean Square) a donc été introduite. Elle correspond approximativement à l'amplitude moyenne de l'ensemble des signaux élémentaires qui composent le signal complexe. Cette grandeur se calcule en intégrant le signal temporel sur une durée de l'ordre du centième de seconde et s'exprime en dB. Le terme Root Mean Square provient du fait que le calcul consiste à prendre la racine carrée (root) de la somme des carrés (square) des valeurs du signal sur une durée moyenne. La mesure de la valeur efficace est largement reconnue comme fournissant les informations d'amplitude les plus précises sur une forme d'onde.

1.3 Évaluation de la dysarthrie hypokinétique

Les troubles de la parole relatifs à la dysarthrie hypokinétique sont l'objet d'une évaluation axée d'une part sur une évaluation perceptive, à l'oreille, de la qualité de la voix et, d'autre part, sur une analyse instrumentale basée sur des mesures acoustiques et aérodynamiques (Leuchter, 2010).

1.3.1 Évaluation perceptive

Actuellement, l'évaluation perceptive reste la norme utilisée en pratique clinique pour le diagnostic et le suivi thérapeutique de la dysarthrie hypokinétique. Lors de l'évaluation perceptive, le neurologue décidera, suite à l'écoute de la parole, de la présence ou non d'une dysarthrie et jugera de son état d'avancement et de sa sévérité. Ces évaluations sont très importantes puisqu'elles permettent aux cliniciens de définir la prise en charge thérapeutique du patient (Laaridh, 2017). Cependant, dans sa pratique clinique au quotidien, le neurologue ne dispose que d'un outil rudimentaire d'évaluation des troubles de la parole : l'item 18 de l'échelle UPDRS (voir Figure 3). Cet item destiné à la parole décrit cinq stades de sévérité croissante : 0 = parole normale ; 1 = baisse légère de l'intonation et du volume ; 2 = parole monotone, brouillée mais compréhensible, nettement perturbée ; 3 = perturbation marquée de la parole, difficile à comprendre ; 4 = parole inintelligible (Fahn & Elton, 1987). Au-delà de l'item UPDRS, qui reste un outil sémiologique pratique mais sommaire, le neurologue, confronté à la prise en charge des troubles de la parole, se trouve logiquement impliqué dans une démarche pluridisciplinaire. Il doit évaluer de façon exhaustive les anomalies des différentes fonctions intervenant dans le système de production de parole (respiration, phonation, résonance et articulation), sans ignorer les dimensions cognitives et psychologiques de la communication parlée (Pinto et al., 2010). L'évaluation perceptive présente de nombreuses limites documentées dans de nombreuses études et reconnues par les professionnels eux-mêmes (Auzou et al., 2007). La critique la plus souvent adressée est son caractère subjectif. En effet, l'analyse perceptive de la parole peut être affectée par la variabilité inter-observateur, c'est-à-dire que différents observateurs peuvent avoir des opinions différentes sur la même parole. Elle est donc très dépendante de l'auditeur qui l'a réalisée, de son expérience, son âge, sa langue maternelle et même de certains facteurs socio-culturels. Elle peut aussi dépendre des conditions dans lesquelles elle est réalisée ce qui la rend non reproductible et donc inadaptée aux études longitudinales de l'évolution de la dysarthrie chez les patients. En outre, cette méthode ne fournit pas d'informations quantitatives précises sur les

caractéristiques de la parole, ce qui peut rendre difficile la comparaison des résultats d'une évaluation à l'autre. De plus, l'analyse perceptive de la parole peut ne pas être suffisante pour évaluer certains aspects des dysarthries, tels que les troubles de la prosodie ou les altérations de la respiration. Aussi, et face à la large variabilité des classes dysarthriques et des pathologies qui y sont liées ainsi qu'aux différentes stratégies de compensation que peut développer chaque patient, une juste évaluation de la parole devient compliquée même pour des professionnels expérimentés (Laaridh, 2017). Finalement, et vu son important coût en temps et en ressources, l'évaluation perceptive de la parole dysarthrique se montre inadaptée dans le cadre de grands corpus de données nécessaires aux travaux de recherche. Il est important de prendre en compte ces limites lors de l'évaluation et d'utiliser des méthodes complémentaires pour obtenir une évaluation complète et précise des troubles de la parole. Pour pallier ces limites, les cliniciens ont exprimé leurs besoins de moyens et d'outils permettant une évaluation plus objective de la parole dysarthrique afin de permettre à la fois d'assister et d'objectiver l'évaluation de la parole et d'assurer, grâce à leur reproductibilité, un meilleur suivi thérapeutique des patients (Laaridh, 2017).

1.3.2 Évaluation instrumentale

L'analyse instrumentale des paramètres vocaux s'est largement développée en apportant une dimension objective qui permet de contourner en partie les inconvénients de l'évaluation perceptive. L'analyse instrumentale est conçue pour qualifier et surtout quantifier les dysfonctionnements vocaux à partir de mesures acoustiques et aérodynamiques (Ghio, 2013). L'évaluation instrumentale est tournée vers une détermination des caractéristiques mécaniques du système phonatoire alors que le jugement perceptif se situe plus sur le plan de l'utilisation de l'instrument phonatoire, avec comme support la parole (Leuchter, 2010). Il est ainsi possible d'envisager des situations où des perturbations du fonctionnement du système phonatoire ne se traduisent pas par une altération audible de la voix. Il est donc essentiel de venir compléter l'évaluation perceptive par une évaluation instrumentale afin

d'identifier précisément les troubles relatifs à la dysarthrie hypokinétique. Elle permet également d'évaluer l'efficacité des traitements, contrôler à distance la progression de la maladie et dans certains cas de contribuer au diagnostic de façon précoce. Cette évaluation peut avoir lieu lorsque l'examen clinique est problématique (par exemple, si les patients ont du mal à se rendre dans une clinique) et peut donc être préférable à l'évaluation perceptive de la voix, qui peut être imprécise, idiosyncrasique et peu fiable (Kreiman & Gerratt, 2020). Cependant, afin que l'analyse instrumentale soit pertinente, il faut que celle-ci soit multiparamétrique afin d'évaluer l'ensemble des fonctions impliquées dans le système de production de la parole (respiration, phonation, résonance, articulation et prosodie) et qu'elle tienne compte d'un certain nombre de facteurs de variations.

1.3.3 Évaluation multiparamétrique

Les différentes méthodes instrumentales sont par nature limitées dans leur champ d'analyse à l'une des fonctions impliquées dans le système de production de parole (Pinto et al., 2010) et plus particulièrement les mesures acoustiques qui n'ont en elles-mêmes aucune signification intrinsèque. En effet, (Kreiman & Gerratt, 2020) soulignent que dans le contexte de l'évaluation clinique, le son n'est pas mesuré pour en savoir plus sur le son en soi ; il s'agit plutôt d'apprendre quelque chose sur le système qui a produit les sons. Or, les sons sont générés lors de la phase aérodynamique, comme nous l'avons vu précédemment, alors que les signaux acoustiques constituent le moyen par lequel la parole est véhiculée (Guenther, 1994). Les défaillances de l'utilisation exclusive des paramètres acoustiques pour évaluer la voix ont été recensées dans plusieurs études (Kreiman et Gerratt., 2020; Wolfe et al., 1995). Pour que les mesures acoustiques de la voix soient indicatives du diagnostic, de l'évolution de la maladie ou des effets du traitement, il doit exister une relation significative entre la physiologie (la cause) et le signal acoustique (l'effet) (Kreiman & Gerratt, 2020). Cependant, cette relation entre la physiologie et l'acoustique dans la maladie de Parkinson n'a jamais été établie selon les recherches de (Kreiman & Gerratt, 2020). En réalisant une revue de littérature des études

instrumentales traitant des troubles vocaux associés à la MPI, ils ont constaté que les mesures de F0 sont les plus couramment utilisées dans les approches expérimentales, apparaissant dans 63/89 études (70,8%). Les mesures de Jitter (48/89 articles, 53,9%), Shimmer (48/89 articles, 53,9%), de bruit (47/89 articles, 52,8%) et de niveaux de pression acoustique/intensité (34/89 articles, 38,2%) ont également été largement utilisées, souvent dans les mêmes articles. Les autres mesures comprennent le débit et la durée de l'énoncé (30/89 articles, 33,7 %), les aspects de l'articulation (16/89 articles, 18,0 %), les mesures dynamiques non linéaires (13/89 articles, 14,6 %) et les mesures spectrales (5/89 articles, 5,6 %). Cette tendance est restée remarquablement stable au fil du temps : hormis l'apparition de quelques mesures plus récentes comme la proéminence des pics spectraux et les mesures dynamiques non linéaire, les paramètres utilisés pour évaluer la voix dans la maladie de Parkinson sont restés pratiquement inchangés depuis au moins la fin des années 1980 (Kreiman & Gerratt, 2020).

Les mesures acoustiques sont essentiellement utilisées et plus particulièrement la F0, comme le montre cet inventaire, dans les approches expérimentales pour caractériser la voix parkinsonienne depuis des années. Cependant, à ce jour, il n'y a toujours pas de consensus sur les résultats ou des relations causales valables entre les paramètres acoustiques et la physiologie. Bien que des efforts considérables aient déjà été déployés pour étudier les mesures acoustiques, il y a toujours très peu de progrès dans leur compréhension (Kreiman & Gerratt, 2020). En effet, la littérature laisse encore apparaître des résultats contradictoires : élévation, baisse ou pas de différence de fréquence fondamentale (F0) dans la MPI par rapport à une population de sujets contrôles (Ghio et al., 2014). Le modèle physiopathologique de la MPI de (Goberman & Coelho, 2002) qui met en relation l'anatomie, les déficits moteurs, les corrélats physiologiques et les mesures observables dans la parole prédit une élévation de la F0 consécutive aux tensions laryngées liées à la rigidité parkinsonienne. Cependant, de nombreuses études observent le contraire (De looze et al., 2012; Ghio et al., 2014; Viallet et al., 2000; Yohann Meynadier et al., 1999). Ces résultats contradictoires peuvent s'expliquer selon (Ghio et al., 2014) par l'absence de prise en compte des mesures aérodynamiques dans le modèle de (Goberman & Coelho, 2002). Or, d'après leurs analyses il est possible de prédire une baisse de F0

d'origine pneumophonatoire dans la maladie de parkinson car la dysarthrie hypokinétique induirait une baisse significative de la pression sous-glottique (Sarr et al., 2009) qui entrainerait une baisse de l'intensité et de la F0 selon (Atkinson, 1978). Les mesures aérodynamiques n'ont pas été reportées dans l'inventaire ainsi que dans les modèles existants, alors qu'elles pourraient permettre de comprendre les causes physiologiques, et c'est un constat presque récurrent. Les données aérodynamiques sont très peu exploitées en général et, plus particulièrement, dans l'évaluation de la dysarthrie hypokinétique. Cette absence peut être due au fait que les données aérodynamiques sont plus difficiles à acquérir que les mesures acoustiques nécessitant un matériel spécifique. De plus, il n'existe pas de méthodes permettant de les traiter de façon automatique et c'est probablement la cause principale de leur exclusion. Nous trouvons en ligne un nombre considérable de scripts permettant d'extraire automatiquement les mesures acoustiques et de les visualiser ainsi que des logiciels tels que PRAAT qui constitue un des outils de référence pour la manipulation, le traitement et la synthèse de sons vocaux mais celui-ci n'est pas adapté aux mesures aérodynamiques et il n'existe pas de scripts de traitement automatique de celles-ci. Le traitement de ces mesures requière par conséquent des compétences précises en informatique. Néanmoins, il est bien évidemment possible de traiter ces données de façon manuelle mais comme tout procédé manuel la tâche devient plus coûteuse et chronophage ce qui limite grandement la taille des corpus. Il y a, par conséquent, peu de données de références dans la littérature ce qui rajoute une difficulté supplémentaire lors de l'interprétation des résultats. Or, les rares études utilisant les paramètres aérodynamiques en complément des mesures acoustiques confirment que l'intégration des mesures aérodynamiques dans les protocoles d'évaluation augmente la fiabilité de l'évaluation notamment la pression sous-glottique qui est apparue dans trois études comme un des critères les plus pertinents pour décrire les troubles vocaux associés à la MPI (Mamadou et al., 2011; Piccirillo et al., 1998; Yu et al., 2007). Une analyse multiparamétrique est donc essentielle afin obtenir une compréhension plus approfondie des déficits de la parole causés par la dysarthrie hypokinétique.

1.3.4 Facteurs de variations

Afin que l'évaluation multiparamétrique soit viable, elle doit tenir compte selon (Ghio et al., 2014) de plusieurs facteurs afin de ne pas biaiser les résultats : (1) le sexe du locuteur (il n'est pas certain que les symptômes vocaux liés à la maladie soient identiques chez les hommes et chez les femmes) ; (2) l'âge du locuteur (effet du vieillissement sur la voix) ; (3) l'état pharmacologique du patient (avec ou sans traitement L-DOPA, avec ou sans SCP) et (4) la tâche de production (voyelle tenue vs lecture vs répétition de phrase vs parole spontanée). Ces informations sont primordiales et doivent absolument être incluses dans les analyses instrumentales de la parole ce qui est loin d'être toujours le cas.

De plus en plus de preuves indiquent que le sexe biologique est un facteur important dans le développement et l'expression phénotypique de la MPI. La maladie touche deux fois plus souvent les hommes que les femmes (Baldereschi et al., 2000; Solla et al., 2012), mais les femmes ont un taux de mortalité plus élevé et une progression plus rapide de la maladie (Dahodwala et al., 2018). En outre, les femmes semblent présenter des symptômes distincts ainsi que des différences dans la réponse aux traitements pharmacologiques. Néanmoins, nous sommes encore loin de comprendre ce qui sous-tend ces différences notamment au niveau des troubles de la parole. Bien que les femmes atteintes de la maladie de Parkinson représentent une part importante de la population atteinte de cette maladie, les études considérant le sexe féminin comme une variable cruciale à prendre en compte sont fortement sous-représentées. En effet, la majorité des études instrumentales sur les troubles de la voix dans la MPI porte sur une population masculine ou ne font pas de distinction entre les sexes ce qui ne permet pas de déterminer si les symptômes vocaux liés à la maladie sont identiques chez les hommes et chez les femmes. Or, les hommes et les femmes ont des anatomies distinctes au niveau de l'appareil phonatoire. De nombreuses études ont mis en évidence des différences acoustiques significatives entre les productions des locuteurs masculins et féminins dans la parole normale notamment au niveau des valeurs de F0, avec des valeurs moyennes autour de 120 Hz pour les

hommes, et de 240 Hz pour les femmes (Vaissière, 2006). Ces différences de valeurs s'expliquent par l'anatomie des plis vocaux : les plis vocaux des hommes sont en moyenne 60 % plus longs que ceux des femmes (Titze, 1989). Les plis vocaux étant plus courts et moins épais chez les femmes ils auraient donc tendance, pour un effort phonatoire équivalent, à vibrer à une fréquence plus élevée que ceux des hommes (Titze, 1976). L'âge est également un facteur important dans les variations de la F0 avec des différences entre les hommes et les femmes. Il est communément observé, et confirmé par de nombreuses études, que la F0 évolue de manière prévisible au cours de la vie. Dans la petite enfance, les F0 des hommes et des femmes sont comparables. Chez les hommes, la F0 moyenne diminue après la puberté, jusqu'à environ 35 ans, avant de se stabiliser pendant une vingtaine d'années. Vers l'âge de 55 ans, la F0 a tendance à augmenter jusqu'à la fin de la vie. En revanche chez les femmes, il y a une diminution progressive dans le temps (voir Figure 13).

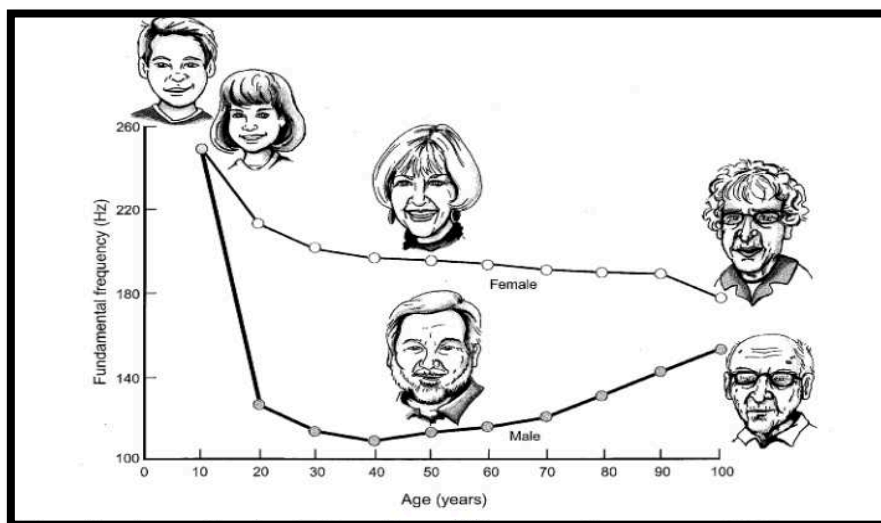


Figure 13. Evolution de la F0 selon l'âge et le sexe (Hixon et al., 2008).

Contrairement à la F0, l'impact du sexe et de l'âge sur les mesures aérodynamiques est très peu documenté. De nombreuses études ont montré que les enfants utilisent des pressions plus élevées que les locuteurs plus âgés (Bernthal & Beukelman, 1978; Stathopoulos & Weismer, 1985; Subtelny et al., 1966). En revanche, il y a peu d'études montrant les différences de pression entre les adultes. Après l'adolescence, il est généralement admis que la respiration de la parole reste relativement stable tout

au long de l'âge adulte jusqu'à la sénescence. De même, de l'adolescence à la sénescence, la respiration de la parole est généralement la même chez les deux sexes (Hixon et al., 2020). Cependant, il n'y a pas de consensus sur l'âge de la sénescence. La presbyphonie, qui correspond au vieillissement de la voix, s'observe à partir de 60 ans suite aux altérations morphologiques et fonctionnelles des systèmes pneumo-phono-articulatoires accompagnant le vieillissement de la personne dans son ensemble (Dehesdin, 1992). Il a également été rapporté que les manifestations physiologiques de ces changements pourraient ne pas apparaître avant que les impacts anatomiques du vieillissement n'atteignent un seuil critique se situe probablement autour de 70 ans selon (Melcon et al., 1989). Les études existantes analysant les variations de pression avec l'âge se sont basées sur ce seuil critique sans tenir compte des changements éventuels qui pourraient se produire avant ce seuil alors que la littérature rapporte des altérations dans la fonction respiratoire générale avant ce seuil critique. En effet, les études que nous avons trouvées portent soit majoritairement sur des sujets masculins, soit elles excluent toute une tranche d'âge allant de 35 à 70 ans en comparant uniquement des sujets de moins de 35 ans à des sujets de plus de 70 ans (Baker et al., 2001; Higgins & Saxman, 1991; Morris & Brown, 1987; Melcon et al., 1989). L'étude de (Subtelny et al., 1966), qui est une des rares études proposant des valeurs de références, montre des mesures de pression plus élevées chez les femmes que chez les hommes, mais l'âge des sujets adultes n'est pas précisé avec seulement une distinction entre les enfants et les adultes (voir Figure 14). Nous avons trouvé seulement deux études analysant la PSG estimée de femmes de 18 à 89 ans, ce qui est très faible (Goozee et al., 1998; Zraick et al., 2012). Selon (Sapienza & Dutka, 1996), il est nécessaire pour éviter les biais expérimentaux d'inclure des sujets représentant le continuum du vieillissement et non seulement des groupes extrêmes qui pourraient limiter la compréhension des changements liés à l'âge dans la fonction phonatoire. De plus, à notre connaissance, il n'existe aucune étude rapportant des valeurs de référence de locuteurs natifs du français.

Phoneme	Men		Women		Children	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
p	6.43	1.07	7.52	2.17	9.66	3.34
b	4.37	1.42	6.05	1.82	6.57	1.97
t	6.18	1.29	7.44	1.92	9.35	2.76
d	4.52	1.60	6.67	1.91	6.78	1.73
s	5.69	1.14	6.41	2.64	7.95	2.13
z	4.30	1.18	5.23	1.77	5.91	1.52
f	5.80	0.65	6.34	2.95	7.95	2.93
v	3.82	0.53	4.37	0.86	5.13	2.44
t	6.77	1.01	7.32	2.28	10.48	3.64
d	5.92	1.28	6.72	1.77	9.83	2.65
l	1.09	0.62	1.39	0.25	0.68	0.53
r	0.99	0.57	2.01	0.96	1.93	1.48
w	0.78	0.66	1.54	0.96	2.01	0.98
m	0.22	0.47	0.60	1.05	0.00	0.00
n	0.43	0.70	0.45	0.68	0.00	0.00

Figure 14. Mesures moyennes des pics de pression intraorale pendant la réalisation des consonnes (Subtelny et al., 1966).

Pour résumer

La dysarthrie hypokinétique est un trouble de la parole d'origine neurologique qui se manifeste par une déficience motrice pouvant affecter toutes les composantes de la production de la parole. Dans la MPI, 80 % des patients sont affectés par ce trouble qui impacte négativement leur qualité de vie d'autant plus que les traitements conventionnels ne semblent pas contribuer à son amélioration, avec des effets incertains voire aggravants. L'erreur articulatoire la plus typique de cette dysarthrie porte sur la réalisation des consonnes occlusives qui sont jugées, lors des évaluations, comme particulièrement imprécises en étant réalisées comme des fricatives. L'évaluation jugée la plus pertinente pour identifier et comprendre les déficits de la parole est l'analyse instrumentale multiparamétrique à partir de mesures acoustiques et aérodynamiques qui permet de rendre compte de l'ensemble du système de production de la parole. Cependant, les paramètres utilisés pour évaluer la voix dans la MPI sont restés pratiquement inchangés depuis au moins la fin des années 1980 avec essentiellement des mesures acoustiques, et plus particulièrement de F0. Or, malgré de nombreux efforts pour comprendre ces mesures, il n'y a toujours pas consensus sur les résultats ou des relations causales valables entre les paramètres acoustiques et la physiologie. Les mesures aérodynamiques sont rarement exploitées car elles sont plus difficiles à acquérir et à traiter automatiquement alors qu'elles pourraient permettre de comprendre les causes physiologiques en étant à l'origine de la création de tous les sons. Outre l'importance d'intégrer les mesures aérodynamiques, il est également important de tenir compte dans les évaluations de facteurs tels que le sexe et l'âge qui sont souvent exclus alors qu'ils peuvent occasionner des variations dans les mesures qui doivent être comprises afin de ne pas les confondre avec les altérations causées par la maladie. De plus, les études instrumentales sur les troubles de la voix dans la MPI portent principalement sur une population masculine ou ne font pas de distinction entre les sexes, ce qui ne permet pas de déterminer si les symptômes vocaux liés à la maladie sont identiques chez les hommes et chez les femmes.

Chapitre 2. Objectifs & Problématiques

Introduction

L'objectif principal de cette étude est de contribuer à la modélisation de la phonation des femmes atteintes de la MPI. Nous avons choisi de nous concentrer sur une population féminine, car comme nous l'avons souligné, bien que les femmes représentent une part importante de la population atteinte de cette maladie, les études considérant le sexe féminin comme une variable cruciale à prendre en compte sont fortement sous-représentées. Or, nous avons montré qu'il existe des différences anatomiques entre les deux sexes et que ces différences semblent impacter les mesures acoustiques et aérodynamiques. De plus, il semblerait que les femmes présentent des symptômes distincts ainsi que des différences dans la réponse aux traitements pharmacologiques. Cette absence ainsi que l'utilisation presque exclusive des paramètres acoustiques font que les troubles de la parole relatifs à la MPI restent encore, à ce jour, mal compris chez les femmes. De plus, l'hétérogénéité des méthodes d'évaluation et un certain nombre de biais expérimentaux non contrôlés aboutissent à des résultats difficiles à interpréter. Ces faits ont motivé ce travail de recherche en mettant en exergue la nécessité de réaliser une description objective, quantifiée et détaillée de la voix des femmes parkinsonienne au moyen d'une analyse multiparamétrique. Afin de pouvoir modéliser la phonation des femmes atteintes de la MPI, il faut pouvoir s'appuyer sur un modèle de production normale pour identifier ce qui est attendu et, au contraire, ce qui peut être considéré comme une anomalie ou une déviance. La détection d'anomalie est un domaine qui consiste à trouver des modèles dans les données qui ne sont pas conformes à une notion bien définie de comportement normal (Chandola et al., 2009). Il faut pour cela définir sur le continuum entre parole normale et pathologique une région représentant un comportement normal et déclarer comme anomalie toute observation dans les données qui n'appartient pas à cette région normale. Le premier objectif de notre étude sera donc d'établir un modèle de production normale sur le corpus de femmes saines afin d'obtenir des valeurs de références

pour l'évaluation de la parole parkinsonienne. Afin de créer notre modèle de production, nous procéderons aux étapes suivantes : (1) segmentation des données ; (2) identification et extraction des marqueurs vocaux ; (3) analyse des sources de variations des marqueurs vocaux chez les femmes saines ; (4) analyse des productions des femmes parkinsoniennes, avec et sans traitement, en comparaison avec le modèle de production normale. Les deux premières étapes auront pour but de fournir un cadre méthodologique pour la segmentation et le traitement des données aérodynamiques et acoustiques dans la parole normale et dysarthrique. Elles seront présentées lors de la méthodologie générale dans le chapitre 3. La troisième étape répondra à la problématique suivante : quelles sont les sources de variations des mesures aérodynamiques et acoustiques chez les femmes saines ? Cette étape nous permettra d'identifier les facteurs qui occasionnent des variations dans les mesures de pression et de F0 et qui doivent, par conséquent, être pris en compte pour ne pas être confondus avec les altérations liées à la dysarthrie hypokinétique. Dans la quatrième étape, nous analyserons les productions aérodynamiques et acoustiques des femmes parkinsoniennes, avec et sans la prise du traitement L-DOPA, en comparaison avec le modèle obtenu lors de la troisième étape. Les étapes 3 et 4 seront présentées dans la partie expérimentale, qui sera composée de 5 études nous permettant d'obtenir un modèle complet rendant compte aussi bien de la parole chez les femmes saines que chez les femmes parkinsoniennes. Nous détaillerons dans cette partie, les objectifs et les problématiques de nos 5 études expérimentales.

2.1 Études expérimentales sur la phase aérodynamique

2.1.1 Étude n°1 : modèle de production aérodynamique chez les femmes

saines

La phase aérodynamique étant peu explorée en général et, plus particulièrement lors de l'évaluation de la dysarthrie, nous ne pouvons pas nous référer à un modèle existant. En outre, à notre connaissance, il n'existe aucune étude rapportant des valeurs de référence de locuteurs natifs du français. Il est donc indispensable pour modéliser la phonation des femmes atteintes de la MPI de définir un modèle de production aérodynamique chez les femmes saines afin d'obtenir des valeurs de références pour l'évaluation de la parole parkinsonienne. Cela nous permettra d'obtenir une meilleure compréhension de la phase aérodynamique avec des données de références complètes notamment en ce qui concerne la production des occlusives. Nous pourrions ainsi déterminer une plage de variations normale des mesures de pression lors de la production de la consonne occlusive /p/ afin d'identifier les plages de valeurs anormales sur le corpus de femmes parkinsoniennes. Les deux facteurs qui seront analysés sont : l'âge et la position du /p/ dans la phrase.

La littérature indique que les jeunes enfants ont des mesures de pression plus élevées que les adultes. En revanche, peu d'études ont examiné les différences de pression entre les adultes. Les études existantes portent soit majoritairement sur des sujets masculins, soit elles excluent toute une tranche d'âge allant de 35 à 70 ans. Or, la maladie de Parkinson touche une population se situant entre 40 et 90 ans, il est donc primordial d'analyser si les mesures de pression varient au sein de cette tranche d'âge. Pour cela, nous étudierons les problématiques suivantes : est-ce que l'âge impacte les mesures de pressions ? Les sujets sains plus âgés fournissent-ils la même énergie que les sujets sains plus jeunes pour produire la parole ? L'effort vocal est-il le même ? Quel est l'impact de l'âge sur la production des consonnes occlusives ? Est-il nécessaire de tenir compte de ce paramètre lors des évaluations ?

En ce qui concerne la position du /p/, nous souhaitons analyser comment la pression évolue au cours de la phrase afin d'analyser la maîtrise de la coordination pneumophonique des sujets. En effet, il est attendu d'observer une diminution de la PSG au cours de la phrase, ce phénomène correspond à la déclinaison de la pression sous-glottique mais, celle-ci doit être maintenue à un niveau suffisant pour la production de la parole, comme nous l'avons vu dans le chapitre 1 (voir partie soufflerie pulmonaire). La PSG baisse au cours de la phrase car pendant l'expiration, le volume pulmonaire diminue et lorsque celui-ci diminue, la PSG diminue mécaniquement. Normalement, la diminution du volume pulmonaire doit être compensée par la contribution des muscles thoraciques et abdominaux afin de maintenir une pression plus ou moins stable (voir partie soufflerie pulmonaire). Ainsi, une baisse trop importante de la PSG au cours de la phrase nous indiquera une difficulté à conserver une pression plus ou moins constante et nous donnera des informations essentielles sur la maîtrise de la coordination pneumophonique des sujets. Nous étudierons les problématiques suivantes : comment la pression évolue au cours de la phrase ? Est-ce qu'il y a une différence significative entre la pression mesurée en début de phrase et celle mesurée en fin de phrase ? L'âge a-t-il un impact sur la maîtrise de la coordination pneumophonique des sujets ? La pression des sujets sains âgés est-elle maintenue de la même manière que la pression des sujets sains plus jeunes ? La position dans la phrase a-t-elle un impact sur la production du /p/ ? Est-il nécessaire de tenir compte de ce paramètre lors des évaluations ?

2.1.2 Étude n°2 : comparaison entre les productions aérodynamiques des femmes saines et parkinsoniennes

Dans cette partie, nous analyserons les productions aérodynamiques des femmes parkinsoniennes en comparaison avec le modèle obtenu dans la première étude. En plus de l'âge et de la position du /p/, nous analyserons un paramètre de variation supplémentaire spécifique aux sujets parkinsoniens : l'impact du traitement L-DOPA. Les problématiques traitées dans cette partie seront

les suivantes : les productions aérodynamiques des femmes parkinsoniennes se distinguent-elles de celles des femmes saines ? L'énergie fournit pour produire la parole est-elle la même ? Les valeurs de pression du /p/ se situent-elles dans la plage de valeurs attendue ? Les facteurs de variations ont-ils le même impact sur la parole dysarthrique ? Le traitement L-DOPA a-t-il un effet sur la pression ? Cet effet est-il positif ? Est-il le même en fonction de l'âge des sujets ?

2.2 Études expérimentales sur la phase acoustique

2.2.1 Étude n°3 : modèle de production acoustique chez les femmes saines

Contrairement aux données aérodynamiques, les données acoustiques et plus particulièrement la F0, ont largement été étudiées dans la parole normale et dysarthrique. Cependant, dans l'évaluation de la parole dysarthrique, comme nous l'avons vu dans le premier chapitre, il n'y a toujours pas de consensus sur les résultats et très peu de progrès dans leur compréhension. Nous souhaitons dans cette partie, établir un modèle de production acoustique qui se distinguera de ceux existants en : (1) fournissant une méthode novatrice pour mesurer la F0 ; (2) contrôlant les facteurs de variations potentiels des mesures de F0 et (3) comparant les résultats avec ceux obtenus dans la phase aérodynamique. En effet, bien qu'il soit établi que la pression sous-glottique influence la F0, la nature exacte de cette relation n'est pas entièrement comprise. Cette étude a pour objectif de comprendre comment la pression sous-glottique et la F0 interagissent dans la production de la parole normale. Les études existantes donnent généralement une estimation moyenne ou la valeur du pic de F0 ce qui ne permet pas d'analyser le décours temporel. Or, le signal de parole ne forme pas une séquence linéaire de segments indépendants les uns des autres. Dans une syllabe de type CV (consonne suivie d'une voyelle), les gestes articulatoires associés à la consonne initiale et à la voyelle qui la suit sont partiellement superposés. Il est donc essentiel d'analyser dans le temps la F0 au cours de la voyelle afin d'observer comment celle-ci est impactée par la consonne précédente, notamment dans

l'évaluation de la parole dysarthrique. Pour cela, nous avons analysé la F0 dans deux positions différentes dans la phrase et surtout, nous avons mesuré la F0 pendant le décours temporel. À notre connaissance, il n'existe pas d'études utilisant cette méthodologie pour évaluer la F0 dans la parole dysarthrique et nous pensons que cette mesure pourrait permettre de mieux comprendre les altérations de la F0. Afin d'évaluer la pertinence de ces mesures, le décours temporel de la voyelle ainsi que la position dans la phrase seront analysés en tant que paramètres de variation en plus de l'âge chez les femmes saines. Cette partie, nous permettra d'identifier chez les femmes saines comment les mesures de F0 sont affectées par les facteurs de variation et également d'explorer la nature de la relation entre la pression sous-glottique et la F0 dans la parole normale, afin d'identifier si les altérations de la F0 dans la MPI peuvent être en lien avec celles de la PSG. Les problématiques traitées dans cette partie seront les suivantes : est-ce que l'âge impacte les mesures de F0 ? Les sujets sains plus âgés fournissent-ils les mêmes niveaux de F0 que les sujets sains plus jeunes pour produire la parole ? Est-ce que ces résultats sont similaires en fonction de la prise de mesure ? Comment la F0 évolue pendant le décours temporel ? Est-ce qu'il y a une différence significative entre les différentes mesures du décours temporel ? Comment la F0 évolue au cours de la phrase ? Est-ce qu'il y a une différence significative entre la F0 de la première syllabe accentuée et celle mesurée dans la deuxième syllabe accentuée ? Ces prises de mesures sont-elles pertinentes pour l'évaluation ? Comment la PSG et la F0 interagissent dans la production de la parole chez les femmes saines ?

2.2.2 Étude n°4 : comparaison entre les productions acoustiques des femmes saines et parkinsoniennes

Dans cette partie, nous analyserons les productions acoustiques des femmes parkinsoniennes en comparaison avec le modèle obtenu dans la troisième étude. Les problématiques traitées dans cette partie seront les suivantes : les productions acoustiques des femmes parkinsoniennes se distinguent-elles de celles des femmes saines ? Les facteurs de variations ont-ils le même impact sur

la parole dysarthrique ? Le traitement L-DOPA a-t-il un effet sur la F0 ? Cet effet est-il positif ? Est-il le même en fonction de l'âge des sujets ? et en fonction de la prise de mesure ? Est-ce qu'il permet aux sujets parkinsoniens d'obtenir des performances similaires à celles des témoins ? La PSG et la F0 interagissent-elles de la même façon que dans la production de la parole chez les femmes saines ?

2.3 Étude multiparamétrique

2.3.1 Étude n°5 : classification automatique des marqueurs vocaux

Lors de l'évaluation instrumentale réalisée précédemment nous avons pu observer, à l'aide de techniques statistiques, comment les mesures acoustiques et aérodynamiques étaient impactées par un certain nombre de paramètres de variation et également par la dysarthrie hypokinétique en comparant les productions des femmes saines et parkinsoniennes. Cette dernière étude complète les précédentes avec pour objectif d'identifier si les mesures acoustiques et/ou aérodynamiques permettent de différencier la parole parkinsonienne de la parole normale. Pour cela, nous procéderons à une tâche de classification automatique supervisée à partir des mesures aérodynamiques et acoustiques, afin de classer les marqueurs vocaux selon 2 conditions : marqueurs vocaux sains ou marqueurs vocaux parkinsoniens. Cette étape est très importante car elle permet de savoir avec quel taux de réussite le programme parvient à classer les marqueurs vocaux ce qui nous renseignera sur les mesures les plus pertinentes pour identifier et caractériser la parole parkinsonienne. En outre, nous pourrions évaluer grâce au taux de réussite du classifieur si l'apport de la phase aérodynamique pour la caractérisation de la parole parkinsonienne est pertinent. Jusqu'à présent, les données acoustiques étaient majoritairement employées, cette étape nous révélera si l'ajout de la phase aérodynamique permet d'améliorer les performances du système de classification et par conséquent, d'améliorer la caractérisation de la parole parkinsonienne. La classification automatique peut être plus puissante qu'une comparaison de moyenne car elle utilise des algorithmes de *machine learning* qui sont capables de trouver des modèles cachés dans les données en analysant

les corrélations, les interactions et les relations entre les différents paramètres mesurés. Ces modèles peuvent être très complexes et difficiles à détecter avec une analyse statistique classique. En fin de compte, cette étape permettra une analyse plus approfondie des marqueurs vocaux nous permettant de compléter et de finaliser notre modèle sur la phonation des femmes atteintes de la MPI. Les problématiques traitées dans cette partie seront les suivantes : Quel est le taux de réussite du modèle de classification automatique pour distinguer la parole parkinsonienne de la parole normale ? Comment ce taux varie-t-il en fonction des marqueurs vocaux utilisés ? Quelles sont les mesures qui parviennent le mieux à distinguer la parole parkinsonienne de la parole normale ? Les marqueurs aérodynamiques sont-ils pertinents pour caractériser la parole parkinsonienne ? Les marqueurs acoustiques sont-ils pertinents pour caractériser la parole parkinsonienne ? Le système obtient-ils des meilleurs résultats de classification en combinant à la fois des mesures aérodynamiques et acoustiques ?

Pour résumer

Afin d'obtenir un corpus fiable pour l'analyse, nous commencerons par fournir un cadre conceptuel et méthodologique adapté au traitement de la parole normale et dysarthrique avec une méthodologie innovante pour segmenter et mesurer les données aérodynamiques et acoustiques. A partir de ces mesures, un modèle de production normale sera établi afin d'obtenir des valeurs de référence pour l'évaluation de la dysarthrie hypokinétique. Afin d'obtenir un modèle complet, englobant un maximum de comportements normaux possibles, nous analyserons l'impact de plusieurs facteurs susceptibles d'occasionner des variations dans les mesures de pression et de F0. Pour la phase aérodynamique, les facteurs qui seront analysés sont l'âge et la position de la consonne /p/ dans la phrase et pour la phase acoustique, l'âge et la prise de mesure de la F0 lors du décours temporel et à différentes positions dans la phrase. Les résultats obtenus chez les femmes saines nous permettront d'identifier les altérations aérodynamiques et/ou acoustiques de la parole parkinsonienne, ainsi que d'évaluer l'impact du traitement L-DOPA sur ces mesures en comparant les résultats obtenus. Ces analyses nous permettront également d'explorer la nature de la relation entre la pression sous-glottique et la F0 afin de comprendre comment ces mesures interagissent dans la production de la parole normale et dysarthrique. Enfin, une tâche de classification automatique supervisée sera effectuée afin d'identifier les caractéristiques acoustiques et/ou aérodynamiques les plus discriminantes de la parole parkinsonienne.

Chapitre 3. Méthodologie générale

Introduction

Dans les années 1990, le World Wide Web fait son apparition dans les foyers permettant au grand public de consulter un ensemble de pages mélangeant du texte, du son, des liens et des images. On assiste également à la prolifération des ordinateurs portables, au développement des premiers logiciels de navigation et à la création d'équipements numériques permettant l'acquisition, le traitement, le stockage et la diffusion d'un grand nombre de données. Ces avancées technologiques vont provoquer un changement de paradigme dans le traitement des données. Les données à traiter se déclinent à l'aune des 3 V (variété, volume, vitesse) suscitant l'émergence de nouveaux champs de recherche afin d'exploiter et d'utiliser cet ensemble important de données (Sébillot, 2015). On assiste à un passage du rationalisme vers l'empirisme, avec le remplacement des approches symboliques, à base de règles fondées sur l'expertise humaine, par des approches empiriques fondées sur les données, où la connaissance est extraite par des techniques d'apprentissage automatique, en particulier statistique (Sébillot, 2015). Ce domaine, consistant à extraire des connaissances à partir de données brutes, est connu sous le terme d'Extraction de Connaissances à partir de Données (ECD). Il se situe à l'intersection de disciplines diverses telles que les statistiques et les technologies de l'information (bases de données, apprentissage automatique, intelligence artificielle). C'est un processus complexe décomposé en une suite d'opérations distinctes que nous appliquerons au cours de cette étude : (1) définir la problématique en cernant les objectifs, le contexte et les besoins ; (2) collecter et traiter les données ; (3) sélectionner les données les plus pertinentes pour répondre à la problématique ; (4) transformer les données dans un format qui les prépare à la fouille de données ; (5) visualiser les données ; (6) fouiller les données en appliquant une ou plusieurs techniques (analyses statistiques, réseaux de neurones, classification automatique, réseaux bayésiens, arbres de décision, etc.) pour extraire des patterns ; (8) évaluation des résultats. Ce chapitre consacré à la méthodologie

présente en détail les étapes 2, 3, 4, 5 et 6, en décrivant le corpus d'étude, le sous-ensemble de données choisi, le matériel utilisé pour collecter les données, les marqueurs vocaux aérodynamiques et acoustiques pertinents pour notre étude et les procédures expérimentales développées pour traiter, extraire automatiquement et transformer ces marqueurs pour la fouille de données. Enfin, les méthodes statistiques utilisées et la tâche de classification automatique seront présentées.

3.1 Collecte des données

3.1.1 Corpus AHN

Les données analysées dans cette étude proviennent du corpus AHN (Aix Hôpital Neurologie), qui contient des enregistrements sonores et aérodynamiques collectés sur une période de plus de 20 ans par le service de neurologie du centre hospitalier d'Aix-en-Provence (Ghio et al., 2021). Ces enregistrements ont été réalisés auprès de patients souffrant de différentes pathologies neuromotrices telles que les maladies de Friedreich, Huntington et Parkinson, l'AVC, la sclérose latérale amyotrophique, ainsi que sur 160 sujets témoins ne présentant aucun trouble de la santé. La majorité du corpus est constituée de patients atteints de la maladie de Parkinson, avec un total de 601 patients atteints de cette maladie sur les 990 patients enregistrés. L'originalité de cette base de données réside dans : (1) la présence de signaux complémentaires aux signaux sonores, tels que l'intensité, le débit d'air oral, la pression intra orale ; (2) les différents contextes pour les enregistrements des 601 patients atteints de la maladie de Parkinson (avec/sans L-DOPA, avec/sans stimulation cérébrale profonde), qui représentent 1616 séances d'enregistrement ; (3) la collecte d'informations précises sur les locuteurs (date et lieu de naissance, langue maternelle, profession) et les conditions cliniques (date de détection de la maladie, localisation des symptômes, traitement régulier et traitement réel lors de l'enregistrement, résultats des examens cliniques) (Ghio et al., 2021). De plus, les patients ont été enregistrés lors de la réalisation de différentes tâches : la production d'un /a/ tenu d'environ 3 secondes (tâche 1) ; la production d'un /a/ tenu le plus longtemps possible (tâche 2) ; la répétition de la phrase «papa ne m'a pas parlé de beau papa» pendant 6 répétitions (tâche 3) ; la lecture du premier paragraphe de la chèvre de Monsieur Seguin à vitesse normale (tâche 4) ; la lecture du premier paragraphe de la chèvre de Monsieur Seguin à vitesse rapide (tâche 5) ; la description spontanée de l'image du «vol de gâteau» issue de la batterie d'évaluation HDAE (Mazaux & Orgogozo, 2007) (tâche 6). Nous traiterons dans cette étude les données de la tâche 3 spécialement conçue pour l'évaluation des consonnes occlusives.

3.1.2 Patients et sujets

Nous analyserons un sous-ensemble du corpus AHN comprenant 74 femmes de langue maternelle française, dont 37 atteintes de la maladie de Parkinson et 37 femmes témoins, appariées en fonction de leur âge (voir Tableau 2). Les patientes parkinsoniennes choisies n'avaient aucun antécédent de troubles neurologiques, respiratoires, laryngés, de la parole et de la voix, à l'exception de ceux associés à la maladie de Parkinson et prenaient pour unique traitement la L-DOPA. Afin de rendre les effets de la maladie plus discernables, les patientes parkinsoniennes ont été enregistrées dans deux états pharmacologiques différents : en état "OFF-DOPA" le matin après un sevrage de la L-DOPA pendant au moins 12 heures, et en état "ON-DOPA" plus tard dans la journée après un minimum de 1,5 heures après la prise de L-DOPA. Avant l'enregistrement, la sévérité de la dysarthrie de chaque patiente a été évaluée par un neurologue à l'aide de l'item 18 de l'échelle UPDRS qui décrit la gravité de la dysarthrie sur une échelle de 0 à 4, allant de "parole normale" à "parole inintelligible" : 0 = parole normale ; 1 = baisse légère de l'intonation et du volume ; 2 = parole monotone, brouillée mais compréhensible, nettement perturbée ; 3 = perturbation marquée de la parole, difficile à comprendre ; 4 = parole inintelligible (Fahn & Elton, 1987).

<i>ID</i>	<i>Age patientes</i>	<i>UPDRS ON</i>	<i>UPDRS OFF</i>	<i>Age témoins</i>	<i>Groupes d'âge</i>
1	45	0	0.5	45	- de 60 ans
2	49	0.5	1	48	- de 60 ans
3	52	1	1	52	- de 60 ans
4	52	1	2	53	- de 60 ans
5	54	1	2	54	- de 60 ans
6	54	0	0	55	- de 60 ans
7	56	0	1	56	- de 60 ans
8	56	0	1	56	- de 60 ans

9	59	0	0	58	- de 60 ans
10	59	1	2	59	- de 60 ans
11	60	0.5	0.5	60	60-70 ans
12	61	0	0	61	60-70 ans
13	61	1	1	61	60-70 ans
14	62	1	1	63	60-70 ans
15	63	0	0.5	63	60-70 ans
16	63	0.5	1	64	60-70 ans
17	63	1	1	64	60-70 ans
18	64	1	1.5	65	60-70 ans
19	64	0	2	65	60-70 ans
20	64	0	0.5	65	60-70 ans
21	65	0.5	1	65	60-70 ans
22	66	0	0.5	66	60-70 ans
23	66	0	0.5	67	60-70 ans
24	66	0	0	67	60-70 ans
25	68	0	0.5	67	60-70 ans
26	68	0.5	1	68	60-70 ans
27	68	1	1	68	60-70 ans
28	69	0	0	69	60-70 ans
29	70	0	0	71	+ de 70 ans
30	70	1.5	1.5	71	+ de 70 ans
31	71	0	1	72	+ de 70 ans
32	71	1	1	72	+ de 70 ans
33	72	0.5	0.5	72	+ de 70 ans

34	73	1	1.5	73	+ de 70 ans
35	73	1	1.5	73	+ de 70 ans
36	74	0.5	1	74	+ de 70 ans
37	75	0	0	74	+ de 70 ans

Tableau 2. Tableau récapitulatif des sujets analysés (ID, ÂGE, SCORE UPDRS, GROUPES D'ÂGE)

3.1.3 Instrumentation

Les données ont été recueillies avec le système d'Évaluation Vocale Assistée (EVA2), développé par le Laboratoire Parole et Langage (Teston et al., 1999) et SQLab (sqlab, 2009), qui est une station de travail phoniatrice multiparamétrique qui permet d'étudier les paramètres acoustiques et aérodynamiques de la production vocale. Le but de cette station de travail est d'affiner le diagnostic phoniatrice et d'objectiver le suivi d'une intervention chirurgicale, d'un traitement pharmaceutique ou encore d'une rééducation (sqlab, 2009). Elle permet d'enregistrer simultanément des signaux acoustiques et aérodynamiques par l'utilisation d'une pièce à main, fixée sur un pied adaptable à la taille du patient, contenant un microphone, un sonomètre mesurant le niveau de pression acoustique, un pneumotachographe mesurant le débit d'air oral et nasal ainsi que deux capteurs de pression reliés à des sondes (voir figure 15). Le placement de la sonde pour mesurer la PIO peut se faire à deux endroits, soit par la commissure des lèvres, soit derrière le velum en passant par le conduit nasal. Dans le cas de notre étude, la PIO a été mesurée avec la méthode de la sonde entre les lèvres en veillant à ce que les sujets ne la mordent pas, ni que la salive l'obstrue. La sonde est placée au milieu d'un masque en silicone plaqué tout autour de la bouche du locuteur de sorte à ne permettre aucune fuite d'air. Le masque prend appui sur la face du locuteur en dégagant le nez et en prenant le menton, afin de permettre des mouvements mandibulaires normaux tout en conservant une excellente étanchéité. Pour la pression sous-glottique, il existe plusieurs méthodes de mesure. Elle peut être mesurée de manière directe en plaçant un transducteur de pression dans la région sous-glottique, à travers la

membrane cricothyroïdienne ou entre les plis vocaux anesthésiés, ou bien par ponction trachéale (Demolin et al., 1997), mais ces méthodes sont invasives. Pour éviter cela, des méthodes moins interventionnelles ont été développées telles que la méthode de flux d'air interrompu (Smitheran & Hixon, 1981) qui est utilisée dans notre étude. Cette méthode permet d'estimer la PSG à partir du pic de PIO lors de la production des consonnes occlusives non voisées, comme le [p]. En effet, lors de la phase de tenue du [p], les lèvres sont fermées, la glotte est ouverte et le conduit vocal peut être considéré comme un seul volume d'air allant des poumons aux lèvres avec une pression uniforme dans ce volume, conformément à la loi de Pascal (voir Figure 16). Cette méthode a été validée à diverses reprises en comparant les résultats de la PSG réelle, mesurée directement, avec ceux obtenus par la méthode de flux d'air interrompu (Demolin et al., 1997; Löfqvist et al., 1982). Les résultats les plus précis ont été obtenus lors des mesures du logatome [papa] (Demolin et al., 1997). La tâche 3, sur laquelle nous travaillons, est donc parfaitement adaptée pour obtenir des mesures fiables de la PSG estimée. La figure 17 issue de nos travaux, confirme que pendant la phase de tenue du [p], après la catastase et avant la métastase, la PSG est effectivement égale à la PIO au moment du pic de pression (voir Figure 17). Le signal acoustique a été enregistré avec un microphone directionnel AKG C 419 placé à une distance stable et contrôlée à 4 cm du masque de silicone. Cette distance a précisément été choisie et surveillée selon les travaux de (Titze, 1994), qui recommande pour les mesures une distance bouche-microphone qui doit pouvoir être maintenue constante et inférieure à 10 cm (préférentiellement 3-4 cm), afin d'éviter tout problème lié au calibrage de l'intensité. En effet, afin que les mesures d'intensité puissent être fiables, il y a un certain nombre de paramètres à respecter pendant la chaîne d'enregistrement afin de ne pas biaiser les résultats : (1) la distance au microphone (2) la sensibilité du microphone (3) le gain d'amplification et (4) les caractéristiques du convertisseur numérique de la carte son. Si ces paramètres ne sont pas parfaitement connus, il est impossible de connaître la valeur réelle de pression acoustique du son de départ en fonction de l'amplitude affichée sur l'écran. En effet, l'amplitude observée du signal dépend du microphone utilisé et du volume d'enregistrement (Ghio., 2021). Tous ces paramètres de la chaîne d'acquisition ont été maîtrisés dans

cette étude : distance du microphone (4cm), sensibilité du microphone et facteurs d'amplification et de numérisation en étant intégrés dans le dispositif EVA 2 (Ghio et al., 2022), conçu pour garder un lien direct entre l'amplitude acoustique réelle de départ et l'amplitude du signal numérique sauvegardé dans l'ordinateur. Les tubes de pression sous-glottique et intra-orale, le masque de silicone et le microphone ont été connectés à la station de travail Physiologia, un système d'acquisition de données multiparamétriques permettant l'enregistrement simultané du signal de parole et des paramètres aérodynamiques (Galindo & Teston, 1989). Les données acoustiques ont été stockées au format WAV, un format linéaire, c'est-à-dire non compressé, qui permet de reconstituer exactement les données d'origine contrairement à un format mp3. Les appareils de mesure utilisés dans cette étude ont une précision au millibar près pour les mesures de pression.

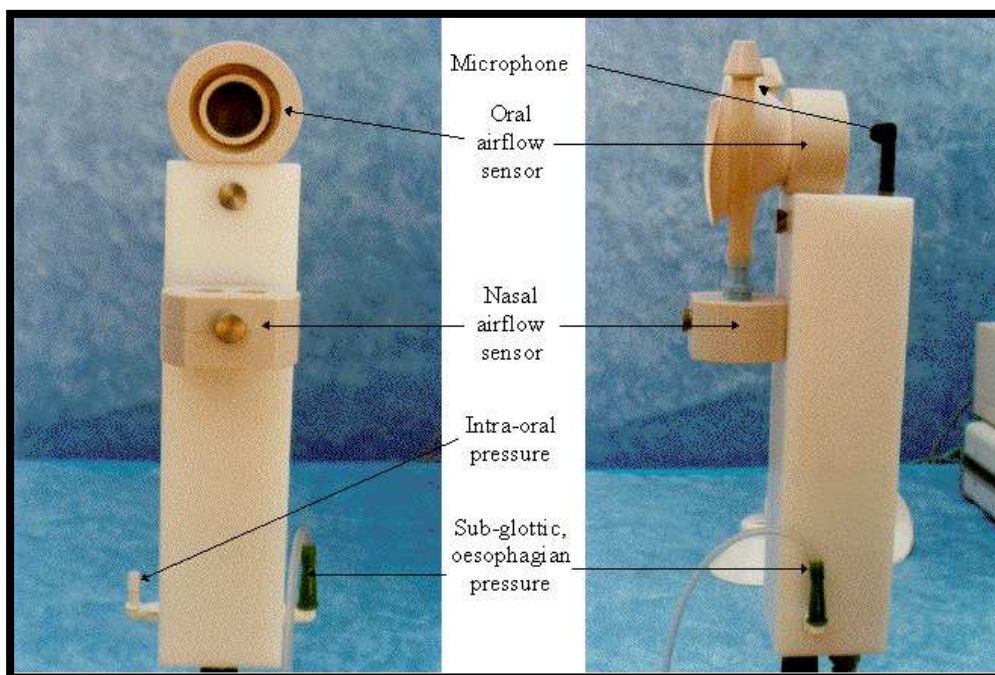


Figure 15. Pièce à main du dispositif EVA 2 contenant un microphone, un sonomètre mesurant le niveau de pression acoustique, un pneumotachographe mesurant le débit d'air oral et nasal (oral et nasal airflow sensor) ainsi qu'un capteur de pression trachéale (sub-glottic oesophagian pressure) et un capteur de PIO (Intra-oral pressure) relié à une sonde entre les lèvres du locuteur via le masque de capteur de débit à son extrémité (sqlab, 2009).

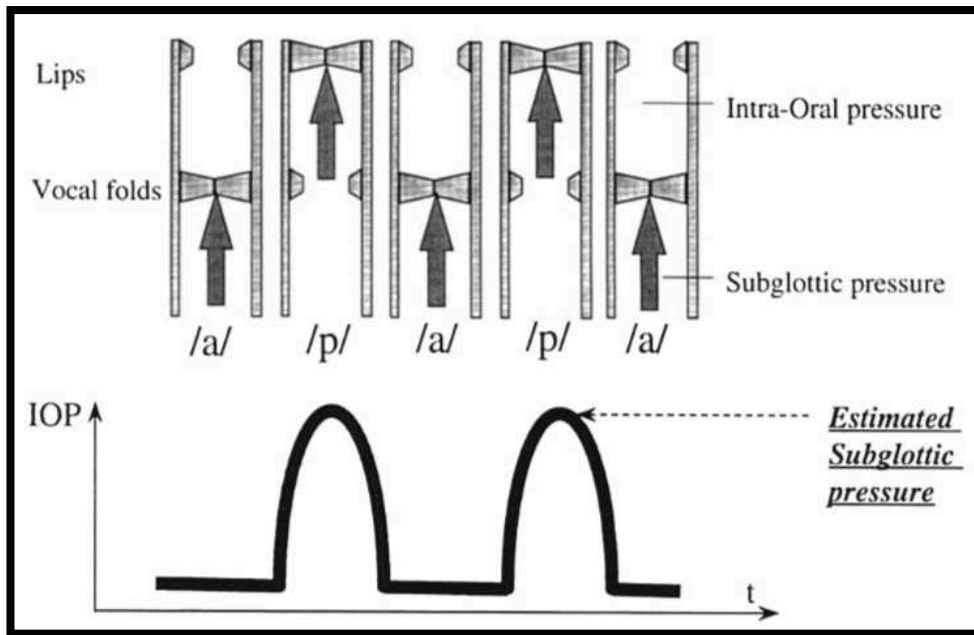


Figure 16. Estimation de la pression sous-glottique à partir des pics de pression intra-orale pendant la production de la consonne sourde /p/ (Giovanni et al., 2000).

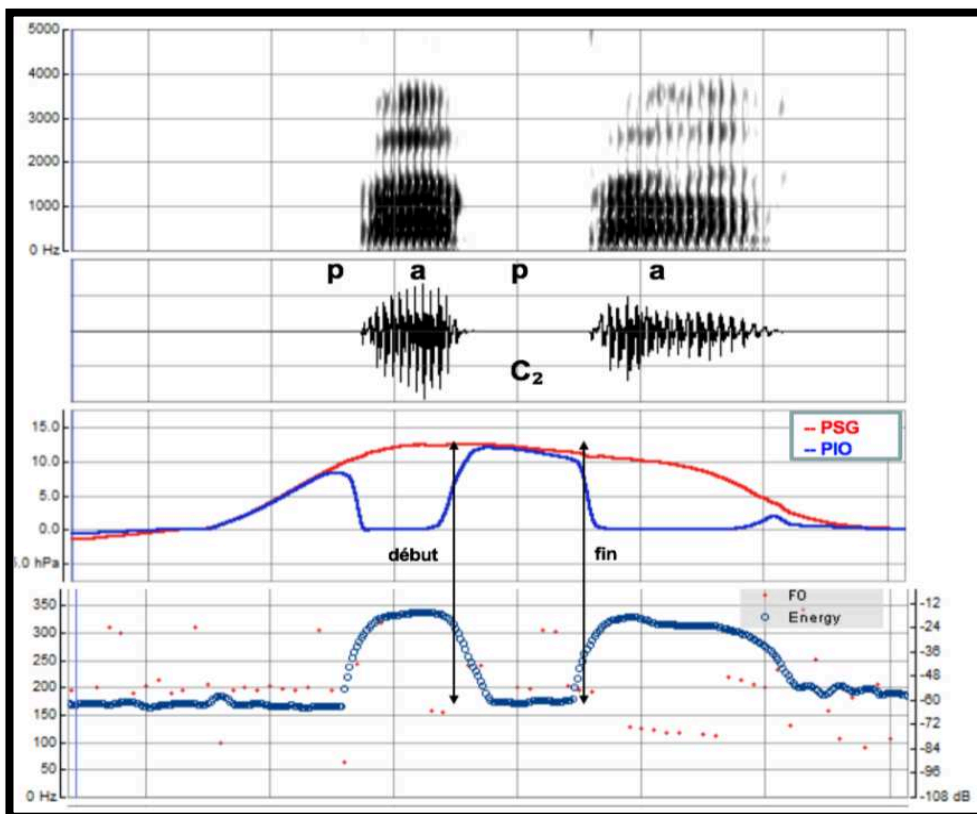


Figure 17. Spectrogramme, signal acoustique, PIO, Psg et intensité (Energy) lors de la production du logatome papa. Les flèches délimitent la période de tenue durant laquelle la PSG est égale à la PIO lors du pic de PIO.

3.2 Procédure expérimentale

3.2.1 Segmentation automatique

Afin d'accéder aux informations contenues dans les corpus vocaux, il est nécessaire de procéder à une segmentation et un à étiquetage phonémique. L'opération d'étiquetage vise à projeter sur le signal de parole une séquence d'étiquettes ou de labels se rattachant à un ou plusieurs niveaux d'analyse (Nguyen & Adda-Decker, 2013). Dans le cas de notre étude, le niveau d'analyse sera celui du phonème : nous synchroniserons une séquence de phonèmes avec le son. Cet étiquetage s'accompagne d'une segmentation du signal de parole qui a pour objectif d'associer à chaque étiquette un intervalle temporel dans ce signal (Nguyen & Adda-Decker, 2013). Ces deux procédés sont nécessaires tant dans la recherche linguistique que dans les technologies de la parole, car une des caractéristiques de ces corpus est que le son ne peut être étudié seul. En effet, une transcription orthographique et phonétique des fichiers audio est nécessaire car l'analyse prosodique, articulatoire et phonatoire, nécessite de connaître la position précise des limites temporelles phonétiques. Dans le cas de notre étude, nous devons fixer les limites temporelles de l'occlusive bilabiale non voisée /p/ dans la phrase «papa ne m'a pas parlé de beau papa». Généralement, ces deux tâches peuvent être effectuées automatiquement avec des outils existants, tels que MAUS (Munich AUTomatic Segmentation) qui est un logiciel d'alignement forcé de transcriptions phonétiques avec un signal de parole (Schiel, 1999). L'alignement forcé réalisé par MAUS fonctionne de la manière suivante : l'utilisateur doit lui fournir un fichier multimédia contenant le signal de parole enregistré et un fichier texte contenant les mots prononcés dans l'enregistrement. Ensuite, une transcription canonique est créée en SAMPA (Speech Assessment Methods Phonetic Alphabet) et un graphique est pondéré à l'aide d'outils statistiques analysant toutes les réalisations possibles (variantes de prononciation). Enfin, un système de reconnaissance de la parole basé sur un modèle de Markov caché choisit la variante de prononciation la plus probable pour chaque mot et place les limites des segments (Schiel, 1999). Le résultat de ce processus est un alignement orthographique et phonétique (segmentation et

étiquetage) de la parole enregistrée, qui est ensuite restitué dans le format cible souhaité et renvoyé à l'utilisateur via le navigateur Web pour qu'il puisse procéder aux analyses. Les systèmes de segmentation automatiques offrent plusieurs avantages, notamment une rapidité accrue, une réduction des coûts de main-d'œuvre et une plus grande objectivité dans la segmentation. Cependant, si ces systèmes sont concluants sur la parole normale, ils rencontrent plus de difficultés à distinguer les limites entre les segments dans la parole dysarthrique, notamment lors de la segmentation des consonnes occlusives. En effet, les études ayant analysé la pertinence des systèmes d'alignement automatiques sur des échantillons de parole dysarthrique rapportent que les catégories les moins bien alignées sont les occlusives et les fricatives non voisées avec des taux d'erreurs de 20% et 29% respectivement (Laaridh, 2017). Dans une autre étude, il a été notifié un décalage récurrent de 29 ms sur le placement des frontières des occlusives sourdes en étant l'erreur la plus importante des systèmes d'alignement (Audibert et al., 2010). Or, selon (Bigi & Meunier, 2018), un décalage moyen inférieur à 20 ms pour une segmentation automatique occasionne des variations très raisonnables. Au-delà de ce seuil d'acceptabilité, les mesures dépendantes de ces frontières ne pourront pas être extraites de façon fiable à partir de l'alignement automatique.

Les systèmes d'alignement automatiques se basent pour segmenter la parole dysarthrique sur des critères acoustiques applicables à la parole normale alors que la dysarthrie entraîne une perte de ces critères. Les indices acoustiques pouvant être exploités pour discriminer les consonnes en français sont l'intensité de l'explosion, les valeurs de fréquence fondamentale, les transitions formantiques, la durée des segments ainsi que le voisement. Plus précisément, les indices acoustiques associés au voisement sont : le VOT (Voice Onset Time, le délai d'établissement du voisement), le taux de voisement durant la consonne (ou v-ratio), le pourcentage de voisement à différents moments de la consonne (ou v-pattern), la présence de périodicités du signal lié aux vibrations des plis vocaux au moment du relâchement, la durée de l'occlusion, la durée de la voyelle précédente, la valeur de la F0 au début de la voyelle suivante ou en fin de voyelle précédente (Landron, 2017). Or, comme nous l'avons vu dans le chapitre 1, la diminution de l'efficacité des articulateurs dans la MPI va occasionner

une altération des modes et lieux d'articulation des consonnes ainsi qu'une perte des caractéristiques telles que l'occlusion et l'explosion (relâchement) ce qui peut expliquer pourquoi les systèmes ne parviennent pas à segmenter correctement les occlusives.

Au regard de ces résultats, nous avons décidé de ne pas utiliser de méthodes automatiques et de procéder à une segmentation manuelle de nos données avec pour objectif de fournir un cadre conceptuel et méthodologique permettant de segmenter la parole dysarthrique.

3.2.2 Segmentation manuelle

Les études existantes se basent sur des critères acoustiques pour positionner manuellement les frontières temporelles des occlusives, mais nous l'avons vu, ces indices acoustiques peuvent ne pas être identifiables dans la parole dysarthrique. Or, la qualité essentielle d'une segmentation manuelle réside dans la consistance à toujours appliquer les mêmes critères de segmentation (Audibert et al., 2010). Il faut donc définir des critères qui soient identifiables et surtout identiques dans la parole normale et dysarthrique. Pour cela, nous nous sommes appuyés sur l'étude de (Gracco et al., 1992), suite aux travaux de (Müller & Brown, 1980), proposant une analyse aérodynamique de la production des consonnes occlusives dans la parole normale et dysarthrique (voir figure 18). Cette méthode nous semble être la plus pertinente car elle s'appuie sur des paramètres aérodynamiques robustes afin de détecter les phases d'occlusion et de relâchement des segments consonantiques.

Dans cette étude, (Gracco et al., 1992) distinguent trois phases successives lors de la production des occlusives : (1) la phase de fermeture pendant laquelle l'occlusion est établie ; (2) la phase de maintien de l'occlusion pendant laquelle les articulateurs restent en position fermée : le flux d'air est bloqué dans le conduit vocal ; (3) la phase d'ouverture pendant laquelle l'occlusion est relâchée permettant la libération du flux d'air bloqué. Ces trois phases correspondent aux trois phases articulatoires de la consonne /p/ que nous avons déjà présentées : (1) la catastase qui correspond au moment où l'occlusion (blocage de l'écoulement d'air) est réalisée par les deux lèvres qui prennent

fermement contact l'une contre l'autre. (2) La tenue, qui suit l'occlusion, phase durant laquelle l'air expiré s'accumule dans la cavité orale (pression intra-orale). (3) La métastase qui correspond à la phase de relâchement de l'occlusion (ouverture des lèvres) permettant de libérer le flux d'air accumulé derrière l'occlusion qui s'engouffre brusquement hors de la cavité buccale en produisant un bruit d'explosion (burst) qui est caractérisé sur le signal ou sur le spectrogramme par un pic d'intense énergie. L'étude de (Gracco et al., 1992) détaille comment repérer et délimiter ces trois phases en s'appuyant sur des indices identifiables par l'observation du débit d'air oral (Dab) et de la PIO.

Pendant la phase de fermeture, la PIO augmente derrière l'occlusion qui est en train de se mettre en place et le Dab diminue progressivement jusqu'à atteindre la valeur zéro lorsque l'occlusion est réalisée. Pendant la phase de tenue, la PIO continue d'augmenter jusqu'à atteindre sa valeur maximale et le Dab est stable et de valeur nulle car l'occlusion empêche le passage de l'air. Pendant la phase d'ouverture, au relâchement de l'occlusion, l'air s'échappe de façon précipitée et donne le bruit d'explosion. La Pio diminue alors jusqu'à atteindre la valeur zéro à la fin de la phase d'ouverture et le Dab augmente précipitamment jusqu'à atteindre sa valeur maximale pour redescendre à nouveau. La figure 18 permet de visualiser ces trois phases : (Tc) est la durée de la phase de fermeture, (Tr) la durée de la phase d'ouverture, (Pu) le pic de débit d'air au relâchement et (Pp) le pic de PIO pendant la phase de tenue de l'occlusive. Les étiquettes (Closure) et (release) correspondent respectivement à l'occlusion et au relâchement et indiquent l'endroit où les frontières temporelles doivent être positionnées (voir Figure 18). La durée de la phase de fermeture (Tc) est mesurée à partir du moment où la pression intra-orale augmente derrière l'occlusion jusqu'à ce que le débit d'air oral atteigne zéro lorsque l'occlusion est réalisée. La durée de la phase de tenue est mesurée à partir de ce moment-là jusqu'au relâchement. La durée de la phase d'ouverture (Tr) est mesurée entre le moment où le Dab quitte la valeur zéro et le moment où la Pio regagne la valeur zéro. Pour positionner les frontières temporelles de nos /p/, nous nous sommes appuyés sur ces indices.

Si on regarde la figure 19, qui correspond à la production du logatome [papa] par une patiente parkinsonienne, on observe les mêmes phénomènes décrits par (Gracco et al., 1992). Pendant la phase

de fermeture (T_c), la PIO augmente derrière l'occlusion qui se met en place et le débit d'air oral diminue progressivement jusqu'à atteindre la valeur nulle lorsque l'occlusion est réalisée. Nous avons donc positionné la première frontière temporelle, correspondant à l'occlusion, au moment où le débit d'air oral s'approche de zéro, attestant d'une bonne occlusion labiale (voir Figure 19). Pour la deuxième frontière temporelle, correspondant au relâchement, nous avons positionné l'étiquette au moment où le Dab augmente et la pression diminue signifiant que l'air commence à s'échapper. Pour cette patiente, l'explosion est également identifiable sur le signal acoustique par un pic d'intense énergie. Cependant, pour certaines patientes ces indices n'étaient pas identifiables sur la courbe de débit (voir Figure 20).

Si on observe la courbe de débit de la figure 20, on constate que l'occlusion des lèvres n'est pas complète, c'est pour cette raison que la courbe se distingue de celle de la figure 19. L'occlusive n'est pas produite avec une occlusion totale du conduit vocal mais avec une occlusion partielle qui génère un écoulement de l'air pendant la phase de tenue. Par conséquent, la courbe de débit n'atteint pas la valeur zéro mais au contraire le débit augmente car l'air s'écoule. Cet écoulement d'air pendant la phase de tenue a pour conséquence de réduire la quantité d'air accumulée dans la cavité buccale ce qui va occasionner une absence d'explosion lors du relâchement. En effet, l'explosion n'est pas identifiable sur le signal acoustique contrairement à la production de la patiente de la figure 18 (voir Figures 19 et 20).

En l'absence d'indices permettant de délimiter précisément les frontières, nous avons dû chercher une méthode de segmentation qui puisse être appliquée à tous les sujets et qui soit constante afin d'obtenir une segmentation homogène. Pour cela, nous nous sommes appuyés sur la courbe d'intensité RMS (voir partie intensité RMS) qui s'est avérée très fiable pour identifier avec précision l'occlusion et le relâchement chez les patientes parkinsoniennes (Ponchard et al., 2020). Nous nous sommes basés sur les critères suivants : (1) le réglage des constriction déclenche une occlusion complète ou partielle (constriction étroite) avec un fort ralentissement du flux d'air et provoque une augmentation de la PIO derrière la constriction. Une conséquence acoustique de ces constriction est

la diminution brutale de l'intensité (voir Figures 19 et 20). (2) Lorsque la constriction est relâchée, il y a une diminution rapide de la pression intra-orale et une augmentation du flux d'air oral. La conséquence acoustique du relâchement est une augmentation rapide de l'intensité (voir Figures 20 et 21). La diminution et l'augmentation abrupte de l'intensité coïncident parfaitement avec les autres indices, comme nous pouvons le voir sur les figures 19 et 21, et permettent par conséquent de compléter la méthode de (Gracco et al., 1992) en fournissant un indice supplémentaire. Cet indice s'est avéré particulièrement robuste pour segmenter la parole parkinsonienne en étant le seul constamment identifiable chez tous les patients. À notre connaissance, nous sommes les premiers à utiliser la courbe d'intensité RMS comme indice pour segmenter la parole normale et parkinsonienne.

Grâce à l'utilisation de ces deux méthodes (Gracco et al., 1992; Ponchard et al., 2020), nous avons segmenté tous les /p/ sauf le premier de notre phrase d'étude « papa ne m'a pas parlé de beau papa » en nous basant sur les mêmes critères applicables à la parole normale et parkinsonienne. Le premier /p/ n'a pas été segmenté car il n'est pas précédé d'une voyelle et il est généralement assez variable et à peine esquissé par certains patients.

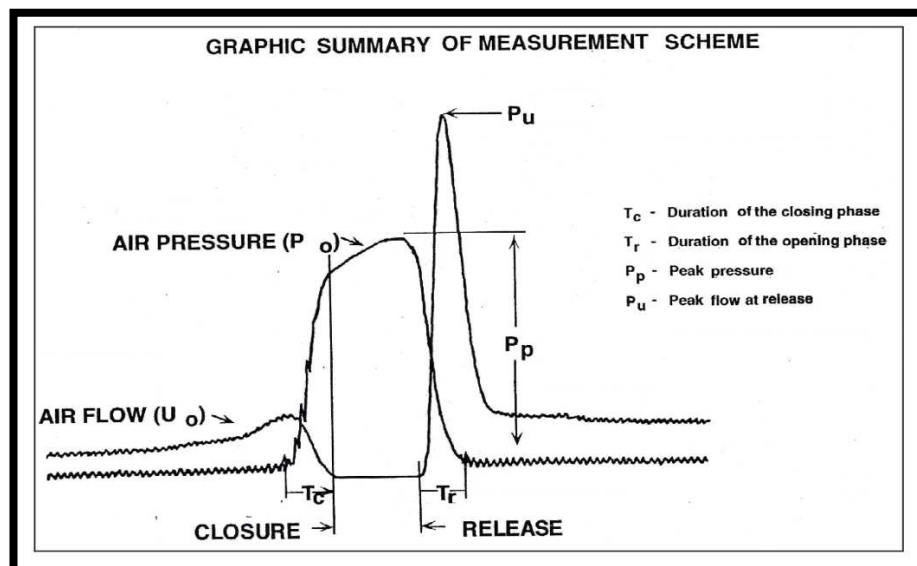


Figure 18. Les différentes phases lors de la production des consonnes occlusives (Gracco et al., 1992). T_c = durée de la phase d'occlusion, T_r = durée de la phase de relâchement, closure = occlusion, release = relâchement ou explosion, P_p = pression intra-orale maximale, P_u = débit d'air maximal.

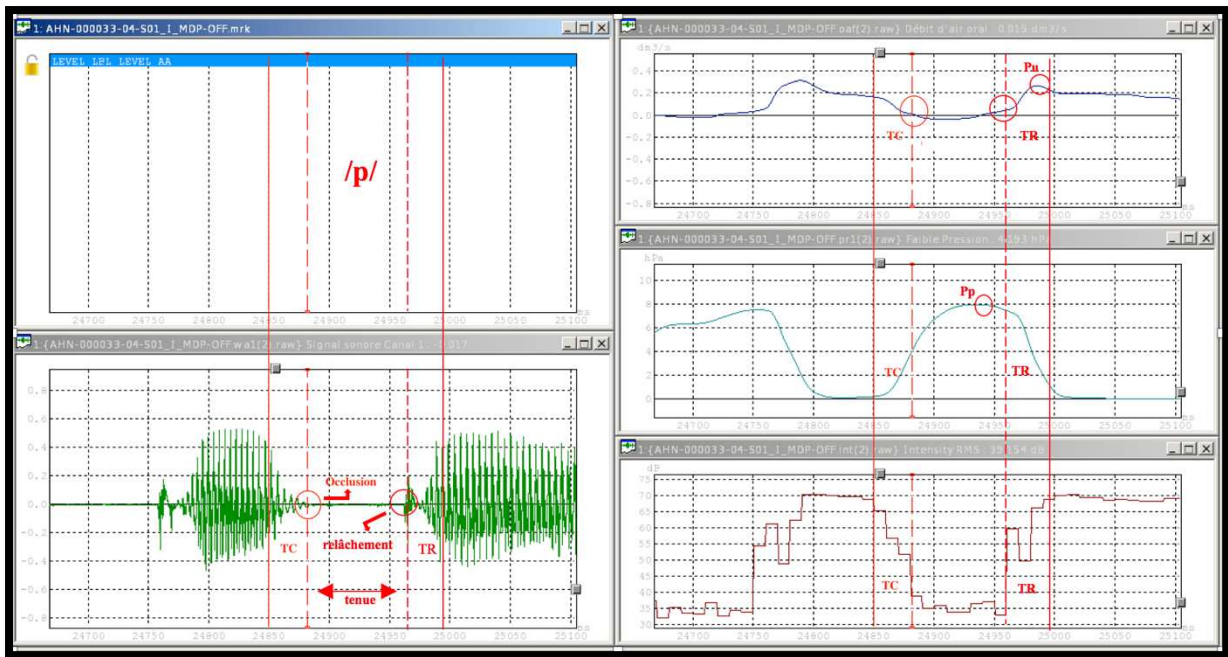


Figure 19. À gauche : en haut la fenêtre d'étiquetage, en bas le signal audio. À droite, le Dab, au milieu la Pio et en bas l'intensité RMS pendant la production du logatome [papa] par une patiente parkinsonienne. Les différentes phases de la production du deuxième /p/ sont annotées en rouge selon la méthode de (Gracco et al., 1992).

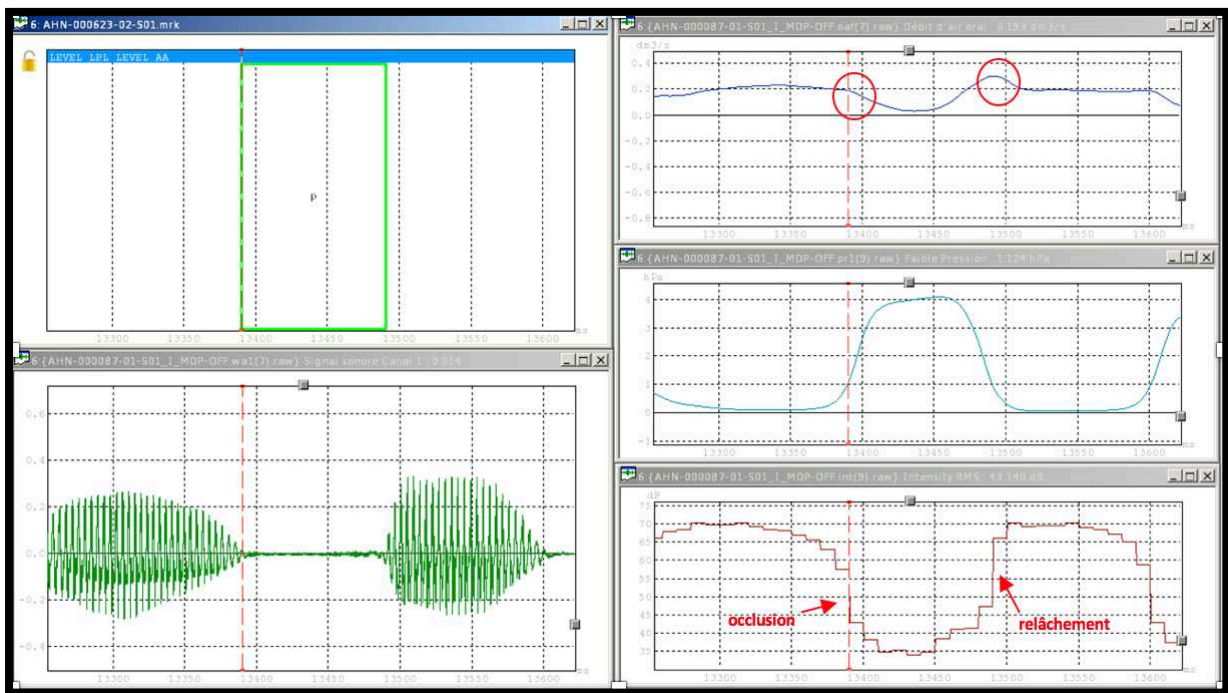


Figure 20. À gauche : en haut la fenêtre d'étiquetage, en bas le signal audio. À droite, le Dab, au milieu la Pio et en bas l'intensité RMS pendant la production du logatome [papa] par une patiente parkinsonienne. La ligne rouge pointillée est positionnée au moment de l'occlusion qui n'est pas complète (Dab supérieur à 0) mais qui est identifiable par une chute abrupte de l'intensité. Les flèches indiquent les positions de l'occlusion et du relâchement identifiables par la diminution et l'augmentation abrupte de l'intensité (Ponchard et al., 2019).

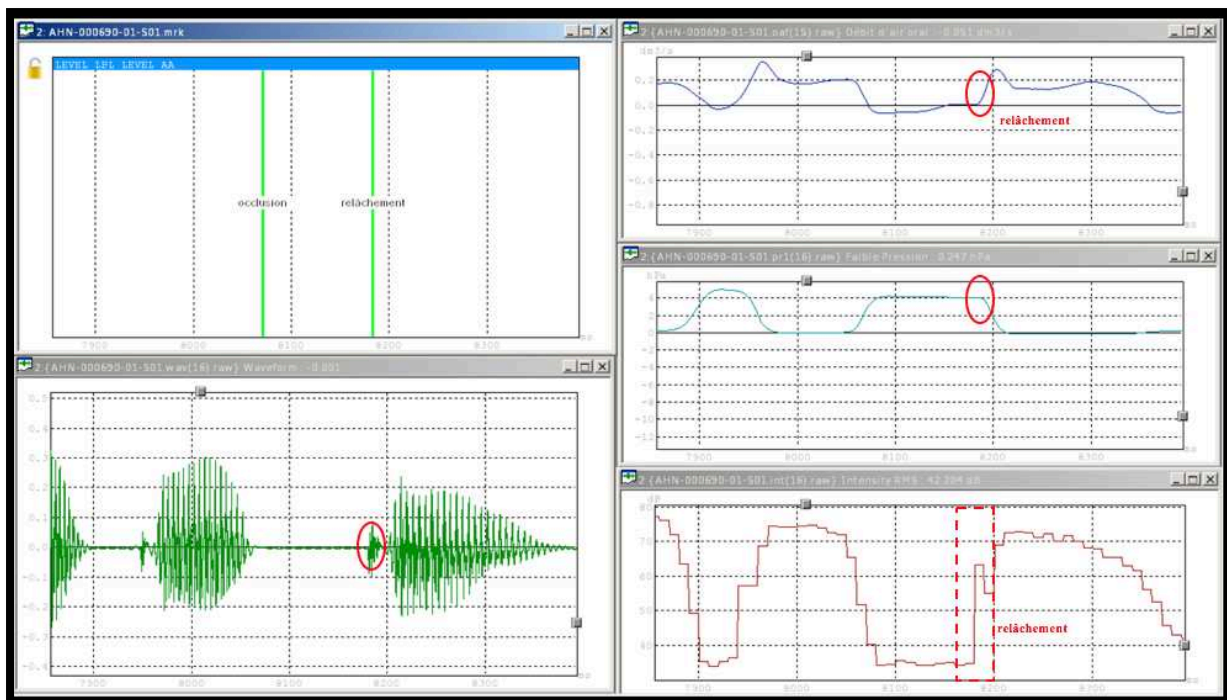


Figure 21. À gauche : en haut la fenêtre d'étiquetage, en bas le signal audio. À droite, le Dab, au milieu la Pio et en bas l'intensité RMS pendant la production du logatome [papa] par une femme témoin. La ligne rouge pointillée est positionnée au moment du relâchement identifiable sur la courbe d'intensité RMS. L'augmentation abrupte de l'intensité coïncide avec les indices énoncés par (Gracco et al., 1992) identifiables par l'observation du Dab et de la PIO.

3.2.3 Sélection des marqueurs vocaux

Tout comme pour les indices de segmentation, nous avons voulu analyser des marqueurs vocaux qui puissent être extraits de façon constante en étant facilement identifiables et surtout présents à la fois dans la parole normale et dysarthrique tout en étant pertinents pour répondre aux questions de recherche que nous avons posées.

3.2.3.1 Descripteurs aérodynamiques

Les descripteurs aérodynamiques choisis pour cette étude sont le pic de PIO (PSG estimée) et la décroissance de la pression au cours de la phrase.

3.2.3.1.1 Pic de PIO

Pendant la phase de tenue qui suit l'occlusion, la pression intra-orale augmente jusqu'à atteindre une valeur maximale qui correspond au pic de PIO (Pp). Lorsque la courbe de PIO atteint une sorte de plateau à la fin de sa phase ascendante et avant le début de la chute, le pic de pression est atteint (voir Figure 18). Nous avons choisi d'extraire le pic de PIO car il fournit un point de référence identique pour tous les sujets et surtout comme nous l'avons mentionné il permet d'obtenir une mesure estimée de la PSG (voir partie procédure expérimentale). Cette mesure présente donc un double avantage en nous permettant d'estimer et de comparer l'énergie fournie par les locuteurs pour produire la parole grâce à la PSG et d'avoir des indications sur l'ensemble des états des constriction du conduit vocal grâce à la PIO. Les pics de pression des /p/ à 5 positions différentes (p2, p3, p4, p5 et p6) pour les 6 répétitions de la tâche 3 seront extraits, ce qui nous permettra d'analyser si la position du /p/ dans la phrase est un paramètre de variation des mesures aérodynamiques (voir Figure 22).

3.2.3.1.2 Décroissance de la PIO

Afin d'évaluer la maîtrise de la coordination pneumophonique des sujets, nous avons calculé le pourcentage de diminution de la courbe de PIO du deuxième pic de pression au dernier en appliquant la formule suivante : $(\text{pic de pression } p2 - \text{pic de pression } p6 / \text{pic de pression } p2) * 100$ (voir Figure 22). Cette mesure nous permettra d'analyser comment la pression évolue au cours de la phrase afin d'avoir une estimation globale de l'énergie fournie par les locuteurs. Ainsi, une baisse trop importante de la PSG au cours de la phrase nous indiquera une difficulté à conserver une pression plus ou moins constante et nous donnera des informations essentielles sur la maîtrise de la coordination pneumophonique des sujets.

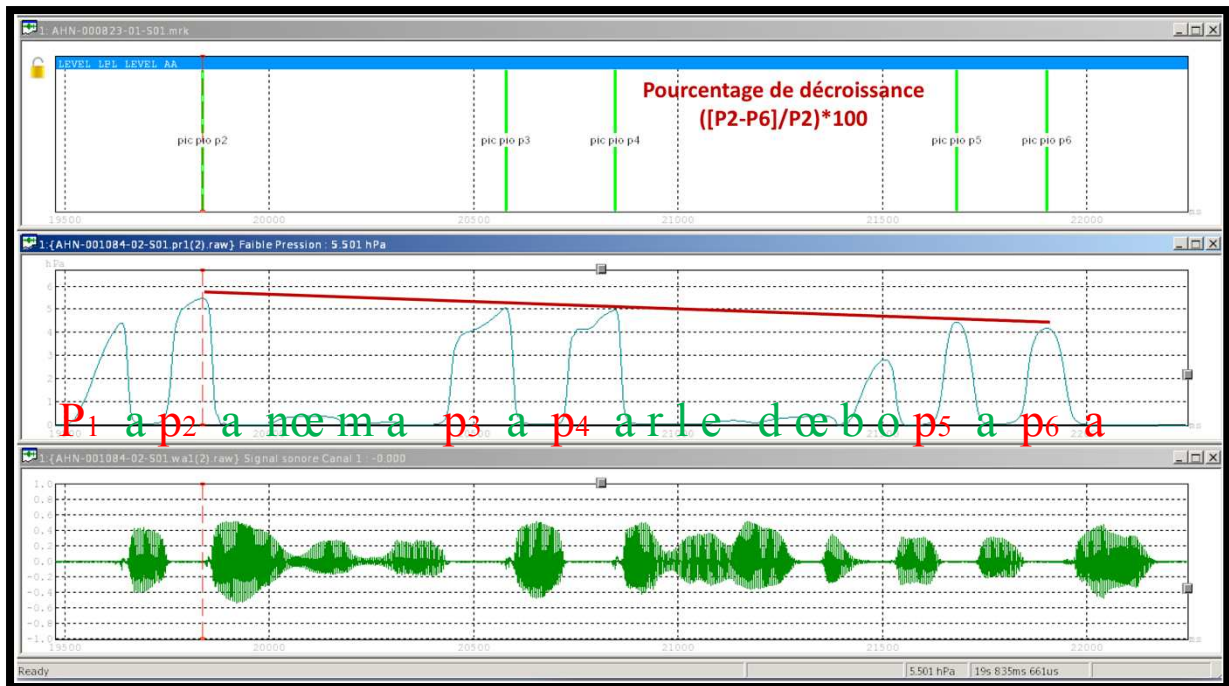


Figure 22. Pics de PIO mesurés à 5 positions différentes (p2, p3, p4, p5 et p6) dans la phrase « papa ne m'a pas parlé de beau papa ». En haut la fenêtre d'étiquetage avec les étiquettes correspondant à la position temporelle des pics, au milieu la courbe de PIO, en bas le signal acoustique. Les mesures ont été effectuées sur le logiciel Phonedit.

3.2.3.2 Descripteurs acoustiques

3.2.3.2.1 Transition de F0

Pour la partie acoustique, la fréquence fondamentale a été analysée. Pour extraire les mesures de F0, la méthode proposée par (Hombert et al., 1979) a été appliquée. Cette méthode consiste à mesurer la F0 à plusieurs intervalles depuis l'apparition de la voyelle jusqu'à 100 ms après le début de la voyelle (voir Figure 23). Généralement, les études existantes donnent une estimation moyenne ou la valeur du pic de F0 ce qui ne permet pas d'analyser le décours temporel. Or, le signal de parole ne forme pas une séquence linéaire de segments indépendants les uns des autres. Dans une syllabe de type CV (consonne suivie d'une voyelle), les gestes articulatoires associés à la consonne initiale et à la voyelle qui la suit sont partiellement superposés. Il est donc essentiel d'analyser la F0 au cours de la voyelle afin d'observer comment celle-ci est impactée par la consonne précédente. La figure 23, tirée

de (Hombert et al., 1979), montre effectivement que la F0 varie entre le début de la voyelle et la fin avec une différence statistiquement significative. La plus grande différence dans les courbes de F0 se situe dans la transition entre la consonne et la voyelle, ce qui montre l'impact des consonnes sur les valeurs de F0 et par conséquent l'importance de mesurer la F0 dans le temps et non à un instant T. À notre connaissance, il n'existe pas d'études sur le décours temporel dans la parole dysarthrique par rapport à la production d'un sujet sain. Afin de rendre compte de toutes les variations dans le temps, nous avons extrait la F0 à 4 points de mesure : (1) à 0 ms, au début de la voyelle (voir Figure 24) ; (2) 20 ms après le début (voir Figure 25) ; (3) 50 ms après le début (voir Figure 26) et (4) 80 ms après le début (voir Figure 27). Nous avons également analysé la F0 à différents moments de phrase : (1) en position p2 : pendant la production du /a/ après le deuxième /p/ pendant la première syllabe accentuée de notre phrase d'étude : « **papa** ne m'a pas parlé de beau papa » ; (2) en position p4 : pendant la production du /a/ après le quatrième /p/ pendant la deuxième syllabe accentuée de notre phrase d'étude : « papa ne m'a pas **parlé** de beau papa » (voir Figure 28). Afin d'évaluer la pertinence de ces mesures, le décours temporel de la voyelle ainsi que la position du /a/ dans la phrase seront analysés en tant que paramètres de variation.

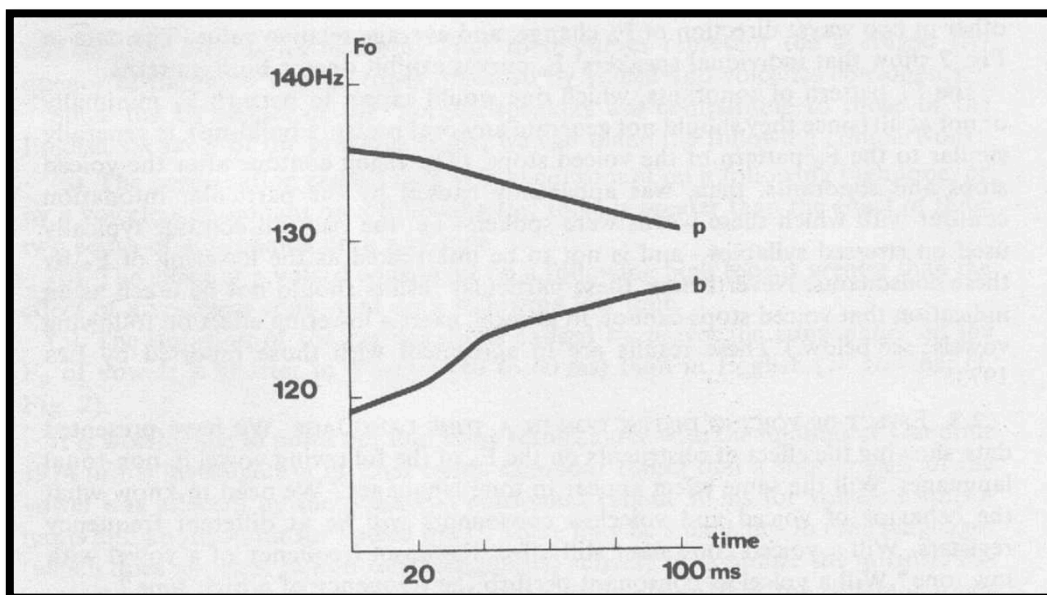


Figure 23. Valeurs moyennes de la fréquence fondamentale en Hz des voyelles suivant les consonnes occlusives [p] et [b]. Le point zéro sur l'abscisse représente le début de la voyelle et le dernier point sur l'abscisse la mesure 100 ms après le début de la voyelle (Hombert et al., 1979).

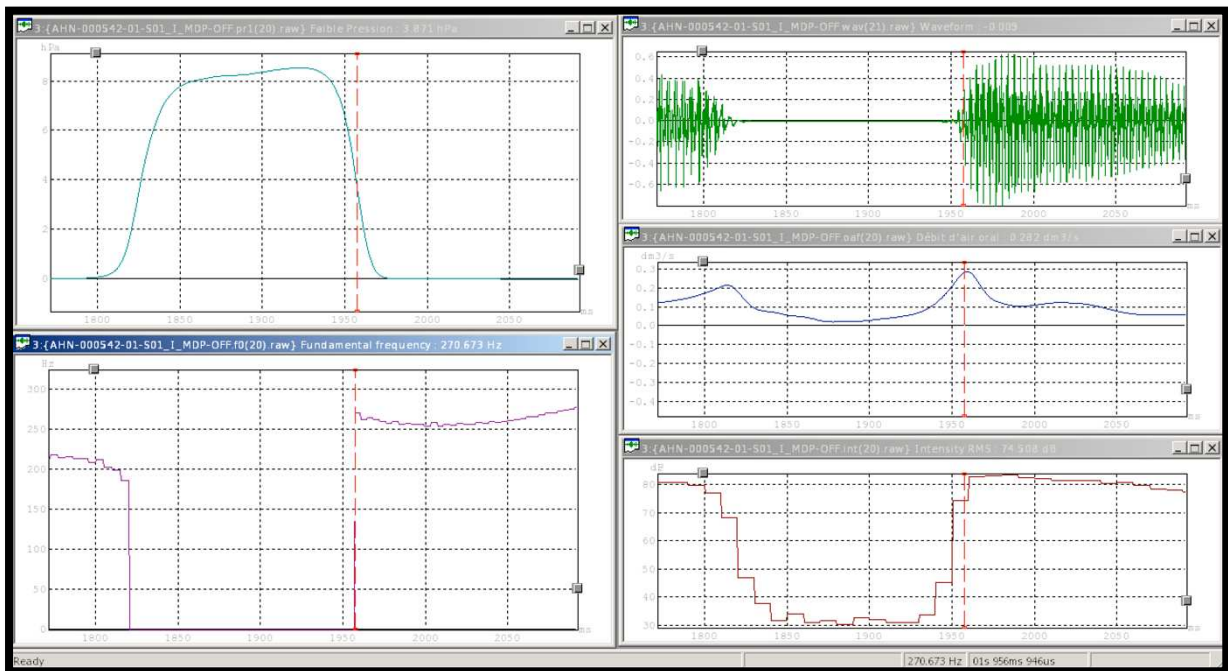


Figure 24. Extraction de la FO à son initiation à 0ms.

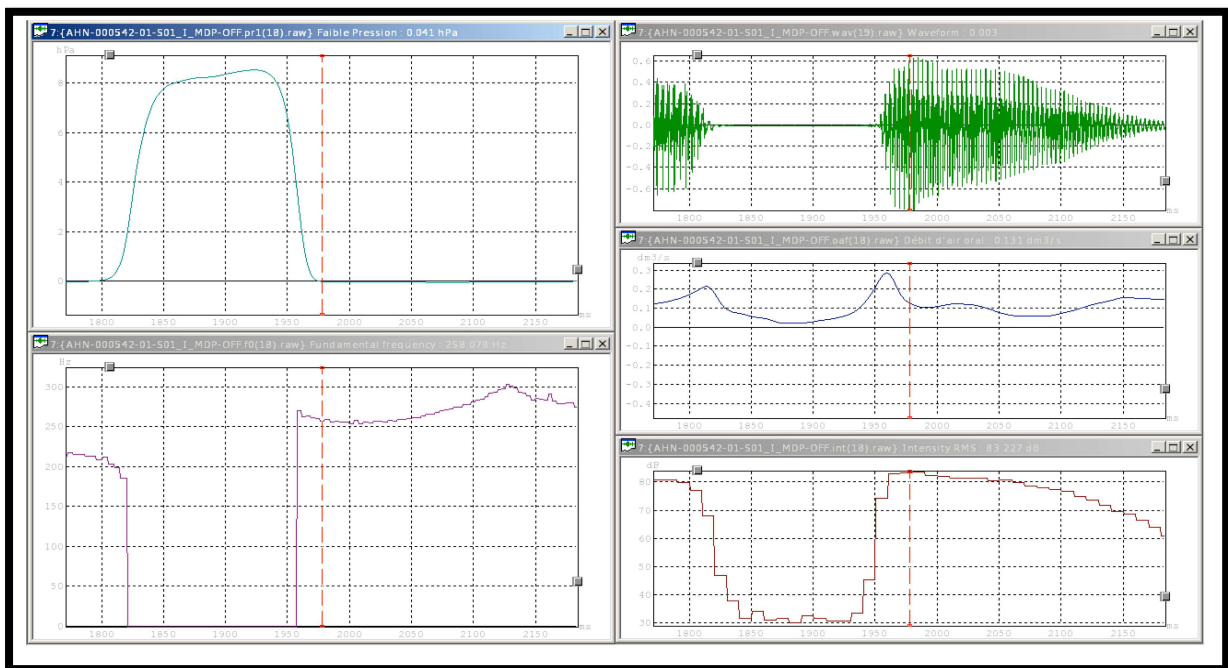


Figure 25. Extraction de la FO 20 ms après son initiation.

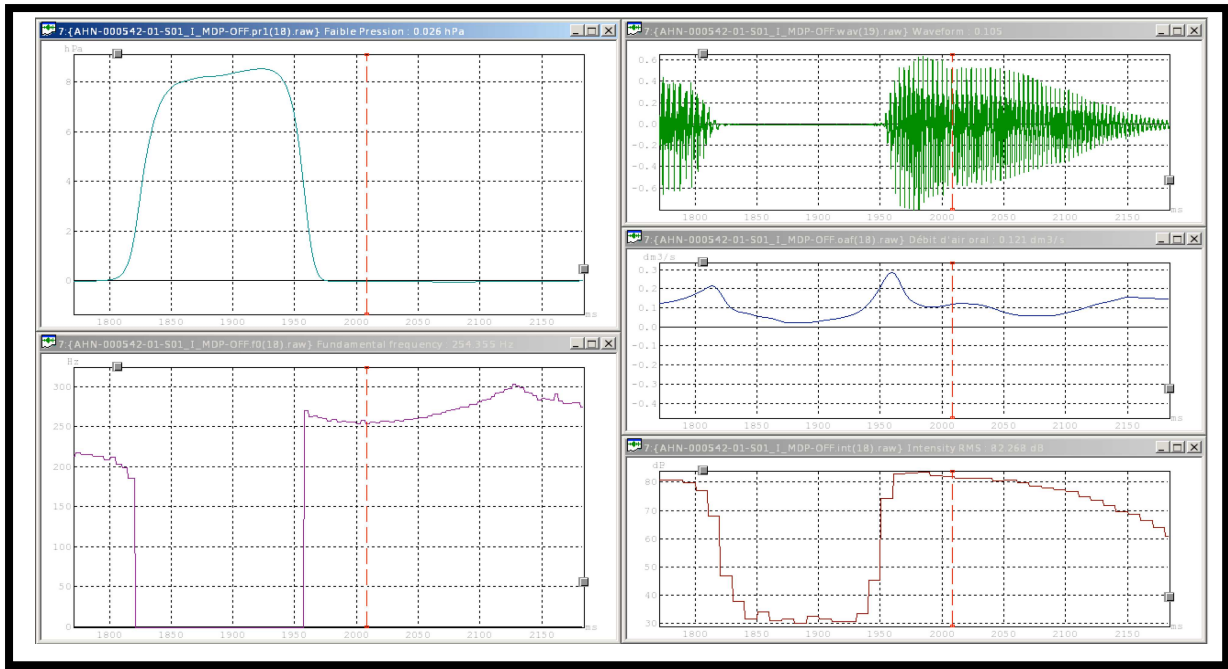


Figure 26. Extraction de la F0 50 ms après son initiation.

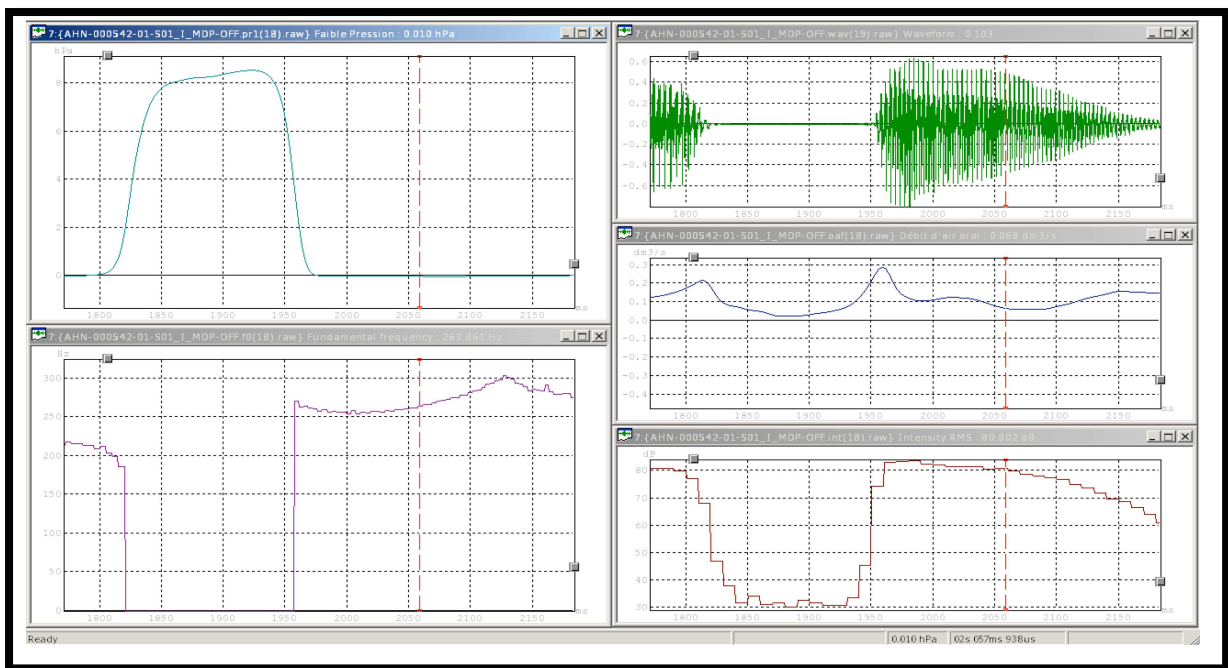


Figure 27. Extraction de la F0 80 ms après son initiation.

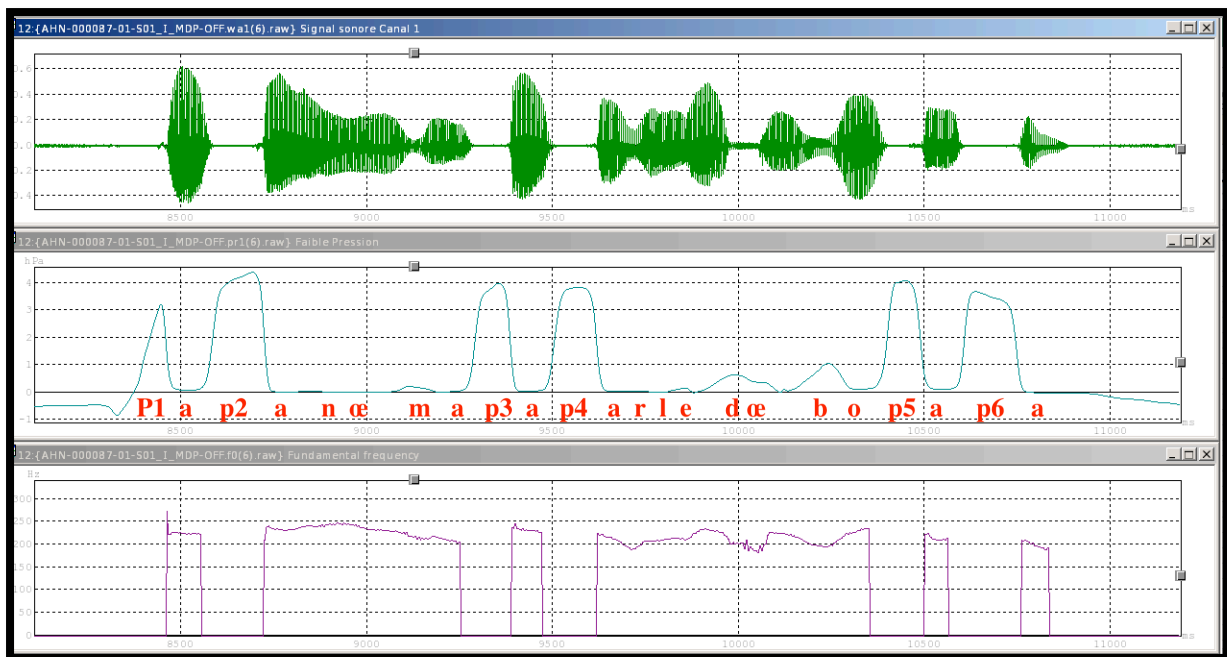


Figure 28. La F0 a été mesurée pendant le décours temporel des /a/ se situant après p2 et p4 dans les deux syllabes accentuées de la phrase "papa ne m'a pas parlé de beau papa".

3.2.4 Extraction automatique des marqueurs vocaux

Dans l'étape précédente, nous avons procédé à une segmentation manuelle des frontières des /p/ et nous avons choisi les descripteurs pertinents pour notre étude : pic de PIO, décroissance de la PIO et décours temporel de la F0 dans deux positions différentes. Les données ont été segmentées par le même annotateur sur le logiciel PHONEDIT conçu pour enregistrer, éditer et traiter les signaux acoustiques de la parole en relation avec les signaux physiologiques (aérodynamiques) correspondants (Teston et al., 1999). Ce logiciel a été spécialement conçu pour traiter les données enregistrées avec le système EVA 2 en permettant la synchronisation de toutes les mesures notamment les mesures aérodynamiques et acoustiques ce qui n'est pas possible sur les autres logiciels. Cependant, l'inconvénient de ce logiciel est qu'il n'intègre pas de procédures automatiques pour extraire les mesures. L'extraction des mesures se fait à travers une procédure manuelle qui consiste à positionner un curseur à l'endroit souhaité afin de connaître la valeur exacte et de pouvoir ensuite copier-coller celle-ci dans un tableau Excel. Cette procédure est extrêmement fastidieuse et chronophage car il faut

traiter les paramètres un à un ce qui implique le traitement d'une faible quantité de données dans un temps assez important. De plus, elle peut générer des erreurs et demande une attention précise pour correctement positionner le curseur et reporter les données. Afin de résoudre ce problème, nous avons mis en place un programme d'extraction automatique.

Le programme que nous avons mis en place prend en entrée les fichiers étiquetés et segmentés ainsi que les fichiers de pression et de fréquence fondamentale de tous les sujets. Il commence par parcourir les fichiers d'annotation afin de récupérer les étiquettes et les intervalles temporels des segments consonantiques étudiés. La deuxième étape consiste à parcourir les fichiers de pression et de F0 afin de récupérer les valeurs du signal à un instant donné. Nous avons demandé aux programmes d'extraire les mesures suivantes à partir des étiquettes : 1) la valeur maximale de pression présente entre la frontière de début (occlusion) et de fin (relâchement) de la consonne ; 2) la valeur de F0 mesurée pendant un intervalle de 80ms à partir de l'étiquette de fin des consonnes ; 3) la durée totale de production mesurée de la première étiquette du deuxième /p/ de la phrase jusqu'à la dernière étiquette du sixième /p/ de la phrase. L'exécution de ce programme prend moins d'une minute pour traiter la totalité des données et structurer les informations dans un tableau, ce qui représente un gain de temps non négligeable. Le résultat du programme d'extraction est un tableau (voir Figure 29), nous indiquant : 1) le groupe d'étude concerné ; 2) l'index de la phrase (il y a 6 répétitions de la phrase par fichier) ; 3) la position du segment /p/ dans la phrase (p2, p3, p4, p5 et p6) ; 3) la condition de sujet lors de l'enregistrement (OFF, ON, Ctrl) ; 4) la mesure du pic de pression ; 5) la durée ; 6) l'index de F0 (0ms, 20ms, 50ms et 80ms) et 7) la mesure de F0. A ces valeurs s'ajoutent également celle du pourcentage de décroissance de la F0 qui a été calculé une fois le tableau obtenu à l'aide d'une formule Excel ainsi que les informations des locuteurs qui ont été importées de la base de données (âge et score UPDRS). Le tableau a été spécifiquement structuré pour qu'il puisse être exploité lors des analyses statistiques et pour la tâche de classification automatique. Les valeurs relevées constituent les données brutes qui serviront de base pour tous les calculs et traitements statistiques nécessaires à notre étude.

Groupe	Index phrase p	Condition	PIO	Duree	F0_time	F0
1	1	2 Off	8.553	2.437	0ms	270.673
1	2	2 Off	7.795	2.437	0ms	274.416
1	3	2 Off	8.339	2.437	0ms	249.691
1	4	2 Off	9.128	2.437	0ms	274.674
1	5	2 Off	8.711	2.437	0ms	253.206
1	6	2 Off	8.385	2.437	0ms	267.217
1	1	3 Off	6.486	2.198	20ms	258.078
1	2	3 Off	7.077	2.198	20ms	246.235
1	3	3 Off	6.62	2.198	20ms	251.156
1	4	3 Off	7.2	2.198	20ms	257.157
1	5	3 Off	7.432	2.198	20ms	255.87
1	6	3 Off	6.942	2.198	20ms	255.612
1	1	4 Off	7.099	2.022	50ms	254.355
1	2	4 Off	7.052	2.022	50ms	250.572
1	3	4 Off	7.159	2.022	50ms	250.542
1	4	4 Off	7.155	2.022	50ms	256.959
1	5	4 Off	6.687	2.022	50ms	258.187
1	6	4 Off	6.762	2.022	50ms	257.414
1	1	5 Off	7.381	2.031	80ms	257.543
1	2	5 Off	7.169	2.031	80ms	255.543
1	3	5 Off	7.403	2.031	80ms	251.533
1	4	5 Off	6.998	2.031	80ms	257.474
1	5	5 Off	7.332	2.031	80ms	259.632
1	6	5 Off	7.201	2.031	80ms	259.108

Figure 29. Tableau obtenu par le programme d'extraction automatique nous indiquant : 1) le groupe d'étude concerné ; 2) l'index de la phrase (il y a 6 répétitions de la phrase par fichier) ; 3) la position du segment /p/ dans la phrase (p2, p3, p4, p5 et p6) ; 3) la condition de sujet lors de l'enregistrement (OFF, ON, Ctrl) ; 4) la mesure du pic de PIO (PSG estimée) ; 5) la durée de la phrase ; 6) l'index du discours temporel de la F0 (0ms, 20ms, 50ms et 80ms) et 7) la mesure de F0.

3.2.5 Fouille de données

Le data mining, ou fouille de données en français, est une discipline de l'informatique qui consiste à extraire des connaissances à partir de grandes quantités de données. Elle regroupe l'ensemble des techniques, soit descriptives, qui visent à mettre en évidence des informations présentes mais cachées par le volume des données, soit prédictives, cherchant à extraire de nouvelles connaissances à partir des informations présentes dans les données. Le but final du data mining est de découvrir des modèles ou des tendances dans les données qui peuvent être utilisés pour prendre des décisions, pour prédire des résultats futurs ou pour identifier des relations intéressantes. Les

méthodes les plus couramment utilisées sont la classification automatique (arbres de décision, réseaux de neurones, SVM), le clustering (k-means, clustering hiérarchique, clustering spectral), la régression (régression linéaire, régression logistique, arbres de régression) et la réduction de dimension (analyse en composantes principales). Nous appliquerons dans ce travail de recherche une tâche de classification automatique avec pour objectif d'identifier les caractéristiques acoustiques et/ou aérodynamiques les plus discriminantes de la parole parkinsonienne (voir étude 5). Avant cela, nous réaliserons une évaluation instrumentale à l'aide de techniques statistiques (visualisation, T-test, ANOVA) afin d'identifier comment les mesures acoustiques et aérodynamiques sont impactés par les paramètres de variation et également par la dysarthrie hypokinétique en comparant les productions des femmes saines et parkinsoniennes (voir études 1, 2, 3 et 4).

3.2.5.1 Analyses statistiques et visualisation

Les méthodes statistiques qui seront utilisées dans cette étude consisteront en des statistiques descriptives ainsi que des tests statistiques (test-t, ANOVA). Les tests-t sont des tests statistiques qui permettent de comparer les moyennes de deux groupes indépendants pour un paramètre donné. L'ANOVA est un test statistique qui permet de comparer non plus deux groupes de données mais au moins trois. Il s'agit d'une analyse factorielle dans le sens où elle permet de vérifier si une ou plusieurs variables dépendantes (variables à expliquer) sont en relation avec une ou plusieurs variables indépendantes (variables explicatives). Avant l'application de chaque test, nous avons vérifié d'une part, la normalité des échantillons et, d'autre part, l'homogénéité des variances afin d'appliquer les tests adéquats. Dans les tests statistiques, deux hypothèses sont formulées : (1) L'hypothèse nulle H_0 qui stipule qu'il n'existe pas de différence significative entre les groupes ou les conditions testées. L'objectif de tout test statistique est de rejeter ou d'accepter cette hypothèse nulle. (2) L'hypothèse alternative H_1 qui suppose qu'il existe une différence significative entre les groupes ou les conditions testées. C'est l'hypothèse que l'on accepte si l'hypothèse nulle est rejetée. La p-value (ou valeur p)

correspond à la probabilité de rejeter à tort l'hypothèse nulle. Plus précisément, la p-value est le plus petit niveau de significativité α pour lequel on peut rejeter l'hypothèse nulle. Si la p-value est inférieure au seuil de α , généralement fixé à 0.05, on peut rejeter l'hypothèse nulle avec un degré de confiance de 95%, ce qui signifie qu'il y a suffisamment de preuves pour affirmer qu'il y a une différence ou un effet réel et significatif entre les groupes ou les conditions comparées. Si la p-value est supérieure à α , on ne peut pas rejeter H_0 et on conclut qu'il n'y a pas suffisamment de preuves pour affirmer qu'il y a une différence ou un effet réel et significatif. Autrement dit, s'il existe une différence entre une population A et une population B, celle-ci peut être due au hasard. Cette valeur p exprime la probabilité d'obtenir par pur hasard une différence plus grande ou égale à celle observée. Une p-value inférieure à 0.05 indique qu'il y a moins de 5% de chances d'observer un tel écart entre les groupes ou les conditions par hasard, une p-value inférieure à 0.01 indique qu'il y a moins de 1% de chances et une p-value inférieure à 0.001 indique que la probabilité que les résultats observés soient dus au hasard est inférieure à 0.1%. Les visualisations et les tests statistiques ont été réalisés via la plateforme logicielle open-source Anaconda fournissant un environnement de développement intégré pour les langages de programmation Python et R que nous utilisons dans cette étude, ainsi que des centaines de packages pré-installés pour l'analyse de données, la visualisation, le traitement de données et le calcul scientifique.

3.2.5.2 Classification automatique

La classification automatique est une méthode statistique qui consiste à regrouper des objets en leur attribuant une classe afin de structurer un ensemble de données et d'inférer des connaissances. Dans cette étude, les objets sont les marqueurs vocaux extraits à partir des fichiers aérodynamiques et acoustiques. L'objectif est de classer ces marqueurs vocaux en deux classes : marqueurs sains ou marqueurs parkinsoniens. L'apprentissage automatique permet de construire automatiquement cette procédure de classification à l'aide de deux étapes : (1) une étape d'apprentissage qui se base sur des exemples, c'est-à-dire sur un échantillon dit d'apprentissage

constitué d'un ensemble limité de données disponibles ; (2) une étape de test par laquelle les performances du système de classification sont évaluées en utilisant de nouvelles données (voir Figure 30). La méthode d'apprentissage supervisé est utilisée dans cette étude afin d'entraîner l'algorithme à partir des données d'entraînement étiquetées, c'est-à-dire à partir de nos marqueurs vocaux pour lesquels les classes auxquels ils appartiennent sont connues à l'avance. En d'autres termes, l'algorithme a accès au tableau contenant toutes les informations extraites, lui permettant de savoir si telle ou telle mesure a été extraite chez une femme saine ou parkinsonienne. Ainsi, le système va s'entraîner sur une partie ces données afin d'identifier quels sont les paramètres qui permettent de différencier la parole pathologique de la parole normale pour pouvoir généraliser et classifier de nouvelles données correctement. Le modèle est ensuite testé sur un ensemble de données de validation (phase de test) pour évaluer sa précision et sa capacité à généraliser correctement sur de nouvelles données (voir Figure 30). Pour cela, nous avons utilisé la méthode de validation croisée permettant de découper l'ensemble du corpus en n sous-ensembles disjoints (par exemple, $n = 10$). Chaque expérience consiste à prendre $n - 1$ des sous-ensembles pour l'entraînement, et le n ème sous-ensemble restant pour le test. On obtient ainsi 10 évaluations distinctes. L'avantage de cette méthode est qu'en réalisant l'apprentissage sur 9/10 des exemples, on se prive de peu de données tout en s'assurant de fournir une évaluation peu biaisée car elle est en fait une moyenne de plusieurs expériences. Les résultats obtenus sur la partie « test » sont évalués en termes de classification correcte et de coefficient kappa, nous citerons à chaque fois le pourcentage d'éléments correctement classifiés accompagné du coefficient kappa. Le coefficient kappa mesure ici la concordance entre la classification automatique et la classe réelle des marqueurs vocaux annotée dans notre tableau. Ce coefficient varie entre -1 (désaccord total) et 1 (accord total), en passant par 0 (classification au hasard). Pour une classe donnée, connaissant la référence (les éléments annotés dans le tableau) et disposant d'une hypothèse (les sorties d'un système), il est possible de compter : (1) les vrais positifs (VP) : nombre d'éléments avec la même étiquette dans la référence et l'hypothèse, (2) les faux positifs (FP) : "faux succès", nombre d'éléments déclarés positifs alors qu'ils ne l'étaient pas, (3) les faux

négatifs (FN) : "faux rejets", nombre d'éléments déclarés négatifs alors qu'ils étaient positifs, et (4) les vrais négatifs (VN) : nombre d'éléments correctement déclarés comme négatifs. Ces résultats seront présentés dans les matrices de confusions. Les mesures de rappel, précision et F-mesure synthétisent ces informations. Le rappel mesure la capacité d'un système à sélectionner toutes les données pertinentes c'est-à-dire parmi les occurrences pertinentes combien ont été retrouvées ($VP/VP+FN$). Cependant, il ne s'agit pas d'une mesure suffisante à prendre en compte car elle ne montre pas les erreurs du système. En effet, si le système retourne la totalité des instances sachant que toutes les occurrences pertinentes seront retrouvées, le rappel sera de 1 alors que, parmi ces occurrences, il y en a des non pertinentes. La mesure d'évaluation qui évalue la capacité d'un système à sélectionner uniquement les données pertinentes est la précision. Elle mesure le nombre d'éléments correctement étiquetés par le système (vrais positifs) rapporté au nombre total d'éléments étiquetés par le système (vrais et faux positifs). Si la précision est de 1, cela signifie que le système n'a fait aucune erreur et qu'il retourne uniquement les instances correctement classifiées. Pour finir, la F-mesure, est la moyenne harmonique pondérée du rappel et de la précision. En fonction des scores de classification et du coefficient kappa, nous sélectionnerons et présenterons les algorithmes permettant la meilleure discrimination. Cette étape est très importante car elle permet de savoir avec quel taux de réussite le programme parvient à classer les données et surtout sur quels descripteurs il s'appuie pour le faire ce qui nous renseignera sur les descripteurs les plus pertinents pour identifier et caractériser les marqueurs vocaux de la parole parkinsonienne.

Afin de procéder à la classification automatique, nous utiliserons un logiciel libre d'apprentissage et d'Extraction de Connaissances à partir de Données nommé WEKA (Waikato Environment for Knowledge Analysis). Il a été développé à l'Université de Waikato en Nouvelle Zélande et il est écrit en Java et distribué sous les termes de la GNU General PublicLicense (Eibe et al., 2016). WEKA fournit des implémentations d'algorithmes d'apprentissage ainsi qu'une variété d'outils pour transformer les ensembles de données, tels que les algorithmes de discrétisation. Il permet de prétraiter un ensemble de données, de les intégrer dans un schéma d'apprentissage et d'analyser les

résultats de l'algorithme de classification et ses performances (Eibe et al., 2016). On utilisera ici l'interface utilisateur graphique appelée TheExplorer.

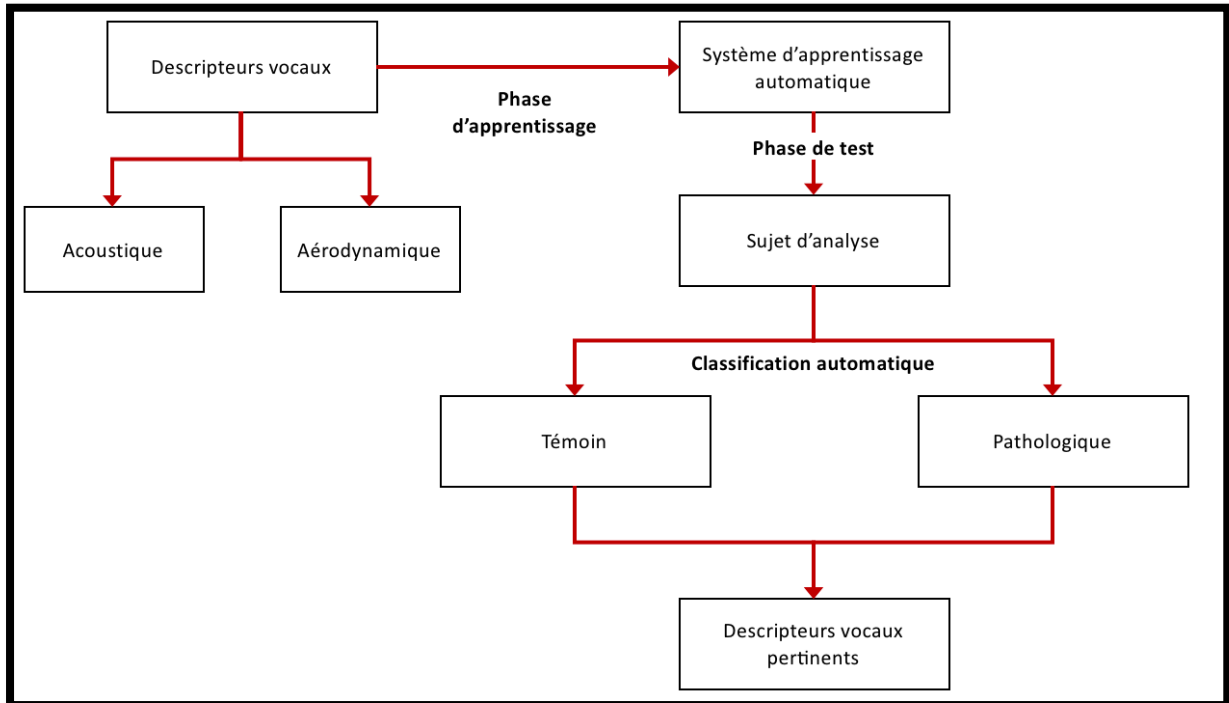


Figure 30. Différentes étapes du système de classification automatique pour classer les marqueurs vocaux acoustiques et aérodynamique en deux classes : femme saine ou parkinsonienne. La première étape est la phase d'apprentissage qui se base sur un échantillon d'apprentissage (apprentissage supervisé) afin d'entraîner l'algorithme à identifier quels sont les paramètres qui permettent de différencier la parole pathologique de la parole normale. La deuxième étape est la phase de test, sur un ensemble de données de validation, par laquelle les performances du système de classification sont évaluées en utilisant de nouvelles données (validation croisée). Cette phase nous permettra d'identifier les descripteurs vocaux les plus pertinents pour identifier et caractériser la parole parkinsonienne en fonction des performances du système (taux de réussite).

Pour résumer

Notre corpus d'étude est constitué des données aérodynamiques et acoustiques de 74 femmes de langue maternelle française, dont 37 atteintes de la maladie de Parkinson et 37 femmes saines appariées en fonction de leur âge. Ces données ont été collectées avec le système d'Évaluation Vocale Assistée (EVA2) lors de la tâche de répétition de la phrase «papa ne m'a pas parlé de beau papa» spécialement conçue pour l'évaluation des consonnes occlusives. Les femmes parkinsoniennes ont été enregistrées dans deux états pharmacologiques distincts : en état "OFF-DOPA", après un sevrage de la L-DOPA, et en état "ON-DOPA", après la prise de la L-DOPA. Les marqueurs vocaux choisis pour notre analyse sont le pic de PIO dans les différentes positions de /p/, la décroissance de la PIO au cours de phrase et la FO pendant le décours temporel de la voyelle dans deux positions différentes. La méthode utilisée pour mesurer la FO permet de comprendre comment la FO de la voyelle /a/ est impactée par la consonne occlusive /p/ qui la précède. Cette méthode de mesure est novatrice dans l'évaluation de la parole dysarthrique et pourrait fournir une meilleure compréhension des altérations de la FO. Afin de pouvoir extraire automatiquement ces mesures, il était nécessaire de procéder à une segmentation du signal de parole afin de fixer les limites temporelles de l'occlusive /p/ dans la phrase. Les consonnes occlusives sourdes étant la catégorie la moins bien segmentée par les systèmes d'alignement automatiques sur la parole dysarthrique, nous avons procédé à une segmentation manuelle. Pour cela, nous avons développé une méthode qui s'appuie sur des paramètres aérodynamiques robustes et plus particulièrement sur la courbe d'intensité RMS pour segmenter les /p/ de notre phrase. Cette méthode s'est avérée très fiable pour identifier avec précision l'occlusion et l'explosion chez les patientes parkinsoniennes. Un programme d'extraction automatique a été mis en place pour extraire ces mesures et les organiser dans un tableau spécifiquement structuré pour être exploité lors des analyses statistiques et pour la tâche de classification automatique. Celle-ci utilisera la méthode d'apprentissage supervisé pour entraîner l'algorithme à différencier la parole pathologique de la parole normale et la méthode de validation croisée pour tester la précision et la capacité de généralisation du modèle sur de nouvelles données.

Chapitre 4. Résultats & Discussion

4.1 Études expérimentales sur la phase aérodynamique

4.1.1 Étude n°1 : modèle de production aérodynamique chez les femmes saines

Dans cette première étude, notre objectif est d'identifier les paramètres de variation des mesures de pression chez les femmes saines lors de la production de la consonne occlusive /p/ afin d'obtenir des données de référence complètes. Ces données nous permettront d'établir une plage de variations normales de ces mesures, afin de détecter les valeurs anormales chez les femmes atteintes de la MPI. Pour cela, nous analyserons deux facteurs : l'âge et la position du /p/ dans la phrase (voir partie problématiques et objectifs).

Afin d'évaluer l'impact de l'âge sur les mesures de pression, nous avons séparé notre corpus témoin composé de 37 femmes en trois groupes d'âge : (1) les femmes de moins de 60 ans (N=10) ; (2) les femmes de 60 à 70 ans (N=18) et (3) les femmes de plus de 70 ans (N=9) (voir partie patients et sujets). Nous avons choisi ces délimitations d'âge suite à un certain nombre de travaux indiquant que la presbyphonie, qui correspond au vieillissement de la voix, s'observe à partir de 60 ans suite aux altérations morphologiques et fonctionnelles des systèmes pneumo-phono-articulatoires accompagnant le vieillissement de la personne dans son ensemble (Dehesdin, 1992). Il a également été rapporté que les manifestations physiologiques de ces changements pourraient ne pas apparaître avant que les impacts anatomiques du vieillissement n'atteignent un seuil critique autour de 70 ans selon (Melcon et al., 1989). Comme nous l'avons vu dans l'état de l'art, les études existantes analysant les variations de pression avec l'âge se sont majoritairement basées sur ce seuil critique sans tenir compte des changements éventuels qui pourraient se produire avant ce seuil alors que la littérature rapporte des altérations dans la fonction respiratoire générale à partir de 60 ans. Nous avons donc scindé notre groupe en trois afin de tenir compte du continuum de vieillissement et d'identifier si les

potentiels changements liés à l'âge sont les mêmes pour ces trois classes. Nous faisons l'hypothèse que l'âge et la position du /p/ dans la phrase seront des facteurs de variation des mesures de PIO (PSG estimée). Afin de tester cette hypothèse, une analyse de variance à 2 facteurs : Age (-60, 60-70, +70) x Position (p2,p3,p4,p5,p6) sur les mesures de PIO (PSG estimée) sera effectuée pour étudier leurs impacts.

4.1.1.1 Statistiques descriptives et visualisation

Groupes	Position p	Moyenne	Écart-type	N
Moins de 60 (N=10)	2	6.28	1.34	60
	3	5.09	1.38	60
	4	5.62	1.37	60
	5	5.39	1.47	60
	6	5.2	1.1	60
	Total		5.52	1.39
60-70 (N=18)	2	7.21	2.13	108
	3	6.01	1.86	108
	4	5.9	1.74	108
	5	6.07	2.15	108
	6	5.78	1.79	108
	Total		6.19	1.96
plus de 70 (N=9)	2	7.57	2.26	54
	3	6.48	2.13	54
	4	6.66	2.14	54
	5	6.84	2.26	54
	6	6.41	2.13	54

	Total	6.79	2.21	270
--	--------------	------	------	-----

Tableau 3. Moyennes et écarts-types des pics de PIO dans les différentes positions de /p/ dans la phrase pour les trois groupes d'âge analysés (moins de 60 ans, 60-70 ans et plus de 70 ans). La taille des échantillons analysés correspond à la valeur N.

Groupes	P2-P6	Difference moyenne	Valeur p	% Décroissance
Moins de 60	6.28-5.2	1.08 hPa	<.001	17.19 %
60-70	7.21-5.78	1.43 hPa	<.001	19.83 %
Plus de 70	7.57-6.41	1.16 hPa	<.001	15.32 %

Tableau 4. Récapitulatif des valeurs utilisées pour calculer le pourcentage de décroissance de la PIO au cours de la phrase en appliquant la formule suivante : $(\text{pic de pression } p2 - \text{pic de pression } p6 / \text{pic de pression } p2) * 100$.

	Somme des carrés de Type III	Degrés de liberté	Carré moyen	F	Valeur p
Age	231.69	2	115.85	34.15	<.001
Position p	230.74	4	57.69	17	<.001
Age x Position p	13.05	8	1.63	0.48	0.87
Erreur	3711.29	1094	3.39		
Total	46217.7	1109			

Tableau 5. Résultat de l'ANOVA à 2 facteurs : Age (-60, 60-70, +70) x Position de /p/ (p2,p3,p4,p5,p6) sur les mesures de PIO. La première ligne présente les résultats du facteur Age sur la PIO, la deuxième ligne ceux de la position du /p/ sur la PIO et la troisième ligne l'interaction entre les deux facteurs.

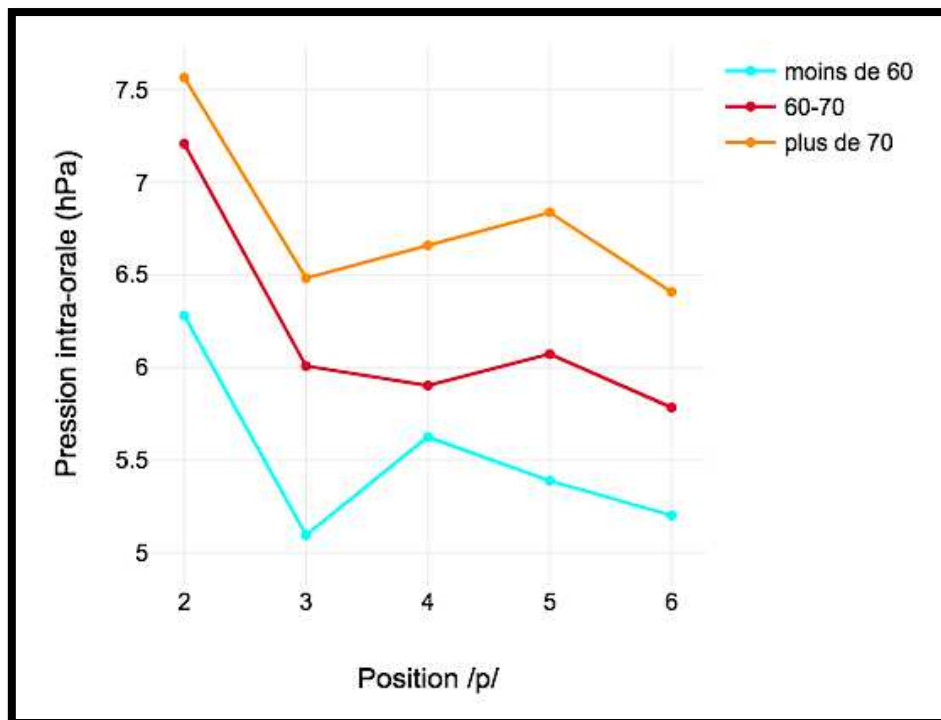


Figure 31. Visualisation de l'évolution des pics de PIO dans les différentes positions de /p/ dans la phrase « papa ne m'a pas parlé de beau papa » pour les trois groupes d'âge analysés au sein du corpus de femmes témoins. La courbe des sujets de moins de 60 ans est représentée en bleu, celle du groupe 60-70 ans en rouge et celle du groupe de plus de 70 ans en orange.

4.1.1.2 Résultats

Les résultats de l'analyse de variance (ANOVA) indiquent un effet fortement significatif de l'âge et de la position de /p/ sur les mesures de PIO sans interaction entre les facteurs (voir tableau 5). Pour l'effet de l'âge, les tests-t réalisés en post hoc pour examiner les différences spécifiques entre les groupes indiquent que la différence la plus prononcée se trouve entre le groupe de moins de 60 ans et le groupe de plus de 70 ans, avec une différence moyenne de pression de 1.27 hPa ($t(442,89) = -8.12, p < 0.001$). Ensuite, une différence moyenne de 0.68 hPa ($t(788,69) = -5.81, p < 0.001$) entre le groupe de moins de 60 ans et le groupe de 60-70 ans. La différence la moins prononcée est celle entre le groupe de 60-70 ans et le groupe de plus de 70 ans, avec une différence moyenne de 0.60 hPa ($t(807) = -3.91, p < 0.001$). La plage de valeurs des pics de pression des femmes saines se situe entre les

valeurs moyennes de 5.09 hPa et 7.57 hPa. Plus précisément, pour le groupe de moins de 60 ans, elle est comprise entre 5.09 (moyenne la plus faible) et 6.28 hPa (moyenne la plus élevée), avec une moyenne totale pour ce groupe de 5.52 hPa. Pour le groupe de 60 à 70 ans, elle est comprise entre 5.78 et 7.21 hPa avec une moyenne totale de 6.19 hPa et pour le groupe de plus de 70 ans elle est comprise entre 6.41 et 7.57 hPa avec une moyenne totale de 6.79 hPa. Les moyennes les plus élevées portent, pour tous les groupes, sur les pics de pression extraits à la position p2. Les données du groupe de plus de 70 ans présentent la plus grande dispersion, avec un écart-type moyen de 2.21, contre 1.96 pour le groupe des 60-70 ans et 1.39 pour le groupe des moins de 60 ans qui présente la dispersion la plus faible.

Pour évaluer précisément l'effet de la position du /p/, nous avons utilisé le test post hoc de Dunn-Bonferroni pour comparer les valeurs des pics de pression dans les différentes positions de /p/ afin d'identifier celles qui sont significativement différentes. Pour le groupe de moins de 60 ans, les positions significativement différentes sont : P2-P3, P2-P4, P2-P5, P2-P6 et P3-P4. Pour le groupe d'âge 60-70, ce sont : P2-P3, P2-P4, P2-P5 et P2-P6, tandis que pour le groupe de plus de 70 ans, ce sont : P2-P3, P2-P4 et P2-P6. Pour tous les groupes, il y a une différence significative entre les mesures de pression du deuxième /p/ avec celles du sixième /p/. Afin d'avoir une estimation de cette diminution, nous avons calculé le pourcentage de décroissance de la PIO en appliquant la formule suivante : $(\text{pic de pression p2} - \text{pic de pression p6}) / \text{pic de pression p2} * 100$ (voir Tableau 4). Les sujets compris entre 60 et 70 ans obtiennent le pourcentage de décroissance le plus élevé : 19.83%, contre 17.19% pour les moins de 60 ans et 15.32% pour les plus de 70 ans. Les sujets les plus âgés sont ceux qui obtiennent le pourcentage de décroissance le plus faible. Les différences observées dans les mesures de pression portent majoritairement sur le deuxième /p/, qui se distingue des autres positions en ayant des mesures significativement plus élevées. Il existe une différence significative entre le deuxième /p/ et toutes les autres positions pour tous les groupes sauf pour le groupe de plus de 70 ans pour lequel aucune différence significative n'est observée entre P2 et P5. Cela s'explique par le fait que, pour ce groupe, la pression augmente fortement en position P5. Pour le groupe de moins de 60 ans, il y a une

différence significative entre P3-P4, contrairement aux autres groupes, causée par l'augmentation de la pression en position p4. Cette augmentation de la pression en position p4, contrairement à celle observée en position P5 pour le groupe de plus de 70 ans, est un effet attendu, car le p4 se situe dans une syllabe accentuée. Les deux syllabes accentuées de notre phrase d'étude se situent en position p2 (**papa**) et p4 (**parlé**).

4.1.1.3 Discussion

Les résultats obtenus mettent en évidence un effet hautement significatif de l'âge et de la position du /p/ sur les mesures de PIO (PSG estimée). Ces résultats indiquent que ces deux paramètres sont des facteurs de variations importants des mesures de pression dans la parole normale dont il faut tenir compte lors des évaluations. Les effets principaux observés sont une augmentation hautement significative de la pression avec l'âge et une variation de la pression au cours de la phrase, avec une pression significativement plus élevée en début de phrase par rapport aux autres positions, notamment par rapport au dernier /p/ de la phrase. Les tranches d'âge employées se révèlent pertinentes avec une différence hautement significative entre tous les groupes d'âge. Ces résultats indiquent qu'il est nécessaire de tenir compte du continuum du vieillissement lors des évaluations et non seulement du seuil critique de 70 ans comme c'est largement le cas car les changements liés à l'âge apparaissent dès 60 ans.

L'augmentation significative de la pression peut être expliquée par les changements substantiels liés à l'âge qui se produisent dans la fonction respiratoire générale. Ces changements impliquent une diminution de la compliance de la paroi thoracique, qui entraîne une perte d'élasticité des poumons et des forces de relaxation plus faibles, et une force musculaire inspiratoire et expiratoire réduite pouvant occasionner une diminution de la capacité à générer une pression sous-glottique adéquate pour la production de la parole (Berry et al., 1996; Enright et al., 1994). La compliance est une mesure de la capacité d'un système à se dilater en réponse à une pression appliquée. Une diminution de la compliance de la paroi thoracique signifie que la paroi thoracique devient moins

souple ou extensible. Cette diminution de la compliance de la paroi thoracique peut entraîner une réduction de la capacité pulmonaire : une paroi thoracique moins souple peut limiter l'expansion des poumons pendant l'inspiration, ce qui entraîne une diminution de la capacité pulmonaire avec une réserve d'air disponible pour la parole réduite. Cela a pour conséquence de provoquer une fatigue accrue : en raison de la difficulté à générer une pression sous-glottique adéquate et à maintenir un débit d'air régulier, les sujets vieillissants peuvent ressentir une fatigue vocale plus rapide lors de la parole prolongée ou l'utilisation vocale plus intense. L'effet global de ces modifications mécaniques du système respiratoire est une réduction de la réserve fonctionnelle (Tolp & Kelsen, 1993), et suggère que les personnes âgées ont besoin d'une plus grande implication respiratoire que les sujets plus jeunes pour atteindre des niveaux adéquats de débit et de pression d'air pour la parole.

La production de la parole a lieu pendant la phase d'expiration, qui commence après une brève phase inspiratoire, et profite de la pression de relaxation pour fournir et maintenir la pression sous-glottique souhaitée. Comme nous l'avons vu dans l'état de l'art (voir partie soufflerie pulmonaire), l'appareil respiratoire fournit les forces motrices (passives ou actives) nécessaires pour générer les sons. La pression de relaxation est la pression produite entièrement par les forces passives de l'appareil respiratoire. Pendant l'inspiration, les muscles inspiratoires se contractent, ce qui entraîne une augmentation du volume thoracique et une expansion des poumons. Cela crée une pression négative à l'intérieur des poumons par rapport à l'air extérieur, ce qui permet à l'air d'entrer dans les voies respiratoires et de remplir les alvéoles pulmonaires. Une fois que l'inspiration est terminée et que les muscles inspiratoires se relâchent, les poumons se rétractent en raison de leur élasticité naturelle. Cette rétraction des poumons génère une pression positive, appelée pression de relaxation, qui pousse l'air hors des poumons pendant l'expiration (force passive). Dans ces conditions, les muscles de l'inspiration, les intercostaux externes et le diaphragme, agissent en régulant activement la pression sous-glottique afin de contrôler la descente de la cage thoracique, et d'empêcher que le volume pulmonaire diminue trop rapidement. Au fur et à mesure que le volume d'air dans les poumons diminue, l'action des muscles de l'inspiration diminue et finit par cesser. Petit à petit, la pression de

relaxation va diminuer avec la relaxation des muscles inspiratoires. Les forces de recul élastiques diminuant (forces passives), les forces actives, avec l'action des muscles expiratoires, intercostaux internes d'abord, muscles abdominaux ensuite (petits et grands obliques et rectus abdominis), peuvent intervenir s'il est nécessaire de prolonger la durée de l'expiration notamment dans le cas d'énoncés longs (supérieurs à 4/5 secondes). La PSG baisse au cours de la phrase, car le volume pulmonaire diminue et lorsque celui-ci diminue, la PSG diminue mécaniquement (Hart et al., 1990). Cette diminution du volume pulmonaire doit être compensée par la contribution des forces actives afin de maintenir une pression d'air sous-glottique suffisante (voir partie soufflerie pulmonaire). Les forces actives, sont appliquées volontairement par l'action de 20 muscles de la paroi thoracique. L'ampleur de cette force dépend des muscles actifs et de leur combinaison.

Chez les sujets âgés, la diminution de la compliance de la paroi thoracique limite l'expansion des poumons pendant l'inspiration ce qui entraîne un volume pulmonaire réduit et par conséquent une pression de relaxation réduite. En effet, l'ampleur de la pression de relaxation dépend de la quantité d'air contenue dans l'appareil respiratoire (volume pulmonaire). Ainsi, plus le volume pulmonaire est grand, plus la force de recul passive qu'il génère est importante et inversement. Par conséquent, un effort musculaire expiratoire supplémentaire est nécessaire beaucoup plus rapidement pour compléter la pression de relaxation (Zhang, 2021). La parole générée par une pression sous-glottique élevée implique une activité plus précoce et plus importante des muscles expiratoires par rapport à la parole générée avec une pression sous-glottique plus faible (Draper et al., 1959). L'augmentation significative de la pression chez les sujets de plus de 60 ans est donc causée par un effort musculaire expiratoire plus précoce afin de maintenir une pression sous-glottique suffisante. Les sujets âgés de plus de 60 ans de notre étude fournissent donc un effort beaucoup plus important pour produire la parole qui se traduit par une augmentation significative de la pression et plus particulièrement après 70 ans. La différence de pression la plus marquée est entre les sujets de moins de 60 ans et les sujets de plus de 70 ans avec un écart de pression de 1.27 hPa en moyenne. Nos résultats semblent confirmer que le seuil critique des impacts anatomiques du vieillissement se situe

à partir de 70 ans (Melcon et al., 1989). L'effort musculaire plus important et plus précoce permet aux sujets de plus de 70 ans de compenser efficacement les changements liés à l'âge en maintenant une pression suffisante qui se traduit par la hausse de pression la plus importante et par le pourcentage de décroissance le plus faible. Les sujets se situant entre 60 et 70 ans obtiennent le pourcentage de décroissance de pression le plus élevé alors qu'après 70 ans le pourcentage de décroissance devient même inférieur à celui des sujets de moins de 60 ans ce qui atteste d'un contrôle important passé 70 ans. Les impacts du vieillissement étant moins prononcé avant 70 ans, la classe 60-70 se situe dans une situation intermédiaire où le contrôle est moins important. En effet, dans une plage de volume pulmonaire moyen, une légère pression musculaire est nécessaire pour atteindre la pression sous-glottique cible. Et, à de petits volumes pulmonaires, une pression musculaire positive de plus en plus grande est nécessaire. En outre, lorsque le volume d'air dans les poumons est très faible, un grand nombre de muscles expiratoires tels que les obliques externes, le rectus abdominis et le latissimus dorsi, peut intervenir pour prolonger l'expiration. Cela peut expliquer pourquoi le pourcentage de décroissance est plus élevé chez les sujets de 60 à 70 ans par rapport aux sujets de plus de 70 ans. La pression sous-glottique plus élevée pour le groupe de plus de 70 ans par rapport au groupe de 60 à 70 ans indique une pression musculaire plus importante et donc un contrôle plus important tout au long de l'énoncé ce qui leur permet de mieux contrôler la chute de la PSG contrairement aux sujets de 60 à 70 ans. Ces résultats sont cohérents avec l'hypothèse générale selon laquelle le système nerveux central est capable de contrôler la pression sous-glottique en utilisant diverses combinaisons de forces musculaires passives, élastiques et actives, réalisant ainsi l'équivalence motrice sur une large gamme de volumes pulmonaires, comme l'ont déjà démontré les études menées par (Ladefoged & Loeb, 2001). Néanmoins, même si les sujets âgés parviennent à compenser en efficacité vocale, les données du groupe de plus de 70 ans présentent une plus grande dispersion, avec un écart-type de 2.21, comparé à 1.96 pour le groupe des 60-70 ans et 1.1 pour le groupe des moins de 60 ans, qui présente la dispersion la plus faible. Cette plus grande dispersion suggère qu'il y a davantage de variation interlocuteurs au sein du groupe âgés de plus de 70 ans, ce qui indique une régulation moins stable de la

pression par rapport au groupe des moins de 60 ans. De plus, nous avons également constaté une absence d'accentuation en position p4 pour les deux groupes de sujets âgés contrairement aux sujets de moins de 60 ans. L'âge semble donc avoir un effet sur la capacité à réaliser correctement l'accentuation. Des études antérieures ont montré que la pression varie en fonction de l'accentuation des syllabes (Flege, 1983 ; Malécot, 1970), avec une augmentation significative de la pression lorsque le son /p/ est produit dans une syllabe accentuée ce que nous observons chez les sujets de moins de 60 ans en position p2 et p4 dans les deux syllabes accentuées de notre phrase d'étude. L'accentuation de la première syllabe, qui se situe en début de phrase, est correctement réalisée par tous les groupes d'âges et se caractérise par les niveaux de pressions les plus élevés dans cette position (p2). En revanche, pour la position p4, seul le groupe de moins de 60 ans obtient des mesures de pression significativement différente entre P3-P4 causée par l'augmentation de la pression en position p4. Après la première syllabe accentuée, la pression chute en position p3, afin de réaliser l'accentuation en position p4, elle doit augmenter à nouveau ce qui nécessite par conséquent un contrôle supplémentaire de la pression qui semble altéré avec l'âge. Pour le groupe âgés de plus de 70 ans, la pression augmente fortement en position P5 au lieu d'augmenter en position P4, ce qui peut être le signe d'un retard dans l'exécution ou d'une moins bonne régulation de la pression.

Les résultats obtenus dans cette étude diffèrent des études antérieures, telles que celles menées par (Baker et al., 2001; Melcon et al., 1989; Morris & Brown, 1987), qui n'ont pas observé de variation significative de la pression sous-glottique estimée en fonction de l'âge. (Morris & Brown, 1987) ont analysé la pression sous-glottique estimée de 50 femmes, 25 ayant entre 20 et 35 ans et 25 ayant plus de 75 ans, pendant la tâche répétition de syllabes composées des consonnes /p, b, t, d, s et z/ et de la voyelle /a/, dans la phrase porteuse « Speak _ again ». (Melcon et al., 1989) ont analysé la pression sous-glottique estimée de 60 hommes dans six groupes d'âge (25,35,45,55,65 et 75) pendant la répétition des logatomes « pi ». (Baker et al., 2001) ont analysé la pression sous-glottique estimée de 9 sujets : quatre jeunes (2 femmes âgées de 26 et 27 ans et 2 hommes âgés de 24 et 28 ans) et 5 personnes âgées (1 femme âgée de 68 ans et 4 hommes âgés de 69, 72, 72 et 79 ans) pendant la

répétition de la syllabe /pœ/. En revanche, (Higgins & Saxman, 1991) ont obtenu des résultats similaires à notre étude, montrant des valeurs de pression sous-glottique estimée significativement plus élevées chez les hommes âgés de plus de 69 ans par rapport aux jeunes hommes âgés de 20 à 31 ans, lors de la répétition de la syllabe [bæp]. Cependant, ces différences n'ont pas été observées chez les femmes. Les divergences entre ces études et la nôtre peuvent être attribuées à plusieurs facteurs. Tout d'abord, les classes d'âge étudiées sont différentes. Notre population d'étude se situe entre 45 et 75 ans, tandis que la plupart des études antérieures ont comparé des sujets de moins de 35 ans à des sujets de plus de 70 ans (Baker et al., 2001; Higgins & Saxman, 1991; Morris & Brown, 1987). L'étude de (Melcon et al., 1989) est la seule qui ait incluse des groupes intermédiaires, mais ils se sont concentrés sur une population masculine ce qui ne nous permet pas de comparer les résultats. Aucune de ces études ne rapporte les valeurs de pression de femmes saines se situant entre 35 et 70 ans. Or, l'âge moyen de début de la MPI se situe entre 58 et 62 ans (10 % des cas avant 40 ans), avec la plus grosse proportion des sujets se situant entre 60 et 70 ans, il n'est donc pas possible d'utiliser ces études comme modèle de référence pour la comparaison avec les sujets parkinsoniens (Defebvre, 2007). Selon (Sapienza & Dutka, 1996), le manque de consensus entre les études sur l'effet de l'âge explique la variabilité des résultats qui vont à l'encontre des preuves anatomiques qui prédisent des distinctions aérodynamiques des femmes vieillissant normalement et qu'il est nécessaire pour éviter les biais expérimentaux d'inclure des sujets représentant le continuum du vieillissement et non seulement des groupes extrêmes qui pourraient limiter la compréhension des changements liés à l'âge dans la fonction phonatoire. Nous avons trouvé seulement deux études analysant la PSG estimée de femmes se situant dans la même tranche d'âge que notre étude pour la comparaison des résultats (Goozee et al., 1998; Zraick et al., 2012). Nous avons retranscrit les résultats dans un tableau pour plus de lisibilité (voir Tableau 6). Les résultats de ces études sont en accord avec les précédentes observant une absence de variation significative de la pression sous-glottique estimée en fonction de l'âge. Néanmoins, si on s'en tient à l'observation des moyennes, on constate que la pression des sujets âgés de plus de 60 ans est plus élevée que celle des sujets de moins de 60 ans. Dans l'étude de (Goozee et

al., 1998), il y a une différence moyenne de 1.38 hPa entre le groupe âgé de 51 à 60 ans et le groupe âgé de 61 à 70 ans. Dans l'étude de (Zraick et al., 2012), il y a une différence moyenne de 2.1 hPa entre les deux groupes d'étude avec des mesures plus élevées pour les sujets plus âgés. Par conséquent, ces études se distinguent de la nôtre par une absence de différence significative, mais les résultats sont cohérents avec ceux obtenus avec des mesures de pression plus élevées pour les groupes âgés de plus de 60 ans comparativement aux sujets âgés de moins de 60 ans. Dans l'étude de (Zraick et al., 2012), les sujets âgés sont regroupés dans une seule classe d'âge allant de 60 à 89 ans alors que notre étude rapporte des différences significatives entre les classes d'âge 60-70 et plus de 70 ans ce qui peut expliquer l'écart-type assez important au sein de ce groupe. D'autant plus, qu'ils évaluent également des sujets âgés de plus de 80 ans au sein de cette classe ce qui peut également avoir un impact sur les mesures de pression. Ce fait peut expliquer une absence de différence significative pour cette étude à cause de la dispersion trop importante au sein de ce groupe. Un des facteurs qui peut également être à l'origine de ces différences dans les résultats est que les tâches d'enregistrement ne sont pas les mêmes. Toutes les études étudient la pression pendant la répétition de syllabes alors que nous analysons la pression pendant la répétition de phrases. Nous avons vu que la position de la consonne dans la phrase avait un impact sur les mesures de pression, l'analyse de syllabes isolées ne permet pas de rendre compte de ce phénomène. De plus, aucune de ces études ne porte sur des locuteurs natifs du français.

(Goozee et al., 1998)	Groupes	41-50	51-60	61-70	71-80
		N=10	N=8	N=10	N=5
	Moyennes	6.2	6.77	8.15	8.24
	Écart-type	2.25	1.82	3.35	4.14
	Tâche	Répétition syllabe /ip/			
(Zraick et al., 2012)	Groupes	40-59		60-89	
		N=22		N=20	

	Moyennes	7.38	9.48
	Écart-type	2.62	5.08
	Tâche	Répétition syllabe /ap/	

Tableau 6. Moyennes et écarts-types de la PSG estimée lors de la production des /p/ pendant les tâches répétitions de syllabes obtenus par (Goozee et al., 1998) et (Zraick et al., 2012). La taille des échantillons analysés correspond à la valeur N.

Pour résumer

L'objectif de cette première étude était de développer un modèle de production aérodynamique à partir des mesures de pression de femmes en bonne santé, afin de fournir des valeurs de référence pour l'évaluation de la parole parkinsonienne. Afin d'obtenir un modèle complet, englobant un maximum de comportements normaux possibles, nous avons analysé l'impact de deux facteurs susceptibles d'occasionner des variations dans les mesures de pression : l'âge et la position de la consonne /p/ dans la phrase. Les données normatives existantes ne pouvaient pas être employées car elles sont exclusivement basées sur des locuteurs anglophones, avec une majorité d'études portant sur des sujets masculins ou excluant complètement la tranche d'âge de 35 à 70 ans. Nous n'avons trouvé que deux études qui ont examiné les mesures de pression de femmes en bonne santé dans cette tranche d'âge ce qui représente une lacune importante dans la littérature. Par conséquent, cette première étude était cruciale afin d'obtenir des données normatives spécifiques aux femmes françaises couvrant le spectre du vieillissement pour l'évaluation de la parole des femmes atteintes de la MPI. Les résultats ont révélé des effets hautement significatifs de l'âge et de la position du /p/ sur les mesures de pression, soulignant l'importance de prendre en compte ces paramètres lors des évaluations. Les tranches d'âge employées se sont avérées pertinentes avec une différence hautement significative entre tous les groupes d'âge ce qui indique qu'il est nécessaire de tenir compte du continuum du vieillissement lors des évaluations et non seulement du seuil critique des impacts anatomiques du vieillissement comme c'est largement le cas car les changements liés à l'âge apparaissent dès 60 ans. Les effets principaux observés sont une augmentation hautement significative de la pression avec l'âge, un impact de l'âge sur la capacité à réaliser correctement l'accentuation et une variation de la pression au cours de la phrase, avec une pression significativement plus élevée en début de phrase par rapport aux autres positions notamment par rapport au dernier /p/ de la phrase. Nous avons constaté que les sujets âgés parvenaient à compenser en efficacité vocale grâce à un effort musculaire se traduisant par une augmentation significative de la pression. Les seuils de référence obtenus serviront de référence pour

la comparaison avec la parole parkinsonienne afin d'identifier les plages de valeurs anormales sur le corpus de femmes parkinsoniennes.

4.1.2 Étude n°2 : comparaison entre les productions aérodynamiques des femmes saines et parkinsoniennes

À ce jour, les effets de la maladie de Parkinson et du traitement L-DOPA sur la phase aérodynamique restent mal compris et peu explorés dans la littérature. En effet, les résultats des études divergent quant à la façon dont la pression sous-glottique pourrait être affectée par la MPI. Certaines études rapportent une altération de la pression sous-glottique, se traduisant par des niveaux de pression significativement inférieurs à la normale (Sarr et al., 2011; Sarr et al., 2009), tandis que d'autres observent un effort vocal compensatoire avec une pression sous-glottique plus élevée que chez les adultes sains (Jiang et al., 1999). Cette divergence dans les résultats peut être expliquée par les différences au niveau de la population étudiée, notamment en termes d'âge et de sexe et par l'absence de prise en compte de ces paramètres en tant que variable de contrôle dans l'évaluation. En effet, (Sarr et al., 2011; Sarr et al., 2009) ont analysé une population masculine de 47 à 71 ans sans distinction d'âge, et (Jiang et al., 1999) ont inclus à la fois des hommes et des femmes âgés de 46 à 77 ans sans distinction de sexe et d'âge. En ce qui concerne l'impact du traitement L-DOPA, des augmentations significatives de la pression en condition ON par rapport à la condition OFF ont été observées, mais ces résultats concernaient uniquement des locuteurs masculins, sans distinction entre les classes d'âge (Jankowski et al., 2004). À notre connaissance, aucune étude existante ne rapporte les effets de la maladie de Parkinson et du traitement L-DOPA sur les mesures de pression sous-glottique de femmes parkinsoniennes en tenant compte du continuum du vieillissement. Par conséquent, notre étude vise à combler cette lacune avec pour objectif principal d'identifier si les productions aérodynamiques des femmes parkinsoniennes en condition ON et OFF se distinguent de celles des femmes saines et si ces différences sont influencées par les deux facteurs de variations identifiés dans le modèle de production normale : l'âge et la position des /p/ dans la phrase. Les femmes témoins et parkinsoniennes ont été appariées en fonction de leur âge afin de permettre

une comparaison pertinente qui garantit des classes d'âge similaires et des effectifs équivalents dans chaque condition (voir partie sur les sujets et les patients).

4.1.2.1 Statistiques descriptives et visualisation

Position /p/		Moins de 60 ans			60-70 ans			Plus de 70 ans		
		Off	On	Tem	Off	On	Tem	Off	On	Tem
P2	Moyenne	5.99	6.84	6.28	6.75	7.75	7.21	6.29	6.17	7.57
	Écart-type	1.9	2.76	1.34	2.47	2.73	2.08	1.54	1.66	2.26
	N	60	60	60	108	108	108	54	54	54
P3	Moyenne	5.18	6.12	5.09	5.56	6.36	6.01	5.16	4.83	6.48
	Écart-type	1.65	2.96	1.38	2.19	2.57	1.82	1	1.46	2.13
	N	60	60	60	108	108	108	54	54	54
P4	Moyenne	4.98	5.87	5.62	5.45	6.28	5.9	4.65	4.55	6.66
	Écart-type	1.8	2.3	1.37	2.08	2.3	1.69	1.29	1.32	2.14
	N	60	60	60	108	108	108	54	54	54
P5	Moyenne	4.99	5.88	5.39	5.56	6.7	6.07	4.9	5.3	6.84
	Écart-type	1.68	2.66	1.47	2.12	2.48	2.11	1.32	1.11	2.26
	N	60	60	60	108	108	108	54	54	54
P6	Moyenne	4.47	5.43	5.2	5.27	6.07	5.78	4.53	4.73	6.41
	Écart-type	1.52	2.02	1.1	2.07	2.69	1.75	0.88	1.13	2.13
	N	60	60	60	108	108	108	54	54	54
Total	Moyenne	5.12	6.03	5.52	5.72	6.63	6.19	5.11	5.12	6.79
	Écart-type	1.77	2.58	1.39	2.24	2.62	1.96	1.37	1.46	2.21
	N	300	300	300	540	540	540	270	270	270

Tableau 7. Moyennes, écarts-types et taille des échantillons (N) des pics de PIO dans les différentes positions de /p/ dans la phrase « papa ne m'a pas parlé de beau papa » pour les sujets parkinsoniens en condition OFF et ON, ainsi que pour les sujets témoins dans les trois groupes d'âge analysés.

	Moins de 60 ans			60-70 ans			Plus de 70 ans		
	Off	On	Tem	Off	On	Tem	Off	On	Tem
Différence	1.52	1.41	1.08	1.49	1.68	1.43	1.76	1.44	1.16
P2-P6									
P value	<.001	0.002	<.001	<.001	<.001	<.001	<.001	<.001	0.007
% Decrease	25.37 %	20.61 %	17.19 %	21.92%	21.67%	19.83 %	27.98 %	23.33 %	15.32 %

Tableau 8. Récapitulatif des valeurs utilisées pour calculer le pourcentage de décroissance de la PIO au cours de la phrase pour les sujets parkinsoniens en condition OFF et ON, ainsi que pour les sujets témoins des trois groupes d'âge analysés. Le calcul du pourcentage de décroissance est effectué en utilisant la formule suivante : $(\text{pic de pression } p2 - \text{pic de pression } p6 / \text{pic de pression } p2) * 100$.

	Somme des carrés de Type III	Degrés de liberté	Carré moyen	F	Valeur p
Age	277.26	2	138.63	32.02	<.001
Condition	385.11	2	192.56	44.47	<.001
Age x Condition	470.34	4	117.59	27.16	<.001
Erreur	14370.75	3319	4.33		
Total	130885.51	3328			

Tableau 9. Résultat de l'ANOVA à 2 facteurs : Age (-60, 60-70, +70) x Condition (OFF, ON, Témoin) sur les mesures de PIO. La première ligne présente les résultats du facteur Age sur la PIO, la deuxième ligne ceux de la condition sur la PIO et la troisième ligne l'interaction entre les deux facteurs.

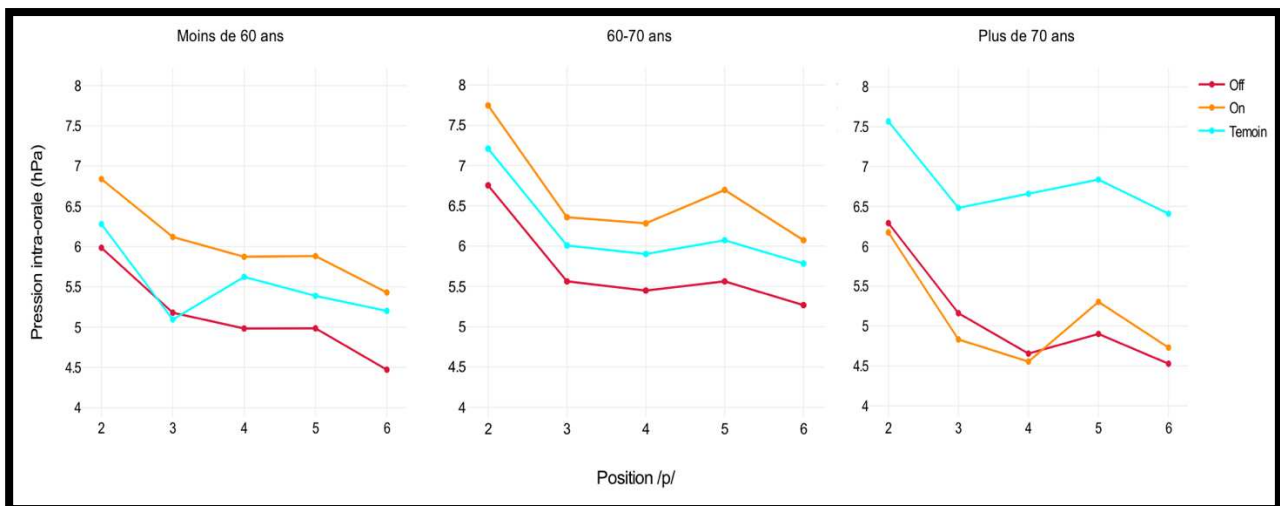


Figure 32. Visualisation des Pics de PIO (PSG estimée) extraits dans les différentes positions de /p/ dans la phrase « papa ne m'a pas parlé de beau papa » chez les sujets parkinsoniens en condition OFF (courbe rouge), en condition ON (courbe orange) et chez les femmes saines (courbe bleu) pour les trois classes d'âge analysées : à droite, les groupes de moins de 60 ans, au milieu les groupes de 60-70 ans et à gauche les groupes de plus de 70 ans.

4.1.2.2 Résultats

Les résultats de l'ANOVA à deux facteurs (âge, condition) ont révélé des effets significatifs de l'âge et de la condition sur les mesures de PIO (PSG estimée), avec une interaction significative entre les deux facteurs (voir Tableau 9). L'effet significatif de la condition indique que les mesures de pression sous-glottique diffèrent au sein des trois groupes d'étude (sain, on, off). Cependant, l'interaction significative entre les facteurs âge et condition souligne que les effets principaux ne peuvent pas être interprétés de manière globale, car l'effet de l'un des facteurs sur la PSG dépend du niveau de l'autre facteur. En d'autres termes, cela signifie que les effets de la maladie de Parkinson et du traitement L-DOPA sur les mesures de pression ainsi que les distinctions entre les femmes saines et parkinsoniennes varient en fonction de l'âge des sujets. Ces résultats soulignent l'importance de contrôler la variable de l'âge dans les analyses instrumentales afin d'éviter tout biais dans les résultats et des interprétations erronées. Pour cette raison, nous avons comparé les productions aérodynamiques des femmes saines et parkinsoniennes avec et sans traitement au sein de chaque groupe d'âge.

Pour le groupe de moins de 60 ans, l'analyse de variance à un facteur (Condition) indique un effet fortement significatif de la condition sur les mesures de PSG ($F(2,568) = 15,8, p < .001$). Le test post hoc de Bonferroni montre des différences significatives entre les groupes suivants : Off - On ($p = <.001$), On - Témoin ($p = 0.002$) et Off - Témoin ($p = 0.014$). L'effet le plus marqué est observé entre les sujets parkinsoniens en condition ON et OFF, avec des mesures de PSG significativement plus élevées dans toutes les positions de /p/ en condition ON par rapport à la condition OFF. Puis, entre les mesures de pression des femmes ON et des femmes témoins avec des mesures de PSG supérieures chez les femmes en condition ON. Pour finir, la différence la moins prononcée est celle entre les femmes en condition OFF et les femmes témoins. Cette différence est moins marquée car en début de phrase, leurs mesures de pression sont semblables avec une absence de différence significative dans les positions p2 et p3. En revanche, les mesures de pression se distinguent à partir de la position p4. La pression des sujets témoins augmente lors de la syllabe accentuée alors que celle des sujets OFF continue de décroître jusqu'à la fin de la phrase. A partir de la position p4, la pression des femmes OFF est significativement inférieure à celle des sujets témoins. Les courbes de pression des femmes parkinsoniennes se distinguent nettement de celles des témoins par des courbes descendantes et des pourcentages de décroissance de la pression sous-glottique au cours de la phrase plus importants (voir Figure 31). Le pourcentage de décroissance de la pression des femmes OFF est de 25.37%, contre 20.61 % en condition ON et 17.19% pour les femmes témoins (voir Tableau 8). Les femmes en condition OFF obtiennent le pourcentage de décroissance le plus élevé et les femmes témoins le pourcentage le plus faible qui se distingue de ceux obtenus par les femmes parkinsoniennes. Les valeurs des pics de pression chez les femmes OFF varient entre 4.47 hPa et 5.99 hPa, avec une moyenne de 5.12 hPa. Pour les femmes ON, elles se situent entre 5.43 hPa et 6.84 hPa, avec une moyenne de 6.03 hPa. Chez les témoins, elles varient entre 5.09 hPa et 6.28 hPa, avec une moyenne de 5.52 hPa (voir Tableau 7). En condition OFF, les femmes parkinsoniennes ont la plage de valeurs la plus faible, tandis qu'en condition ON elles obtiennent la plage de valeurs la plus élevée. Les tests post hoc appliqués pour analyser les variations de pression dans les différentes positions de /p/ indiquent que les positions P2-P3, P2-P4,

P2-P5, P2-P6 et P3-P4 diffèrent significativement chez les témoins. Pour les femmes OFF, les positions significativement différentes sont : P2-P3, P2-P4, P2-P5, P2-P6 et P3-P6. Pour les femmes ON, les positions significativement différentes sont : P2-P4, P2-P5 et P2-P6. On observe une absence d'accentuation en position P4 chez les femmes parkinsoniennes dans les deux conditions, et une différence supplémentaire entre P3-P6 pour les femmes en condition OFF indiquant une pression significativement plus faible en position p6 par rapport à p3 (voir Figure 31).

Pour le groupe 60-70 ans, l'analyse de variance à un facteur (Condition) indique un effet fortement significatif de la condition sur les mesures de PSG ($F(2,1616) = 21.47, p < .001$). Le test post hoc de Bonferroni montre des différences significatives entre les groupes suivants : Off - On ($p = <.001$), On - Témoin ($p = 0.002$) et Off - Témoin ($p = 0.005$). L'effet le plus marqué est observé entre les deux conditions des femmes parkinsoniennes, avec des mesures de PSG significativement plus élevées dans toutes les positions de /p/ en condition ON par rapport à la condition OFF. Le pourcentage de décroissance de la pression est de 21.92 % pour la condition OFF, 21.67 % en condition ON et 19.83 % pour les sujets témoins (voir Tableau 8). Les femmes en condition OFF ont le pourcentage de décroissance le plus élevé, tandis que les femmes témoins ont le pourcentage le plus faible. Les plages de valeurs des pics de pression des femmes en condition OFF, sont comprises entre 5.27 hPa et 6.75 hPa, avec une moyenne de 5.72 hPa. En condition ON, elles se situent entre 6.07 hPa et 7.75 hPa, avec une moyenne de 6.63 hPa. Pour les femmes témoins, elles sont comprises entre 6.78 hPa et 7.21 hPa, avec une moyenne de 6.19 hPa (voir Tableau 7). Les femmes parkinsoniennes en condition OFF obtiennent la plage de valeurs la plus faible. En condition ON, elle est semblable à celle des témoins mais avec une moyenne totale supérieure pour les femmes ON par rapport aux femmes témoins. Les tests post hoc appliqués pour identifier les positions significativement différentes rapportent des différences significatives entre les positions P2-P3, P2-P4, P2-P5, P2-P6 pour les trois groupes. Ces résultats similaires indiquent que l'évolution des pics de PIO dans les différentes positions de /p/ dans la phrase est similaire dans les trois conditions. La courbe des sujets ON se distingue visuellement de

celle des autres à la position p5 par une augmentation de la pression dans cette position mais cette différence n'est pas significative (voir Figure 31).

Pour le groupe de plus de 70 ans, l'analyse de variance à un facteur (Condition) indique un effet fortement significatif de la condition sur les mesures de PSG ($F(2.520) = 64.48, p < .001$). Les tests post hoc de Bonferroni montrent des différences significatives entre les groupes suivants : On - Témoin ($p = < .001$) et Off - Témoin ($p = < .001$). Il n'y a pas de différence significative entre les conditions ON et OFF ($p = 1$). Le pourcentage de décroissance de la pression des femmes en condition OFF est de 27.98%, contre 23.33 % en condition ON et 15.32% pour les femmes témoins. Les femmes en condition OFF obtiennent le pourcentage de décroissance le plus élevé et les femmes témoins le pourcentage le plus faible, qui diffère considérablement de celui des femmes parkinsoniennes. La plage de valeurs des pics de pression des femmes en condition OFF est de 4.53 hPa et 6.29 hPa, avec une moyenne de 5.11 hPa. En condition ON, elle se situe entre 4.55 hPa et 6.17 hPa, avec une moyenne de 5.12 hPa. Pour les témoins, elle est comprise entre 6.41 hPa et 7.57 hPa, avec une moyenne de 6.79 hPa (voir Tableau 7). La plage de valeurs des femmes témoins se distingue de celle des femmes parkinsoniennes en étant nettement supérieure. En effet, la moyenne la plus faible obtenue par les sujets témoins est supérieure aux moyennes les plus élevées obtenues par les sujets parkinsoniens. Les plages de valeurs entre les femmes parkinsoniennes en condition OFF et ON sont semblables. Les tests post hoc appliqués pour identifier les positions significativement différentes rapportent des différences significatives entre les positions P2-P3, P2-P4, P2-P5, P2-P6 et P4-P5 pour les femmes OFF. En condition ON, les positions significativement différentes sont : P2-P3, P2-P4, P2-P5, P2-P6, P3-P4 et P3-P6. Pour les témoins, elles sont : P2-P3, P2-P4 et P2-P6. L'évolution des pics de PIO dans les différentes positions de /p/ dans la phrase diffère entre les sujets témoins et les sujets parkinsoniens, avec des différences observées en condition OFF entre P3-P4 et P3-P6, et en condition ON entre P4-P5. Les courbes des femmes parkinsoniennes se distinguent de celle des témoins par une pression significativement plus basse au cours de la phrase, en particulier entre les positions p2 et p4, où une chute importante de la pression est observée (voir Figure 31). Cette chute est particulièrement importante chez les femmes OFF et se

caractérise par les différences observées entre P3-P4 et P3-P6 avec des pressions significativement plus basses en position p4 et p6 par rapport à p3. Afin d'avoir une estimation de cette chute nous avons calculé le pourcentage de décroissance de la PIO de p2 à p4. En condition OFF, les femmes de plus de 70 ans obtiennent un pourcentage de chute de 26% entre ces deux positions, $((6.29-4.65/6.29)*100 = 26\%)$, contre 19% pour la classe 60-70 ans $((6.75-5.45/6.75)*100 = 19\%)$ et 16% pour la classe des moins de 60 ans $((5.99-4.98/5.99)*100 = 16\%)$. En condition ON, le pourcentage de décroissance de la PIO de p2 à p4 est de 14% pour le groupe de moins de 60 ans $((6.84-5.87/6.84)*100= 14\%)$, 18% pour le groupe 60-70 ans $((7.75-6.28/7.75)*100= 18\%)$ et 26 % pour le groupe de plus de 70 ans $((6.17-4.55/6.17)*100= 26\%)$. Les pourcentages de décroissance en début de phrase sont semblables dans les deux conditions.

4.1.2.3 Discussion

Les résultats obtenus indiquent que les productions aérodynamiques des femmes parkinsoniennes se distinguent de celles des témoins par une altération de la pression sous-glottique dans tous les groupes d'âge analysés. La parole parkinsonienne se caractérise par : (1) une énergie réduite pour produire la parole avec des niveaux de pression sous-glottique significativement plus faibles ; (2) une altération du maintien de la pression sous-glottique avec une chute significativement plus importante au cours de la phrase et (3) une absence d'accentuation observée à un stade précoce. L'inclusion de la variable de l'âge, nous a permis d'observer que les impacts de la maladie sur la PSG étaient aggravés par les impacts du vieillissement, notamment après 70 ans. En effet, les écarts entre les mesures de pression des femmes saines et parkinsoniennes s'accroissent fortement avec l'âge (- 60 ans, $p = 0.014$; 60-70 ans, $p = 0.005$; + 70 ans, $p < .001$). Avant 60 ans, l'écart de pression est moins prononcé, car les femmes parkinsoniennes obtiennent des mesures de pression similaires à celles des témoins en début de phrase de p2 à p4 avant que la pression ne chute considérablement. Après 60 ans, des différences significatives sont observées dans toutes les positions de /p/ indiquant une énergie globale réduite pour produire la parole. L'écart de pression est moins important entre les

groupes âgés de 60 à 70 ans par rapport à ceux de plus de 70 ans, car avant 70 ans, les femmes parkinsoniennes parviennent à augmenter leur niveau de pression pour compenser les changements liés à l'âge. Néanmoins, malgré cet effort vocal, les niveaux de pression restent significativement plus faibles avec une chute plus importante de la PSG que les sujets témoins. Après 70 ans, les femmes parkinsoniennes ne semblent plus être en mesure de compenser les changements liés à l'âge avec une pression significativement inférieure aux femmes de 60 à 70 ans. Ce groupe se distingue des autres par une chute abrupte de la pression dès le début de la phrase. En effet, de la position p2 à la position p4, nous avons observé une diminution de pression de 26 % pour ce groupe, contre 19 % pour le groupe de 60 à 70 ans et 16 % pour le groupe de moins de 60 ans. Ces résultats confirment la pertinence des classes d'âge employées qui permettent de rendre compte d'altérations distinctes dans le continuum du vieillissement et semblent une nouvelle fois confirmer que le seuil critique se situe après 70 ans. Comme nous l'avons vu dans la partie précédente, la diminution de la compliance de la paroi thoracique avec l'âge occasionne un volume pulmonaire réduit et par conséquent des forces passives diminuées. Les femmes parkinsoniennes de moins de 60 ans, qui ont un volume pulmonaire initial plus élevé, parviennent à maintenir des niveaux de pression similaires à ceux des femmes témoins en début de phrase grâce à une force passive plus importante. Néanmoins, ces forces passives semblent insuffisantes puisque la pression chute considérablement ensuite. En effet, les femmes saines de moins de 60 ans ont montré un pourcentage de décroissance de pression de 17.19 %, tandis que les femmes parkinsoniennes présentent un pourcentage de 25.37 %. Après 60 ans, la diminution du volume pulmonaire et, par conséquent des forces passives, implique que les muscles expiratoires deviennent la principale source de pression pour la parole, ce qui nécessite une activation musculaire accrue afin de maintenir une pression d'air sous-glottique suffisante. Cette activation est présente chez les femmes de 60 à 70 ans qui obtiennent un niveau de pression supérieur et une chute moins importante au cours de la phrase que les femmes de moins de 60 ans. L'augmentation significative de la pression indique une activation plus précoce et plus importante des forces actives comme nous l'avons observé chez les femmes saines. En revanche, après 70 ans, cette activation semble

compromise chez les femmes parkinsoniennes qui obtiennent une plage de valeurs anormalement faible et une diminution très importante de la PSG au début, mais également au cours de la phrase (27.98 % contre 15.32 % chez les femmes témoins). La pression sous-glottique est une variable de contrôle de la respiration en représentant la somme de toutes les forces motrices (passives et actives) fournies par l'appareil respiratoire pour générer la parole. Les résultats obtenus indiquent par conséquent une atteinte importante des forces motrices dans les trois groupes d'âge analysés reflétant une altération importante de la fonction respiratoire. Les résultats de (Ladefoged & Loeb, 2001) ont suggéré que le système nerveux central était capable de contrôler la pression sous-glottique en utilisant diverses combinaisons de forces musculaires passives, élastiques et actives, réalisant ainsi l'équivalence motrice sur une large gamme de volumes pulmonaires. Selon (Ladefoged, 1968), le contrôle de la pression sous-glottique peut différer en fonction de trois commandes : (1) la production de la pression moyenne nécessaire à la phrase ; (2) la production de la pression lors de la réalisation de la syllabe accentuée et (3) la production des variations de pression nécessaires à la régulation de la hauteur. Chez les sujets sains, nous avons observé une absence d'accentuation avec l'âge suggérant une altération de la deuxième commande après 60 ans. En revanche, le contrôle de la pression au cours de la phrase était conservé, et même amélioré chez les sujets de plus de 70 ans qui ont réussi à maintenir la pression stable et à augmenter significativement les niveaux de pression. Ces résultats semblent confirmer que la gestion de la pression au cours de la phrase et l'accentuation dépendent de commandes motrices distinctes et qu'il faudrait, comme le suggère (Ladefoged, 1968), établir des modèles distincts de variations de la PSG en fonction de ces paramètres. Chez les femmes parkinsoniennes, les résultats indiquent une altération des deux premières commandes motrices chez tous les groupes d'âge. En effet, chez les femmes parkinsoniennes, l'absence d'accentuation est observée dans tous les groupes et notamment à un stade précoce avant 60 ans. Il a été attesté que la réalisation des syllabes accentuées s'accompagne toujours d'une augmentation de la pression sous-glottique produite par l'action des muscles respiratoires (Ladefoged, 1968), impliquant une plus grande quantité d'énergie respiratoire et par conséquent un contrôle plus important de la pression

(Ladefoged, 1975; Ladefoged & Loeb, 2001). Ces résultats montrent une nouvelle fois que le contrôle des forces motrices est fortement altéré chez les femmes parkinsoniennes même chez les sujets plus jeunes. Nos résultats concordent avec les études antérieures qui ont montré des altérations de la fonction respiratoire chez les patients atteints de la maladie de Parkinson, telles qu'un dysfonctionnement ventilatoire (Gardner et al., 1987), une diminution des volumes pulmonaires (Sabaté et al., 1996) et un schéma respiratoire restrictif dû à une diminution de la compliance de la paroi thoracique (Sabaté et al., 1996; Bunton, 2005; O'Callaghan & Walker, 2018) occasionnant des dysfonctionnements des muscles inspiratoires et expiratoires notamment une réduction de leurs forces (Baille et al., 2018; De Bruin et al., 1993; Hovestadt et al., 1989; Tzelepis et al., 1988). De plus, nos résultats complètent ceux de (Sarr et al., 2011; Sarr et al., 2009), qui avaient également observé chez les hommes parkinsoniens une chute de la PSG significativement plus importante et une pression sous-glottique significativement plus faible que les sujets témoins masculins. Ces résultats similaires chez les hommes et les femmes semblent confirmer définitivement l'altération de la pression sous-glottique dans la dysarthrie parkinsonienne. Or, maintenir une pression sous-glottique relativement constante est essentiel pour la puissance vocale de la parole, car des niveaux inappropriés de pression ou une régulation inadéquate peuvent entraîner des niveaux anormaux d'intensité de la parole (Baken & Orlikoff, 2000). En effet, il a été démontré une corrélation directe entre la pression sous-glottique et l'intensité de la voix, ce qui implique que des augmentations ou des diminutions de la pression sous-glottique entraînent respectivement des augmentations ou des diminutions du niveau de pression acoustique (Hixon et al., 2020). Par conséquent, les altérations de la pression sous-glottique observées chez les femmes parkinsoniennes peuvent expliquer les altérations les plus courantes associées à la dysarthrie hypokinétique telle que la faible intensité vocale, la voix soufflée, la monotonie de l'intensité et la réduction de l'accentuation (Darley et al., 1969a).

Nos résultats ont également mis en évidence une différence dans l'efficacité du traitement L-DOPA sur les altérations de la pression sous-glottique en fonction de l'âge des sujets. Chez les femmes parkinsoniennes de moins de 70 ans, l'administration de la L-DOPA a entraîné une augmentation

significative de la pression sous-glottique pour toutes les positions de /p/ à des niveaux significativement supérieurs à ceux des femmes témoins. Chez les femmes de moins de 60 ans, le maintien de la pression a également été amélioré, avec une réduction de la chute de la PSG passant de 25.37 % à 20.61 %. Pour le groupe d'âge de 60 à 70 ans, les pourcentages de décroissance étaient similaires entre les conditions ON et OFF, mais ce groupe présentait le pourcentage de décroissance le plus faible (21.92 %) avec un modèle d'évolution similaire des pics de pression sous-glottique dans les différentes positions de /p/ par rapport aux femmes témoins, indiquant une régulation de la pression au cours de la phrase similaire, mais à des niveaux significativement inférieurs. L'évolution de la pression étant relativement stable pour ce groupe, le traitement n'a pas eu d'incidence sur ce contrôle mais a permis aux sujets d'obtenir une pression sous-glottique significativement plus élevée. Ces résultats indiquent que le traitement L-DOPA a un impact positif sur les altérations de la pression sous-glottique, en permettant aux femmes parkinsoniennes de fournir plus d'énergie pour produire la parole, ce qui suggère une amélioration de la fonction respiratoire avec des forces motrices accrues. Ces constatations sont cohérentes avec une étude antérieure menée par (Sathyaprabha et al., 2005), qui ont utilisé des tests de spirométrie pour évaluer la fonction pulmonaire de patients parkinsoniens âgés de moins de 60 ans. Cette étude a révélé que 94 % des patients présentaient un schéma restrictif de dysfonctionnement pulmonaire, attribuable à une faible compliance de la paroi thoracique. Cependant, après l'administration de la L-DOPA, une amélioration significative a été observée dans les volumes, les capacités et les débits pulmonaires, ainsi que dans la force des muscles respiratoires. Les chercheurs ont suggéré que le traitement L-DOPA pouvait partiellement inverser l'incapacité motrice chez les patients parkinsoniens, favorisant une meilleure coordination musculaire. En outre, nos résultats complètent ceux de (Jankowski et al., 2004), qui ont rapporté des augmentations significatives de la pression sous-glottique en condition ON chez des sujets parkinsoniens masculins de moins de 60 ans. Cependant, notre étude se distingue des études précédentes en incluant plusieurs classes d'âge, ce qui permet de prendre en compte le continuum du vieillissement. Or, nos résultats indiquent que l'effet bénéfique de l'administration de la L-DOPA sur les altérations de la pression sous-

glottique n'est plus observé après l'âge de 70 ans. En effet, aucune différence significative n'a été observée entre les productions des femmes parkinsoniennes de plus de 70 ans en condition ON et OFF, avec des niveaux de pression sous-glottique similaires dans les deux conditions. Cela suggère une absence d'efficacité du traitement sur les troubles de la parole après 70 ans. Il convient de noter que seule une amélioration modérée de la pression sous-glottique a été constatée en position p5 en condition ON, ce qui a permis de réduire la chute de la pression en fin de phrase de 27.98 % à 23.33 %. Toutefois, en dehors de cette légère amélioration, les niveaux de pression demeurent anormalement faibles tout au long de la phrase, et la chute abrupte en début de phrase toute aussi importante. Nos résultats sont novateurs en étant les premiers à montrer un effet différencié de l'administration de la L-DOPA en fonction de l'âge des sujets. Cela souligne une fois de plus l'importance de contrôler cette variable lors des évaluations et permet de nuancer les conclusions des études antérieures, en mettant en évidence que l'efficacité du traitement L-DOPA sur les altérations de la pression sous-glottique n'est observée que chez les femmes de moins de 70 ans. Cette constatation peut également apporter des éclaircissements sur les résultats contradictoires que nous avons mentionnés dans l'état de l'art concernant l'impact du traitement L-DOPA sur la parole, en particulier sur l'intensité vocale qui est corrélée à la PSG. Certaines études ont rapporté une amélioration de la qualité vocale avec une augmentation significative de l'intensité lors de l'administration de la L-DOPA (Rusz et al., 2013 ; Mawdsley et Gamsu, 1971 ; Grigoli et al., 2013), tandis que d'autres n'ont observé aucune amélioration de l'intensité vocale chez les patients, avec des résultats similaires en conditions ON et OFF (Poluha et al., 1998; Goberman, 2005; Skodda et al., 2011). En analysant de plus près les groupes étudiés dans ces différentes recherches, nous constatons que toutes ces études n'ont pas tenu compte de l'âge en analysant une population incluant des sujets jeunes et âgés. Or, les études qui ont observé un effet positif du traitement ont évalué des populations plus jeunes que celles qui ont conclu à une absence d'amélioration. Cela souligne une fois de plus, l'importance d'une évaluation individualisée en fonction de l'âge des patients.

Pour résumer

L'objectif de cette deuxième étude était d'analyser si les productions aérodynamiques des femmes parkinsoniennes en condition ON et OFF se distinguaient de celles des femmes saines et si ces différences étaient influencées par les deux facteurs de variations identifiés dans le modèle de production normale : l'âge et la position des /p/ dans la phrase. Les résultats de cette étude ont révélé que la parole parkinsonienne se distinguait significativement de celle des femmes saines par des niveaux de pression sous-glottique significativement plus faibles témoignant d'une atteinte importante des forces motrices fournies par l'appareil respiratoire pour générer la parole. L'analyse de la PSG dans les différentes positions des consonnes /p/ dans la phrase a également permis de mettre en évidence une altération du contrôle de la pression sous-glottique se caractérisant par une chute importante de la PSG au cours de la phrase et par une incapacité à réaliser l'accentuation. Ces résultats mettent en évidence l'importance de ce facteur, qui a permis d'identifier deux marqueurs robustes de la parole parkinsonienne. Ces marqueurs n'auraient pas pu être identifiés dans une tâche de répétitions de syllabes isolées ou en analysant simplement la moyenne globale des pics de pression sous-glottique de tous les /p/ de la phrase sans tenir compte de leur position. L'inclusion de la variable de l'âge s'est également avérée cruciale, révélant que les effets de la maladie diffèrent dans le continuum du vieillissement, en particulier après 70 ans. Le modèle établi lors de la première étude a permis de distinguer les changements liés au vieillissement normal de ceux liés à la maladie de Parkinson, en prévoyant notamment une augmentation significative de la pression avec l'âge indiquant une activation plus précoce et plus importante des forces actives. Cette augmentation a été observée uniquement chez les femmes parkinsoniennes âgées de 60 à 70 ans à des niveaux significativement inférieurs. En revanche, après 70 ans l'effet inverse a été observé avec une plage de valeurs anormalement faible et une diminution très importante de la PSG au début, mais également au cours de la phrase. Nos résultats ont également révélé une variation dans l'efficacité du traitement L-DOPA sur les altérations de la pression sous-glottique en fonction de l'âge des sujets. Chez les femmes

parkinsoniennes âgées de moins de 70 ans, l'administration de la L-DOPA a entraîné une augmentation significative de la pression sous-glottique, surpassant même les niveaux des femmes témoins. Ces résultats ont permis de montrer que le traitement L-DOPA avait un impact positif sur la dysarthrie hypokinétique suggérant une amélioration de la fonction respiratoire avec des forces motrices accrues. Cependant, notre étude s'est distinguée des recherches antérieures en révélant une absence d'efficacité du traitement sur les troubles de la parole après 70 ans. En effet, nos résultats ont révélé que l'effet bénéfique de l'administration de la L-DOPA sur les altérations de la pression sous-glottique n'était plus observé après l'âge de 70 ans. Nos résultats sont novateurs en étant les premiers à montrer un effet différencié de l'administration de la L-DOPA en fonction de l'âge des sujets. Cela souligne une fois de plus l'importance de contrôler cette variable lors des évaluations et permet de nuancer les conclusions des études antérieures, en mettant en évidence que l'efficacité du traitement L-DOPA sur les altérations de la pression sous-glottique n'est observée que chez les femmes de moins de 70 ans.

4.2 Études expérimentales sur la phase acoustique

4.2.1 Étude n°3 : modèle de production acoustique chez les femmes saines

Cette étude complète la première en intégrant les mesures de fréquence fondamentale à notre modèle de production normale afin d'obtenir un modèle multiparamétrique de référence pour l'évaluation de la parole parkinsonienne. Les résultats obtenus lors de l'analyse de la pression sous-glottique ont clairement démontré l'influence significative de deux facteurs : l'âge et la position du /p/ dans la phrase. Dans cette nouvelle étude, notre objectif sera d'approfondir notre compréhension en examinant comment ces facteurs influencent la fréquence fondamentale (F0). Pour cela, nous maintiendrons les mêmes classes d'âge ce qui nous permettra d'établir une comparaison directe entre les effets du vieillissement sur la F0 et ceux constatés sur la pression sous-glottique. Pour évaluer l'impact de la consonne /p/ et de sa position sur les mesures de F0 de la voyelle /a/ nous avons appliqué la méthode proposée par (Hombert et al., 1979) qui consiste à mesurer la F0 des voyelles lors de la transition avec la consonne qui précède pendant un intervalle temporel de 80 ms. Nous nous sommes concentrés sur les syllabes fortes contenant les voyelles les plus longues avec une durée supérieure à 80 ms en mesurant la F0 des voyelles /a/ qui suivent le deuxième et le quatrième /p/ de la phrase. Les études instrumentales sur la F0 dans la parole parkinsonienne se limitent généralement à l'analyse de la F0 moyenne ou des pics de F0, sans tenir compte de l'influence des consonnes précédentes. Or, le signal de parole ne forme pas une séquence linéaire de segments indépendants les uns des autres. Dans une syllabe de type CV (consonne suivie d'une voyelle), les gestes articulatoires associés à la consonne initiale et à la voyelle qui la suit sont partiellement superposés. Cette méthode permet d'examiner la perturbation consonantique de la F0, c'est-à-dire les variations de F0 au cours de la voyelle en fonction des propriétés intrinsèques de la consonne précédente. La principale dichotomie concerne les consonnes occlusives sourdes et sonores qui se distinguent par des valeurs qui diffèrent significativement à l'initiation de la voyelle. Lorsque qu'une voyelle est précédée d'une

occlusive sourde, la F0 sera initialement élevée, puis diminuera progressivement, avec généralement une différence significative entre les mesures au début et à la fin de la transition. En revanche, lorsqu'elle est précédée d'une occlusive sonore, la F0 sera significativement plus basse au début et augmentera significativement ensuite. Tout d'abord, nous examinerons la F0 moyenne au cours du décours temporel de la voyelle afin de déterminer si l'âge et la position du /a/ dans la phrase (p2, p4) ont un impact significatif sur les mesures de F0. Ensuite, nous effectuerons une analyse plus détaillée en étudiant comment la F0 varie à chaque point de mesure dans l'intervalle du décours temporel de 80 ms en position p2 et p4 pour les trois groupes d'âge. Cette approche nous permettra de capturer les variations subtiles de la F0 pendant la voyelle /a/ et d'obtenir des informations précises sur l'effet de la transition avec la consonne. En combinant une analyse de la F0 moyenne avec une analyse détaillée du décours temporel, nous obtiendrons une vision complète des variations de la F0.

4.2.1.1 Statistiques descriptives et visualisation

Age	Position /a/	Moyennes F0	Écart-type	N
Moins de 60 ans	2	210.02	45.92	264
	4	193.17	38	264
	Total	201.6	42.94	528
60-70 ans	2	211.02	44.14	408
	4	191.37	39.66	408
	Total	201.19	43.07	816
Plus de 70 ans	2	199.65	41.45	216
	4	182.19	41.78	216
	Total	190.92	42.48	432

Tableau 10. Le tableau présente les moyennes, les écarts-types et les tailles des échantillons (N) des mesures de fréquence fondamentale au cours de la voyelle /a/ dans deux positions différentes : en position p2 et en

position p4. La position p2 correspond au /a/ se situant après le deuxième /p/ de la phrase « papa ne m'a pas parlé de beau papa » et la position p4 correspond au /a/ après le quatrième /p/. La phrase a été répétée 6 fois par les 37 femmes témoins réparties en groupes d'âge : moins de 60 ans, entre 60 et 70 ans, et plus de 70 ans.

	Somme des carrés de Type III	Degrés de liberté	Carré moyen	F	Valeur p
Age	36371	2	18185	10.34	<.001
Position /a/	148468	1	148468	84.44	<.001
Age x Position /a/	202.14	2	101.07	0.06	0.944
Erreur	3112135	1770	1758.27		
Total	73497661	1776			

Tableau 11. Le tableau présente les résultats de l'analyse de variance (ANOVA) à deux facteurs : âge (moins de 60 ans, 60-70 ans, plus de 70 ans) X position de /a/ dans la phrase (p2,p4) sur les mesures de fréquence fondamentale (F0). La première ligne du tableau présente les résultats de l'effet du facteur âge sur la F0, la deuxième ligne présente les résultats de l'effet de la position de /a/ sur la F0, et la troisième ligne présente les résultats de l'interaction entre les deux facteurs.

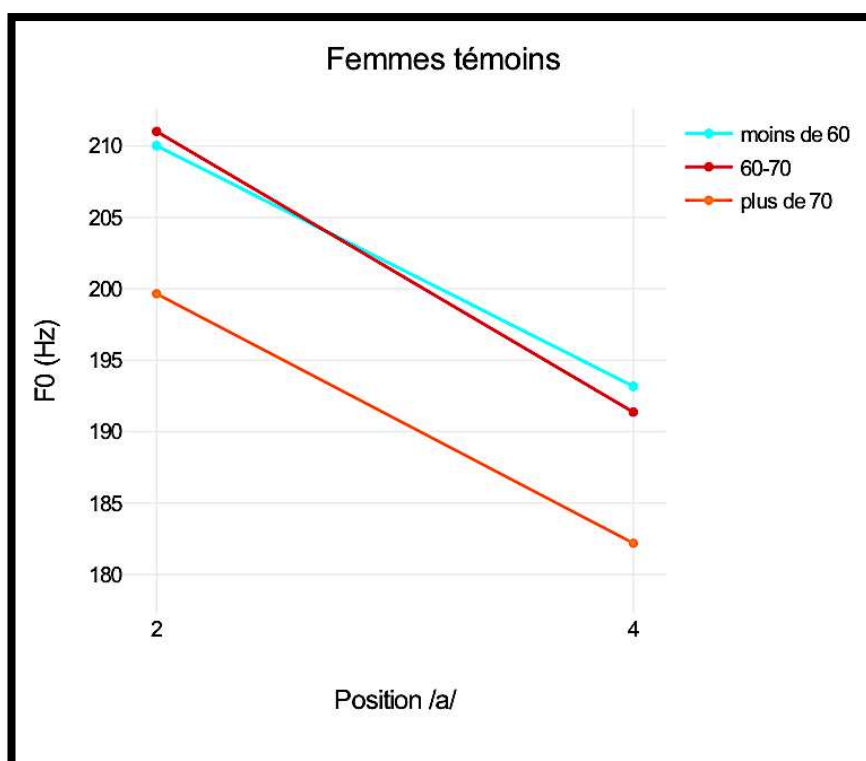


Figure 33. Visualisation de l'évolution de la F0 moyenne de la position p2 à p4 pour les trois groupes d'âge analysés au sein du corpus de femmes témoins. La courbe des sujets de moins de 60 ans est représentée en bleu, celle du groupe 60-70 ans en rouge et celle du groupe de plus de 70 ans en orange.

Age	Décours temporel	Moyennes F0		Écart-type		N
		P2	P4	P2	P4	
- 60 ans	0ms	215.4	203.01	34.16	46.39	66
	20ms	200.84	202.86	52.4	40.45	66
	50ms	208.78	185.79	29.56	44.54	66
	80ms	215.07	181.04	25.66	51.16	66
	Total		210.02	193.17	38	45.92
60-70 ans	0ms	213.87	209.33	43.4	41	102
	20ms	205.84	194.06	39.45	46.39	102
	50ms	209.38	182.78	35.67	39.56	102
	80ms	215	179.31	32.76	48.98	102

	Total	211.02	191.37	39.66	44.14	408
+ 70 ans	0ms	207.85	204.34	49.69	50.34	54
	20ms	185.33	177.18	30.86	29.2	54
	50ms	207.82	174.98	30.23	48.85	54
	80ms	197.62	172.25	45.44	29.11	54
	Total	199.65	182.19	41.78	41.45	216

Tableau 12. Le tableau présente les moyennes, les écarts-types et les tailles des échantillons (N) de la fréquence fondamentale mesurée à différents moments temporels : au début de la voyelle à 0 ms ; 20 ms après son initiation ; 50 ms après son initiation et 80 ms après son initiation dans deux positions différentes de la phrase. La position p2 correspond au /a/ après le deuxième /p/ dans la première syllabe accentuée de la phrase : "papa ne m'a pas parlé de beau papa". La deuxième p4 correspond au /a/ après le quatrième /p/ dans la deuxième syllabe accentuée de la même phrase répétées 6 fois par les 37 femmes témoins réparties en groupes d'âge : moins de 60 ans, entre 60 et 70 ans, et plus de 70 ans.

	Somme des carrés de Type III	Degrés de liberté	Carré moyen	F	Valeur p
Age	19846.23	2	9923.12	5.16	0.006
Décours temporel	23677.62	3	7892.54	4.11	0.007
Age x Décours	9565.86	6	1594.31	0.83	0.547
Erreur	1683768.28	876	1922.11		
Total	40139737.33	888			

Tableau 13. Le tableau présente les résultats de l'analyse de variance (ANOVA) à deux facteurs : âge (moins de 60 ans, 60-70 ans, plus de 70 ans) X décours temporel (0, 20, 50 et 80 ms) sur les mesures de fréquence fondamentale (F0) extraites en position p2. La première ligne du tableau présente les résultats de l'effet du facteur âge sur la F0, la deuxième ligne présente les résultats de l'effet du décours temporel sur la F0, et la troisième ligne présente les résultats de l'interaction entre les deux facteurs. Le décours temporel fait référence aux mesures de la F0 extraites à quatre points différents, depuis l'initiation de la voyelle jusqu'à 80 ms après son initiation.

	Somme des carrés de Type III	Degrés de liberté	Carré moyen	F	Valeur p
Age	16503.7	2	8251.85	5.66	0.004
Décours temporel	106309.3	3	35436.43	24.3	<.001
Age x Décours	11571.67	6	1928.61	1.32	0.244
Erreur	1277466.95	876	1458.3		
Total	33357924.2	888			

Tableau 14. Le tableau présente les résultats de l'analyse de variance (ANOVA) à deux facteurs : âge (moins de 60 ans, 60-70 ans, plus de 70 ans) X décours temporel (0, 20, 50 et 80 ms) sur les mesures de fréquence fondamentale (F0) extraites en position p4. La première ligne du tableau présente les résultats de l'effet du facteur âge sur la F0, la deuxième ligne présente les résultats de l'effet du décours temporel sur la F0, et la troisième ligne présente les résultats de l'interaction entre les deux facteurs. Le décours temporel fait référence aux mesures de la F0 extraites à quatre points différents, depuis l'initiation de la voyelle jusqu'à 80 ms après son initiation.

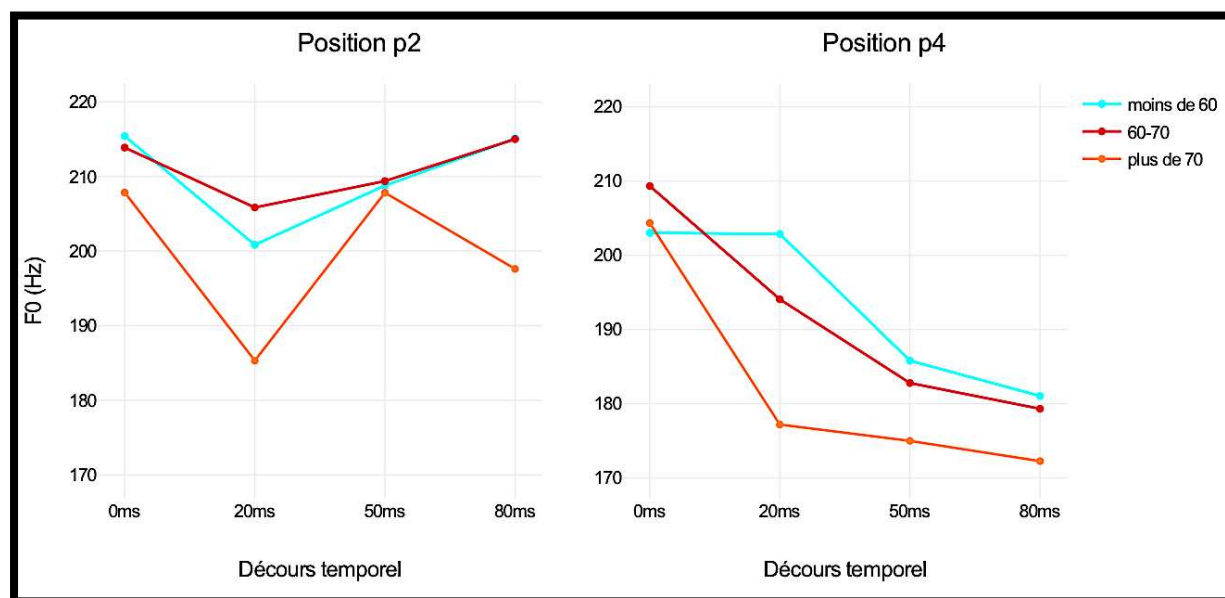


Figure 34. Visualisation de l'évolution de la F0 pendant le décours temporel de la voyelle /a/ depuis son initiation jusqu'à 80 ms après son initiation en position p2 et p4. À gauche, les mesures en position p2, à droite, les mesures en position p4 pour les trois groupes d'âge analysés. La courbe des sujets de moins de 60 ans est représentée en bleu, celle du groupe 60-70 ans en rouge et celle du groupe de plus de 70 ans en orange.

4.2.1.2 Résultats

Les résultats de l'ANOVA à deux facteurs (âge, position) indiquent un effet significatif de l'âge et de la position de la voyelle /a/ dans la phrase sur les mesures de fréquence fondamentale, sans interaction entre les facteurs (voir Tableau 11). Les tests-t effectués en post hoc pour l'effet de l'âge ont révélé des différences significatives entre les femmes de moins de 60 ans et celles de plus de 70 ans, avec une différence moyenne de 10.68 Hz ($p < 0.001$), ainsi qu'entre les femmes de 60 à 70 ans et celles de plus de 70 ans, avec une différence moyenne de 10.27 Hz ($p < 0.001$). En revanche, aucune différence significative n'a été observée entre les moyennes de F0 des femmes de moins de 60 ans avec celles de 60 à 70 ans ($p = 1$) qui présentent des moyennes similaires (moins de 60 ans : 201.6 Hz ; 60-70 ans : 201.19 Hz). Les femmes de plus de 70 ans présentent des valeurs de F0 significativement plus faibles que les femmes de moins de 70 ans, avec une moyenne de F0 de 190.92 Hz (voir Tableau 10).

En ce qui concerne l'effet de la position du /a/ dans la phrase, nous observons une diminution de la F0 de la position p2 à la position p4 (voir Figure 33). Le test post hoc de Dunn-Bonferroni a indiqué que cette différence était significative pour les trois groupes d'étude. Pour les femmes de moins de 60 ans, la différence moyenne entre les deux positions est de 16.85 Hz ($p < 0.001$). Pour les femmes de 60 à 70 ans, la différence moyenne est de 19.65 Hz ($p < 0.001$), et pour les femmes de plus de 70 ans, la différence moyenne est de 17.46 Hz ($p < 0.001$). Ces premiers résultats rapportent les variations de la F0 moyenne pendant le déroulement de la voyelle. Nous allons maintenant comparer les résultats au niveau local pendant les différents intervalles du déroulement temporel des voyelles en position p2 et p4. Les résultats de l'ANOVA pour la position p2 indiquent des effets significatifs de l'âge et du déroulement temporel sur les mesures de F0 (voir Tableau 13). Les mêmes résultats sont observés pour la position p4, mais avec un effet significativement plus important du déroulement temporel sur la F0 par rapport à la position p2 (voir Tableau 14).

Dans la position p2, les différences entre les moyennes de F0 des femmes de moins de 70 ans et celles de plus de 70 ans sont observées à 20 ms (60-70 vs plus de 70 ans $p = 0.003$; moins de 60 ans vs plus de 70 ans $p = 0.05$) et à 80 ms (60-70 vs plus de 70 ans $p = 0.02$; moins de 60 ans vs plus de 70 ans $p = 0.04$). Aucune différence significative n'a été observée entre les groupes pour les autres points de mesure. En ce qui concerne l'évolution de la F0 pendant le décours temporel, les trois groupes présentent des schémas similaires au début de la transition avec une diminution de la F0 de 0 à 20 ms. Pour les femmes de moins de 70 ans, la F0 augmente ensuite progressivement de 20 ms à 80 ms. La courbe de F0 des femmes de plus de 70 ans se distingue des autres par une diminution importante de 50 à 80 ms (voir Figure 34). Pour tous les groupes, la variation la plus importante pendant le décours temporel semble être observée à 20 ms avec une diminution de la F0 par rapport à l'initiation (voir Figure 34). Pour évaluer précisément l'effet du décours temporel, nous avons utilisé le test post hoc de Dunn-Bonferroni pour comparer les valeurs de F0 dans les différents points temporels afin d'identifier les différences significatives. Pour les deux groupes de moins de 70 ans, aucune différence significative n'a été observée entre les différents points de mesure. En revanche, pour le groupe de plus de 70 ans, des différences significatives ont été observées entre les points 0-20 ms avec une différence moyenne de 22.52 Hz ($p = 0.004$) et 20-50 ms avec une différence de 22.49 ($p = 0.004$). Pour ce groupe, les mesures de F0 à la fin de la transition se distinguent de celles à l'initiation par une diminution de la F0 (voir Figure 34).

Dans la position p4, les différences entre les moyennes de F0 des femmes de moins de 70 ans et celles de plus de 70 ans sont observées à 20 ms (60-70 vs plus de 70 ans $p = 0.018$; moins de 60 ans vs plus de 70 ans $p = 0.18$). Aucune différence significative n'a été observée entre les groupes pour les autres points de mesure. La F0 des femmes de plus de 70 ans est globalement plus basse que celle des femmes de moins 70 ans mais cette différence n'est significative que au point de mesure se situant 20 ms après l'initiation. En ce qui concerne l'évolution de la F0 pendant le décours temporel, les trois groupes d'âge présentent un schéma général de décroissance (voir Figure 34). Pour les femmes de moins de 60 ans, la F0 est stable de 0 à 20 ms, puis diminue considérablement de 20 à 80 ms. Pour les

femmes de 60 à 70 ans, la F0 diminue de manière progressive de 0 ms à 80 ms. Pour les femmes de plus de 70 ans, on observe une chute abrupte de 0 à 20 ms, suivie d'une diminution progressive (voir Figure 34). Pour les femmes de moins de 60 ans, des différences significatives ont été observées entre les points 0-80 ms ($p = 0.03$) et 20-80 ms ($p = 0.01$). Pour les femmes de 60 à 70 ans entre 0-20ms ($p = 0.02$), 0-50ms ($p < .001$), 0-80ms ($p < .001$) et 20-80 ($p = 0.03$). Pour les femmes de plus de 70 ans entre 0-20 ms ($p = 0.003$), 0-50 ms ($p = 0.001$) et 0-80 ($p < .001$). Dans les trois groupes d'âge, la F0 est significativement plus basse à la fin du décours temporel par rapport à l'initiation.

4.2.1.3 Discussion

Les résultats de notre étude indiquent un effet significatif de l'âge, de la position du /a/ dans la phrase et du décours temporel sur les mesures de fréquence fondamentale chez les femmes saines. Pour le facteur de l'âge, nous avons observé une diminution significative de la fréquence fondamentale à partir de 70 ans. Avant ce seuil, les femmes présentent des moyennes de F0 similaires, suggérant une stabilité de la F0 de 45 à 70 ans. Bien que des résultats contradictoires existent, une tendance à l'augmentation chez les hommes et à la diminution chez les femmes dans le cadre du vieillissement normal a été observée (Mueller, 1997). Cette tendance à la diminution chez les femmes âgées notamment après 70 ans a été démontrée dans plusieurs études (Awan & Mueller, 1996; Higgins & Saxman, 1991; Hollien & Shipp, 1972; Pegoraro Krook, 1988; Russell et al., 1995). Il a également été signalé que la ménopause avait une influence sur la F0, avec des fréquences fondamentales significativement plus basses chez les femmes ménopausées par rapport aux femmes du même âge non ménopausées (Stoicheff, 1981). Cependant, l'âge précis de cette transition reste difficile à établir et les résultats divergent selon les études. Les observations principales rapportées sont une stabilisation de la F0 pendant un certain temps, une diminution avec l'âge, comme nous l'avons également constaté dans notre étude, et une potentielle augmentation après un certain âge. En effet, certaines études ont suggéré une légère augmentation de la F0 après 80 ans (Higgins & Saxman, 1991; Mueller et al., 1984; Pegoraro Krook, 1988). Ces résultats soulignent la nécessité de mener des

recherches supplémentaires afin de mieux comprendre ces variations et de prendre en compte la variable de l'âge lors des analyses compte tenu de son impact significatif sur les mesures de pression sous-glottique et également sur la fréquence fondamentale comme le montre nos résultats et ceux des études précédentes.

Nos résultats apportent une contribution novatrice en démontrant que le vieillissement a des impacts distincts sur la pression sous-glottique et la fréquence fondamentale. Alors que la pression sous-glottique des femmes augmente significativement après l'âge de 60 ans, en particulier après 70 ans, la fréquence fondamentale reste stable de 45 à 70 ans, puis diminue de manière significative après 70 ans. Notre objectif était de comparer les effets du vieillissement sur ces deux facteurs, en lien avec l'hypothèse selon laquelle il serait possible de prédire une baisse de la fréquence fondamentale d'origine pneumophonatoire dans la maladie de Parkinson (Ghio et al., 2014). Cette hypothèse est basée sur le fait que la dysarthrie hypokinétique induirait une diminution significative de la pression sous-glottique (Sarr et al., 2009), ce qui entraînerait une baisse de l'intensité et de la fréquence fondamentale (Atkinson, 1978; Lieberman, 1967). Nous avons effectivement observé une baisse significative de la pression sous-glottique dans la MPI et nous sommes en accord avec l'hypothèse que cela entraînerait une baisse de l'intensité sachant que l'intensité est directement corrélée à la PSG. En revanche, cette hypothèse suggère que la F0 serait également directement corrélée à la PSG et que par conséquent des niveaux plus bas de pression sous-glottique induiraient des niveaux plus bas de fréquence fondamentale. Cependant, nos résultats indiquent le contraire. Les femmes de moins de 60 ans présentaient les niveaux de pression sous-glottique les plus bas, tandis que les femmes de plus de 70 ans présentaient les niveaux les plus élevés. En revanche, dans le cas de la fréquence fondamentale, l'effet inverse est observé avec des mesures de F0 significativement plus faibles pour les femmes de plus de 70 ans par rapport aux femmes de moins de 60 ans. Si l'hypothèse de (Atkinson, 1978; Lieberman, 1967) était valide, les niveaux de pression significativement plus élevés des femmes de plus de 70 ans auraient dû entraîner une F0 plus élevée pour ce groupe. Ces résultats soulignent l'indépendance des variations de la pression sous-glottique et de la fréquence fondamentale, ce qui

est cohérent avec les travaux de (Ohala, 1970) indiquant que la modulation de la fréquence fondamentale est principalement contrôlée par des ajustements musculaires laryngés intrinsèques et extrinsèques. Une pression minimale de 3 hPa, correspondant au seuil de voisement, est nécessaire pour maintenir la production de la parole. Cependant, en dehors de ce seuil, les variations de pression ont peu d'effet sur la fréquence fondamentale, contrairement à leur effet sur l'intensité (Ohala, 1970).

En ce qui concerne la position du /a/ dans la phrase, des différences significatives ont été observées entre les mesures de fréquence fondamentale en position p2 et p4, avec une fréquence fondamentale significativement plus basse en position p4 dans les trois groupes d'étude. Ce résultat est cohérent avec le schéma intonatif habituel des phrases déclaratives en français, où la fréquence fondamentale présente une augmentation initiale suivie d'une diminution progressive aboutissant à une valeur minimale à la fin de la phrase. Ce phénomène d'abaissement progressif est appelé "déclinaison". Les causes de cette déclinaison de la fréquence fondamentale ont été l'objet d'un débat prolongé et restent un problème non résolu. Dans une étude antérieure, (Lieberman, 1975) a suggéré que la baisse de la fréquence fondamentale était due à une diminution de la pression sous-glottique qui accompagne l'expiration pendant la parole. Cette hypothèse faisait partie d'une théorie plus large selon laquelle la pression sous-glottique est le principal facteur déterminant de la fréquence fondamentale de la parole et que la déclinaison est simplement le résultat passif de la diminution de la pression sous-glottique. Cependant, cette hypothèse a rapidement été réfutée par plusieurs auteurs montrant que la déclinaison et d'autres variations de la fréquence fondamentale dans le discours impliquent des mécanismes plus complexes, tout comme le suggère également nos résultats. Il a été constaté que les changements de pression sous-glottique ne suffisent pas à expliquer l'ampleur des changements de fréquence fondamentale observés dans différentes conditions prosodiques (Titze, 1989). Les résultats de notre étude contredisent effectivement les études qui soutiennent que la baisse de la fréquence fondamentale serait due à une diminution de la pression sous-glottique au cours de l'énoncé (Collier, 1975; Gelfer et al., 1983; Lieberman, 1975; Vaysse et al., 2022; Meynadier et al., 1999). Pour les trois groupes d'âge, la position p2 se distinguait des autres positions par une pression

sous-glottique significativement plus élevée. En revanche, si on calcule le pourcentage de décroissance de la PSG de p3 à p6, on observe que la pression est complètement stable entre ces deux positions ce qui ne peut pas avoir causé de baisse de la F0 en position p4. Pour les femmes de moins de 60, le pourcentage de décroissance est négatif, car la pression en position p3 est même légèrement plus élevée que celle en position p6 avec un pourcentage de décroissance de -2.16 %. Pour les femmes de 60-70 ans, le pourcentage de décroissance est de 3.8 % $((6.01-5.78/6.01)*100 = 3.8 \%)$ et pour le groupe de plus de 70 ans, le pourcentage de décroissance est de 1.1 % $((6.48-6.41/6.48)*100 = 1.1 \%)$. La pression sous-glottique diminue après la première syllabe accentuée, mais elle reste ensuite stable pendant le reste de la phrase. Si nous calculons le pourcentage de décroissance de p2 à p6, comme nous l'avons fait dans l'étude précédente, nous observons effectivement une diminution de la pression du début à la fin, mais si nous excluons la première syllabe accentuée, nous constatons qu'il ne s'agit pas d'une diminution progressive. Au contraire, après p2, la pression sous-glottique est maintenue parfaitement stable pendant le reste de l'énoncé. On ne peut donc pas approuver l'hypothèse que la déclinaison de la fréquence fondamentale est causée par la déclinaison de la pression sous glottique car celle-ci diminue uniquement après la syllabe accentuée qui nécessite une augmentation de la pression sous-glottique pour sa réalisation. Ces résultats renforcent l'idée que la fréquence fondamentale et la pression sous-glottique sont régulées de manière distincte. Les résultats de (Yu et al., 2019) qui ont étudié la F0 et la PSG dans des phrases déclaratives et interrogatives, appuient ces observations. Ils ont observé que la F0 dans les phrases déclaratives présentait un contour descendant caractérisé par une chute rapide de la F0, tandis que les phrases interrogatives présentaient un contour ascendant. Cependant, les variations de la PSG étaient similaires pour ces deux types de phrases, confirmant que la F0 est contrôlée indépendamment de la PSG. L'hypothèse selon laquelle les diminutions de la F0 dans la maladie de Parkinson seraient causées par les diminutions de la PSG nous paraît donc être une hypothèse à exclure au vu des résultats obtenus chez les femmes saines qui indiquent des mécanismes indépendants.

Pour le discours temporel, nos résultats révèlent des patterns d'évolution qui diffèrent en position p2 et p4. En position p4, les courbes des femmes présentent un contour descendant avec une F0 significativement plus élevée à l'initiation par rapport à la fin du discours temporel. Ce pattern correspond à celui majoritairement rapporté dans les études lorsqu'une voyelle est précédée d'une occlusive sourde (Hombert et al., 1979; Lea, 1973; Mohr, 1971). En revanche, après une occlusive voisée, on s'attendrait à un contour ascendant, avec une F0 significativement plus basse qui augmenterait progressivement pendant le discours jusqu'à la cible de la voyelle. Cette relation entre le voisement de la consonne précédente et la direction du mouvement de F0 a été appelée la dichotomie montée-descente (Hombert et al., 1979). En position p2, nous observons un schéma différent. Chez les femmes de moins de 70 ans, les courbes restent relativement stables avec une élévation maintenue. Chez les femmes de plus de 70 ans, le pattern observé est différent avec une F0 qui fluctue avec une alternance de montées-descentes entre les différents points de mesures. L'élévation maintenue chez les femmes de moins de 70 ans peut s'expliquer par le fait que l'ampleur de l'effet de la perturbation consonantique dépend de l'intonation visée (Hanson, 2009; Kohler, 1982; Lea, 1973; Silverman, 1986). Dans les syllabes accentuées ou emphatiques particulièrement en début de phrase, comme c'est le cas en position p2, il a été démontré que l'élévation de la F0 causée par la consonne sourde qui précède pouvait perdurer jusqu'à 100 ms avant que la F0 ne chute vers la valeur cible (Hanson, 2009). De plus, la valeur-cible de la voyelle peut être également soumise à la même influence en ayant une fréquence fondamentale plus élevée que dans les syllabes non accentuées. Des résultats similaires à notre étude ont été récemment rapportés avec deux types de perturbations des consonnes occlusives sourdes sur la F0 : (1) un saut initial de hauteur suivi d'une chute brutale, et (2) un saut initial de hauteur suivi d'une élévation soutenue pendant le reste de la voyelle (Xu & Xu, 2021). Pour les sujets de plus de 70 ans, il est plus difficile d'expliquer les fluctuations observées dans la courbe de F0, car les études sur la perturbation consonantique ne prennent généralement pas en compte l'impact de l'âge. Néanmoins, il a été observé que le contour de F0 était plus variable dans les syllabes accentuées nécessitant un contrôle plus important ce qui peut expliquer ces fluctuations (Lea,

1973). Pour tous les sujets, nous avons observé que la F0 était plus élevée au point d'initiation à 0ms reflétant l'effet initial de la perturbation consonantique. En ce point, aucune différence significative n'a été observée entre les différents groupes d'âge, ce qui suggère des configurations similaires des plis vocaux au moment de la transition. Ce n'est qu'à 20 ms, juste après le saut de hauteur, que les différences liées à l'âge ont été observées ainsi qu'en analysant la moyenne du décours temporel. Par conséquent, les études qui se basent uniquement sur les pics de F0 ne pourront donc pas détecter l'effet de l'âge sur les mesures de F0, soulignant ainsi l'importance de mesurer plusieurs intervalles temporels au cours de la voyelle. De plus, notre étude a mis en évidence que la F0 évolue différemment en fonction de la position dans la phrase, avec une F0 plus élevée en début de phrase et lorsque la syllabe est accentuée. L'influence de l'accentuation n'aurait pas pu être observée sans le décours temporel. Cela souligne l'importance de prendre en compte ces facteurs lors de l'analyse de la F0.

Généralement, l'analyse de la perturbation consonantique se concentre sur la distinction entre les consonnes sourdes et sonores en tant qu'indice fiable du voisement. Cependant, dans notre étude, nous avons choisi d'analyser cette transition car les valeurs de la fréquence fondamentale au moment de la transition reflètent l'état des plis vocaux. Il a été démontré que l'ajustement de la tension des plis vocaux pendant la production des consonnes diffère en fonction du voisement : les plis vocaux sont raidis pour inhiber la vibration pendant une consonne sourde, tandis qu'ils sont relâchés pour faciliter la vibration pendant une consonne sonore (Halle & Stevens., 1971). Ce point de vue a été soutenu par (Löfqvist et al. 1989) qui ont découvert que l'activité du muscle cricothyroïdien augmente lors de la production des consonnes sourdes par rapport aux consonnes sonores. Ce muscle a pour principale fonction d'accroître la tension des plis vocaux et d'inhiber le voisement. Des différences significatives ont également été constatées dans la position verticale du larynx, avec une position significativement plus basse pour les consonnes sonores que sourdes (Ewan & Krones, 1974). Cette constatation est appuyée par (Stevens, 2000) qui soutient qu'un ajustement spécifique de la position du larynx est nécessaire afin de faciliter la tension ou le relâchement des plis vocaux : une position haute du larynx permet une diminution de volume des cavités supraglottiques, ce qui permet

d'allonger les plis vocaux et d'accroître leur raideur. À l'inverse, une position basse du larynx permet un plus grand relâchement des plis vocaux et des parois laryngées, ce qui facilite le maintien du voisement. Cette hypothèse a été validée par (Ohala & Eukel, 1976; Ohala & Ewan, 1973), qui ont constaté que la F0 était positivement corrélée à l'élévation du larynx. Ces deux types de changements contribuent à arrêter le voisement pour les consonnes sourdes et à maintenir le voisement pour les consonnes sonores, et ils ont tous deux un impact sur la F0, ce qui explique la perturbation consonantique observée. A notre connaissance, la perturbation consonantique n'a pas été étudiée dans le contexte de la maladie de Parkinson, bien qu'elle puisse fournir des informations sur l'état des plis vocaux. De nombreuses études ont souligné que les problèmes vocaux associés à la maladie de Parkinson proviendraient du larynx, avec deux hypothèses principales : (1) une rigidité accrue des plis vocaux entraînant une augmentation de la fréquence fondamentale (F0), et (2) une incapacité à tendre les plis vocaux qui occasionnerait des vibrations irrégulières, réduites ou asymétriques. Ainsi, cette mesure nous semble particulièrement pertinente pour rendre compte de ces altérations.

Pour résumer

Trois facteurs de variation potentielle de la F0 ont été examinés dans cette étude : l'âge, la position du /a/ dans la phrase et la perturbation consonantique de /p/ sur la voyelle /a/. Pour l'effet de l'âge, nous avons observé un impact distinct du vieillissement sur les mesures de PSG et de F0 chez les femmes saines. Pour la PSG, nous avons observé une augmentation significative avec l'âge, notamment après 70 ans. En revanche, nous avons constaté que la F0 était stable de 45 à 70 ans et qu'elle diminuait significativement après 70 ans. En ce qui concerne la position du /a/ dans la phrase, nous avons observé une diminution significative de la F0 de la position p2 à p4, conformément à l'effet attendu dans les phrases déclaratives en français, qui correspond à la déclinaison de la F0. L'analyse multiparamétrique réalisée dans cette étude a fourni une contribution majeure en explorant la relation entre la pression sous-glottique et la fréquence fondamentale. Cette analyse a remis en question deux hypothèses attestées dans la littérature : premièrement, l'hypothèse selon laquelle les diminutions de la F0 dans la maladie de Parkinson seraient causées par les diminutions de la PSG suggérant une corrélation entre ces deux facteurs. Si cette hypothèse était valide, les niveaux de pression significativement plus élevés des femmes de plus de 70 ans auraient dû entraîner une F0 plus élevée pour ce groupe. Or, nos résultats ont montré une diminution significative de la fréquence fondamentale malgré une augmentation de la pression après 70 ans, indiquant que la fréquence fondamentale et la pression sous-glottique sont régulées indépendamment l'une de l'autre. Deuxièmement, nos résultats contredisent les études soutenant que la diminution de la fréquence fondamentale serait causée par une diminution de la pression sous-glottique au cours de l'énoncé. Nous avons observé que la pression sous-glottique diminuait uniquement après la syllabe accentuée en position p2 suite à son augmentation pour réaliser l'accentuation dans cette position. En revanche, de p3 à p6, nous avons observé que la pression était complètement stable ce qui ne peut pas avoir causé de baisse de la F0 en position p4. Ces résultats soutiennent l'hypothèse selon laquelle la modulation de la F0 est principalement contrôlée par des ajustements musculaires laryngés intrinsèques et extrinsèques. En ce

qui concerne l'effet de la consonne /p/ sur le déroulement temporel de la voyelle /a/, les résultats ont montré des schémas distincts en fonction de la position de la consonne dans la phrase. En position p4, nous avons observé un contour descendant de la F0, avec une valeur initiale significativement plus élevée par rapport à la fin du déroulement temporel. Ce schéma correspond à celui largement attesté lorsque la voyelle est précédée d'une occlusive sourde. En revanche, en position p2, les femmes de moins de 70 ans ont présenté une élévation maintenue pendant tout le déroulement temporel, tandis que les femmes de plus de 70 ans ont montré des fluctuations de la F0. Des études antérieures ont montré que l'élévation de la F0 causée par la consonne sourde peut persister pendant environ 100 ms avant de diminuer vers la valeur cible dans les syllabes accentuées. Ces résultats confirment que l'impact de la perturbation consonantique varie en fonction de l'accentuation de la syllabe et qu'il peut également être impacté par le vieillissement. De plus, nous avons observé que les différences liées à l'âge n'étaient détectables qu'à 20 ms ou en analysant la moyenne du déroulement temporel de la F0. Ainsi, il est essentiel de prendre en compte plusieurs intervalles temporels lors de l'analyse de la F0, car les mesures basées uniquement sur les pics de F0 ne permettent pas de détecter l'effet de l'âge. Nous avons choisi d'analyser la perturbation consonantique car les valeurs de la fréquence fondamentale au moment de la transition reflètent l'état des plis vocaux : une F0 élevée à l'initiation indique une tension plus importante des plis vocaux et une position haute du larynx permettant une diminution du volume des cavités supraglottiques, ce qui permet d'allonger les plis vocaux et d'accroître leur raideur afin d'inhiber le voisement lors de la production des consonnes sourdes. Ces ajustements du larynx et des plis vocaux influencent la fréquence fondamentale et contribuent à la perturbation consonantique observée. Dans le contexte de la maladie de Parkinson, les altérations vocales sont généralement associées à des problèmes laryngés, tels qu'une rigidité accrue des plis vocaux entraînant une augmentation de la fréquence fondamentale ou une difficulté à tendre les plis vocaux, entraînant des vibrations irrégulières, réduites ou asymétriques. À notre connaissance, la perturbation consonantique n'a pas encore été étudiée dans l'évaluation de la parole parkinsonnienne alors que cette mesure nous semble

particulièrement pertinente pour rendre compte de ces altérations, raison pour laquelle nous l'avons inclus dans notre modèle.

4.2.2 Étude n°4 : comparaison entre les productions acoustiques des femmes saines et parkinsoniennes

Les approches expérimentales visant à caractériser la voix des personnes atteintes de la maladie de Parkinson se sont principalement concentrées sur l'analyse de la fréquence fondamentale, comme nous l'avons souligné dans notre revue de littérature. Cependant, malgré de nombreuses études, il n'y a toujours pas de consensus sur les résultats, avec des conclusions contradictoires : certaines études rapportent une élévation de la fréquence fondamentale, d'autres une baisse, tandis que d'autres ne trouvent aucune différence par rapport aux sujets témoins. De plus, le nombre d'études incluant des femmes est limité par rapport aux études portant sur les hommes, le tableau 15 présente un aperçu de ces études. Les divergences observées dans les résultats peuvent être expliquées par l'hétérogénéité des méthodes d'évaluation telles que le nombre de sujets analysés, la tâche de production utilisée et la présence de biais expérimentaux non contrôlés tels que l'âge des sujets. En effet, aucune de ces études n'a scindé son corpus en différentes tranches d'âge, malgré la présence de sujets aux âges extrêmes dans des échantillons restreints. La plupart des études se contentent de fournir l'âge moyen des sujets, sans préciser les limites d'âge analysées, ce qui ne permet pas de déterminer si des sujets jeunes, âgés ou très âgés ont été inclus. Or, comme l'avons souligné précédemment, de nombreuses études ont signalé des changements de F0 liés à l'âge chez les femmes saines, en particulier après la ménopause ou après l'âge de 70 ans, comme cela a été confirmé dans notre étude précédente où nous avons observé une diminution significative de la fréquence fondamentale après 70 ans. Notre étude se distingue des études existantes en analysant les mesures de fréquence fondamentale pendant la tâche de production de répétition de phrases spécialement conçue pour évaluer les consonnes occlusives qui sont particulièrement altérées dans la maladie de Parkinson. Nous prenons en compte plusieurs facteurs qui se sont révélés être des paramètres de variation chez les femmes saines : l'âge, la position du /a/ dans la phrase et la perturbation consonantique de la consonne /p/. De plus, nous analysons un corpus important

composé de 37 femmes atteintes de la maladie de Parkinson, en intégrant également les mesures de PSG afin de réaliser une analyse multiparamétrique. L'objectif principal de notre étude est d'identifier si les mesures de fréquence fondamentale des femmes parkinsoniennes, en condition ON et OFF, diffèrent de celles des femmes saines et si ces différences sont influencées par les facteurs de variation identifiés dans le modèle de production normale. Grâce à notre approche novatrice et à l'analyse multiparamétrique prenant en compte ces différents paramètres, nous espérons apporter de nouvelles perspectives dans la compréhension des altérations de la fréquence fondamentale chez les femmes parkinsoniennes.

Auteurs	N	Age	Tâche	Résultats
(Jiménez et al., 1997)	10	Age moyen 66	Voyelle soutenue	Elevation de la F0 Ctrl = 209 Hz / OFF = 235 Hz
(Vaysse et al., 2022)	68	Age moyen 66.5	Lecture	Pas de différence significative Ctrl = 192.7 Hz / OFF = 189 Hz
(Pinto et al., 2011)	91	Age moyen 66.20	Voyelle soutenue	Pas de difference significative Ctrl = 179 Hz / OFF = 184 Hz
(De looze et al., 2012)	11	68	Parole spontanée	Diminution de la F0
(Hertrich & Ackermann, 1993)	9	53 à 79 ans Age moyen 64	Voyelle soutenue	Pas de différence significative
(Skodda et al., 2011)	60	42 à 84 Age moyen 66	Lecture	Pas de différence significative Ctrl = 192 Hz /OFF = 191 Hz
(Zwirner et al., 1991)	6	56 à 81	Voyelle soutenue	Pas de différence significative Ctrl =171 Hz /OFF = 186 Hz

Tableau 15. Récapitulatif de la méthodologie et des résultats des études instrumentales analysant les variations de la fréquence fondamentale chez les femmes dans la maladie de parkinson. Ctrl = femmes saines et OFF = femmes parkinsoniennes en condition OFF (sans traitement).

4.2.2.1 Statistiques descriptives et visualisation

		Moins de 60 ans			60-70 ans			Plus de 70 ans		
Position /p/		Off	On	Ctrl	Off	On	Ctrl	Off	On	Ctrl
P2	M	218.78	224.71	210.02	216.72	218.18	211.02	190.34	187.84	199.65
	ET	32.33	35.78	45.92	42.31	41.49	44.14	25.24	31.57	41.45
	N	264	264	264	408	407	408	216	216	216
P4	M	194.54	204.04	193.17	189.51	196.01	191.37	171.13	173.96	182.19
	ET	30.4	34.94	38	32.02	32.07	39.66	24.89	24.5	41.78
	N	264	264	264	408	408	408	216	216	216
Total	M	206.66	214.38	201.6	203.11	207.08	201.19	180.73	180.9	190.92
	ET	33.62	36.81	42.94	39.89	38.68	43.07	26.82	29.07	42.48
	N	528	528	528	816	815	816	432	432	432

Tableau 16. Le tableau présente les moyennes (M), les écarts-types (ET) et les tailles des échantillons (N) des mesures de fréquence fondamentale au cours de la voyelle /a/ dans deux positions différentes : en position p2 et en position p4. La position p2 correspond au /a/ se situant après le deuxième /p/ de la phrase « papa ne m'a pas parlé de beau papa » et la position p4 correspond au /a/ après le quatrième /p/. La phrase a été répétée 6 fois par les 37 femmes témoins (Ctrl) et par les 37 femmes parkinsoniennes en condition OFF et ON réparties en groupes d'âge : moins de 60 ans, entre 60 et 70 ans, et plus de 70 ans.

	Somme des carrés de Type III	Degrés de liberté	Carré moyen	F	Valeur p
Age	449451.1	2	224725.55	154.01	<.001
Condition	19992.35	2	9996.17	6.85	0.001
Age x Condition	67855.31	4	16963.83	11.63	<.001
Erreur	7760039.59	5318	1459.2		
Total	221671792	5327			

Tableau 17. Le tableau présente les résultats de l'analyse de variance (ANOVA) à deux facteurs : âge (moins de 60 ans, 60-70 ans, plus de 70 ans) X Condition (OFF, ON, Ctrl) sur les mesures de fréquence fondamentale (F0). La première ligne du tableau présente les résultats de l'effet du facteur âge sur la F0, la deuxième ligne présente les résultats de l'effet de la condition sur la F0, et la troisième ligne présente les résultats de l'interaction entre les deux facteurs.

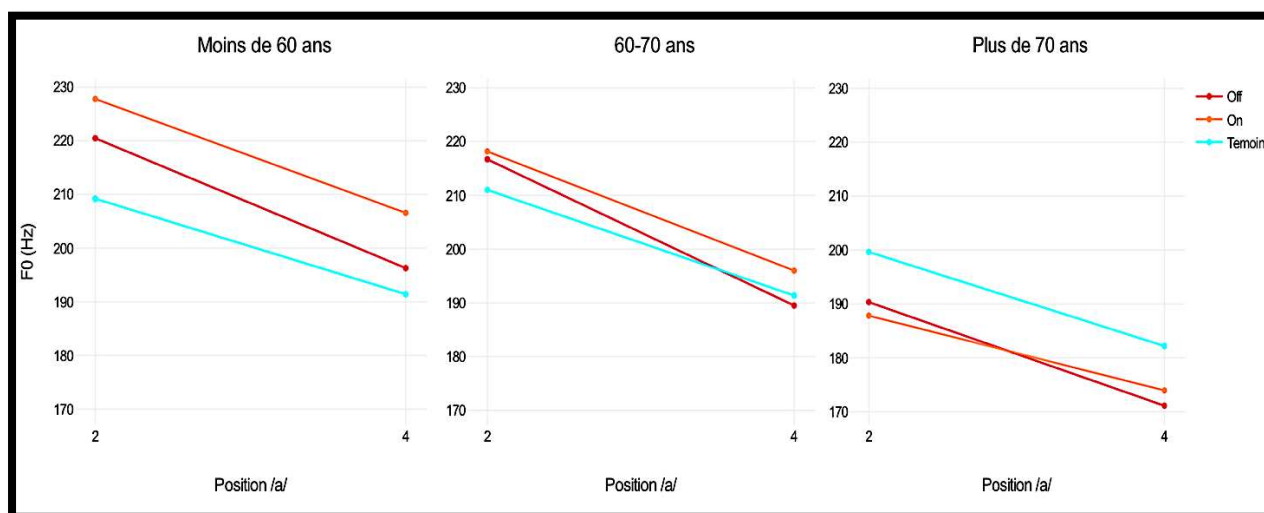


Figure 35. Visualisation de l'évolution de la F0 moyenne au cours de la phrase de la position p2 à p4 pour les 37 femmes parkinsoniennes en condition OFF (courbe rouge), en condition ON (courbe orange) et pour les 37 femmes témoins (courbe bleu) réparties dans les trois groupes d'âge analysés. A gauche, les femmes de moins de 60 ans, au milieu les femmes de 60 à 70 ans et à droite les femmes de plus de 70 ans.

	Somme des carrés de Type III	Degrés de liberté	Carré moyen	F	Valeur p
Condition	68317.8	2	34158.9	25.13	<.001
Position /a/	160012.59	1	160012.59	117.73	<.001
Condition x Position /a/	2473.86	2	1236.93	0.91	0.403
Erreur	1949019.8	1434	1359.15		
Total	64856185.79	1440			

Tableau 18. Le tableau présente les résultats de l'analyse de variance (ANOVA) à deux facteurs : Condition (OFF, ON, Ctrl) X Position de /a/ (p2, p4) sur les mesures de fréquence fondamentale des femmes de moins de 60 ans. La première ligne du tableau présente les résultats de l'effet du facteur condition sur la F0, la deuxième ligne présente les résultats de l'effet de la position de /a/ sur la F0, et la troisième ligne présente les résultats de l'interaction entre les deux facteurs.

	Somme des carrés de Type III	Degrés de liberté	Carré moyen	F	Valeur p
Condition	14691.85	2	7345.93	4.85	0.008
Position /a/	323921.63	1	323921.63	213.88	<.001
Condition x Position /a/	6119.35	2	3059.67	2.02	0.133
Erreur	3696836.87	2441	1514.48		
Total	105669904.4	2447			

Tableau 19. Le tableau présente les résultats de l'analyse de variance (ANOVA) à deux facteurs : Condition (OFF, ON, Ctrl) X Position de /a/ (p2, p4) sur les mesures de fréquence fondamentale des femmes de 60 à 70 ans. La première ligne du tableau présente les résultats de l'effet du facteur condition sur la F0, la deuxième ligne présente les résultats de l'effet de la position de /a/ sur la F0, et la troisième ligne présente les résultats de l'interaction entre les deux facteurs.

	Somme des carrés de Type III	Degrés de liberté	Carré moyen	F	Valeur p
Condition	29415.68	2	14707.84	13.97	<.001
Position /a/	92021.05	1	92021.05	87.41	<.001
Condition x Position /a/	1598.4	2	799.2	0.76	0.468
Erreur	1358114.95	1290	1052.8		
Total	45446430.07	1296			

Tableau 20. Le tableau présente les résultats de l'analyse de variance (ANOVA) à deux facteurs : Condition (OFF, ON, Ctrl) X Position de /a/ (p2, p4) sur les mesures de fréquence fondamentale des femmes de plus de 70 ans. La première ligne du tableau présente les résultats de l'effet du facteur condition sur la F0, la deuxième ligne présente les résultats de l'effet de la position de /a/ sur la F0, et la troisième ligne présente les résultats de l'interaction entre les deux facteurs.

Groupes	Décours temporel	Moyenne Position p2			Moyenne Position p4		
		OFF	ON	Ctrl	OFF	ON	Ctrl
Moins de 60 ans	0ms	223.24	232.12	215.4	206.88	222.27	203.01
	20ms	218.03	223.94	200.84	197.96	209.41	202.86
	50ms	219.63	226.32	208.78	191.73	200.62	185.79
	80ms	221.06	228.82	215.07	188.53	193.95	181.04
	Total	220.49	227.8	210.02	196.28	206.56	193.17
60-70 ans	0ms	222.64	217.58	213.87	203.27	209.51	209.33
	20ms	209.15	214.79	205.84	193.19	199.25	194.06
	50ms	215.21	220.95	209.38	183.17	191.01	182.78

	80ms	219.87	219.41	215	178.4	184.24	179.31
	Total	216.72	218.18	211.02	189.51	196.01	191.37
Plus de 70 ans	0ms	196.39	193.04	207.85	184.65	189.57	204.34
	20ms	183.9	181.65	185.33	171.81	172.38	177.18
	50ms	186.98	185.68	207.82	165.96	167.66	174.98
	80ms	194.1	190.99	197.62	162.07	166.23	172.25
	Total	190.34	187.84	199.65	171.13	173.96	182.19

Tableau 21. Le tableau présente les moyennes de la fréquence fondamentale mesurée à différents moments temporels : au début de la voyelle à 0 ms ; 20 ms après son initiation ; 50 ms après son initiation et 80 ms après son initiation dans deux positions différentes de la phrase. La position p2 correspond au /a/ après le deuxième /p/ de la phrase : "papa ne m'a pas parlé de beau papa". La position p4 correspond au /a/ après le quatrième /p/ de la même phrase répétées 6 fois par les 37 femmes témoins (Ctrl) et par les 37 femmes parkinsoniennes en condition ON et OFF réparties en groupes d'âge : moins de 60 ans, entre 60 et 70 ans, et plus de 70 ans.

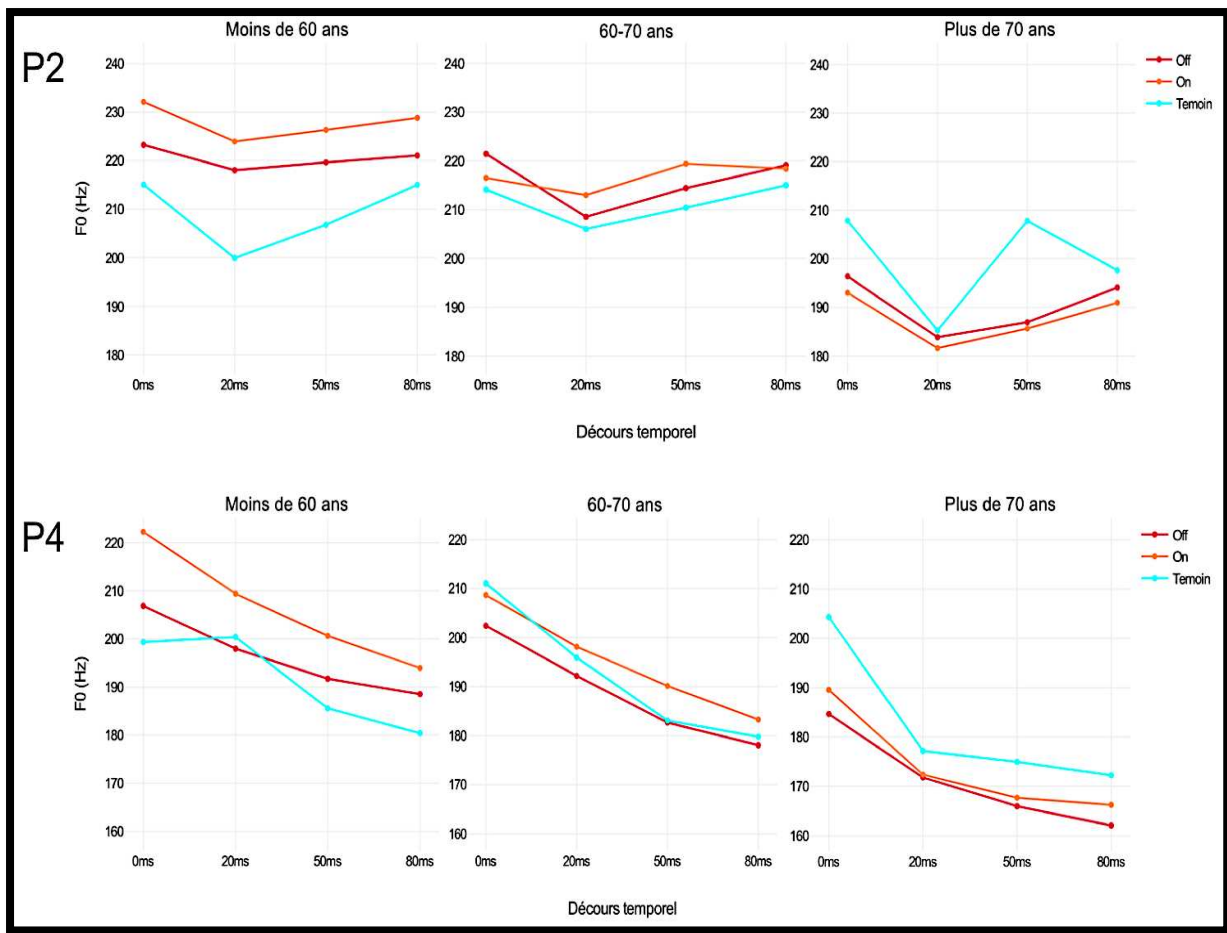


Figure 36. Visualisation de l'évolution de la F0 pendant le décours temporel de la voyelle /a/ depuis son initiation à 0ms jusqu'à 80 ms après son initiation en position p2 et p4. En haut, les courbes en position p2, en bas les courbes en position p4 pour les trois groupes d'âge analysés : à gauche, les femmes de moins de 60 ans, au milieu des les femmes de 60 à 70 ans et à droite les femmes de plus de 70 ans. La courbe rouge correspond aux productions des femmes parkinsoniennes en condition OFF, en orange en condition ON et en bleu la courbe des femmes saines.

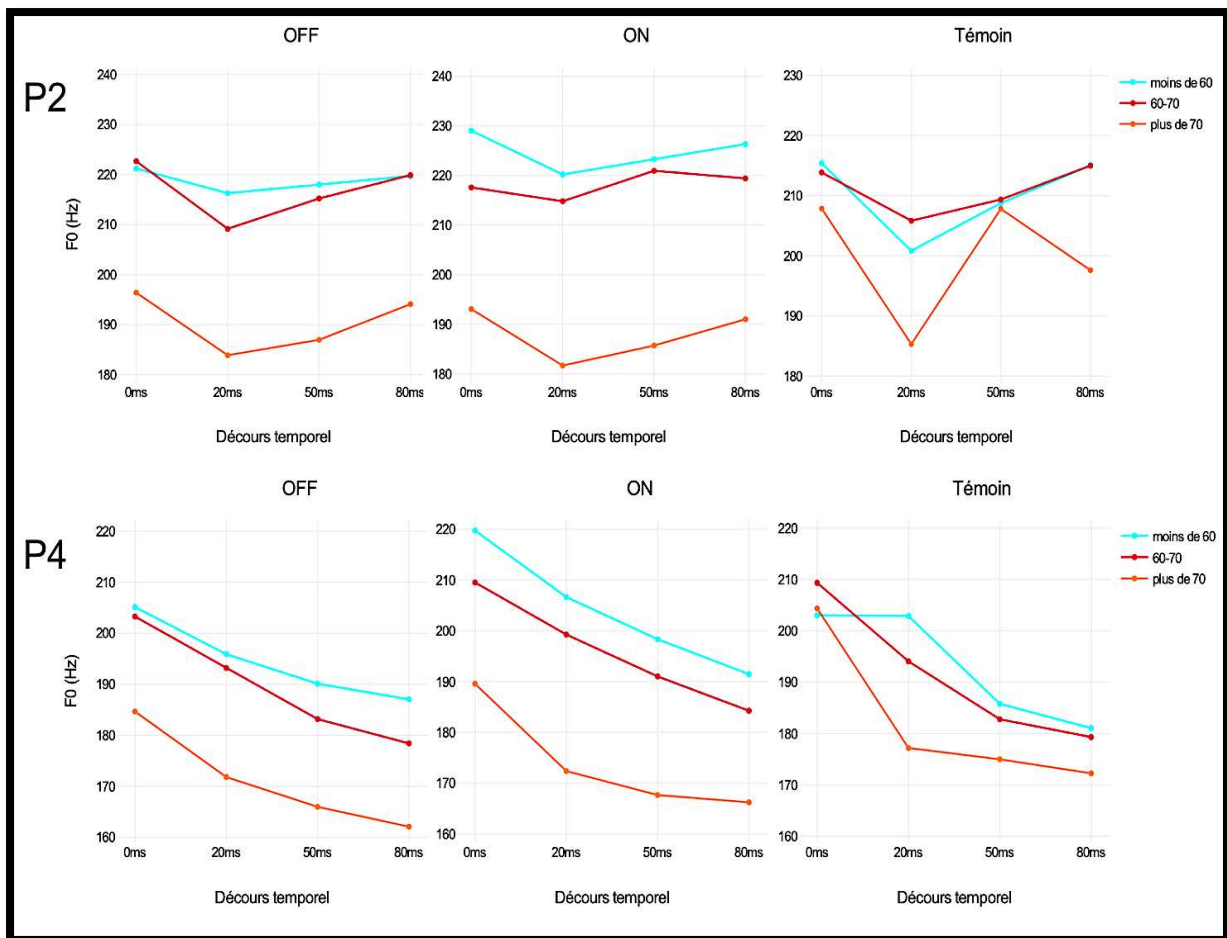


Figure 37. Visualisation de l'évolution de la F0 pendant le décours temporel de la voyelle /a/ depuis son initiation à 0ms jusqu'à 80 ms après son initiation en position p2 et p4. En haut, les courbes en position p2, en bas les courbes en position p4 pour les trois groupes d'âge analysés : à gauche, les femmes en condition OFF, au milieu les femmes en condition ON et à droite les femmes saines pour les trois groupes d'âge analysées. La courbe des sujets de moins de 60 ans est représentée en bleu, celle du groupe de 60-70 ans en rouge et celle du groupe de plus de 70 ans en orange.

4.2.2.2 Résultats

Les résultats de l'analyse de variance à deux facteurs (âge, condition) révèlent des effets significatifs de l'âge et de la condition sur les mesures de fréquence fondamentale, ainsi qu'une interaction significative entre ces deux facteurs (voir Tableau 17). L'effet significatif de la condition

indique des différences dans les mesures de F0 entre les trois groupes d'étude (OFF, ON, Ctrl). Cependant, l'interaction significative entre l'âge et la condition souligne que la comparaison entre les groupes ne peut pas être effectuée sans tenir compte du facteur de l'âge qui impacte significativement les mesures de fréquence fondamentale. De manière similaire à la PSG, cela indique que les effets de la maladie de Parkinson et du traitement L-DOPA sur les mesures de F0, ainsi que les différences entre les femmes saines et parkinsoniennes, varient selon les groupes d'âge analysés. Ces résultats soulignent à nouveau l'importance de contrôler l'âge en tant que variable dans les analyses instrumentales afin d'éviter tout biais dans les résultats et des interprétations erronées.

L'ANOVA à un facteur (âge) effectuée en post hoc sur les mesures de F0 des femmes parkinsoniennes en condition OFF indique que l'âge a un impact significatif sur les mesures de F0 ($F(2.111) = 75.99, p < .001$), avec des différences significatives entre les femmes de moins de 60 ans et celles de plus de 70 ans, avec une différence moyenne de 25.93 Hz ($p < .001$), ainsi qu'entre les femmes de 60 à 70 ans et celles de plus de 70 ans, avec une différence moyenne de 22.38 Hz ($p < 0.001$). De manière similaire aux femmes saines, aucune différence significative n'a été observée entre les moyennes de F0 des femmes de moins de 60 ans et celles de 60 à 70 ans ($p = 0.2$), qui présentent des moyennes de 206.66 Hz et 203.11 Hz respectivement (voir Tableau 16). La F0 du groupe de 60 à 70 ans est légèrement inférieure à celle des femmes de moins de 60 ans, mais cette différence n'est pas significative. Les femmes de plus de 70 ans présentent des valeurs de F0 significativement plus basses que les femmes de moins de 70 ans, avec une moyenne de F0 de 180.73 Hz (voir Tableau 16). Ces résultats concordent avec ceux obtenus chez les femmes saines, avec des moyennes de F0 similaires entre les deux groupes de moins de 70 ans et une F0 significativement plus basse chez les femmes de plus de 70 ans. Cependant, chez les femmes parkinsoniennes, la diminution de la F0 après 70 ans est plus importante que celle des femmes saines qui se situait aux alentours de 10 Hz.

Pour le groupe de moins de 60 ans, les résultats de l'ANOVA à deux facteurs (condition, position de /a/) indiquent un effet significatif de la condition et de la position de la voyelle /a/ dans la phrase sur les mesures de fréquence fondamentale, sans interaction entre les facteurs (voir Tableau

18). Les tests t effectués en post hoc montrent des différences significatives entre les groupes suivants : OFF-ON ($p = 0.001$), OFF-Témoin ($p = 0.003$) et ON-Témoin ($p < 0.001$). La moyenne globale dans les deux positions de /a/ est de 201.6 Hz pour les femmes saines. Pour les femmes parkinsoniennes en condition OFF, elle est de 206.66 Hz et en condition ON de 214.38 Hz (voir Tableau 16). Les femmes parkinsoniennes dans les deux conditions ont une F0 significativement plus élevée que les femmes saines, notamment en condition ON avec des mesures de F0 significativement plus élevées qu'en condition OFF (voir Figure 35). Nous observons une diminution de la F0 de la position p2 à la position p4, comme cela a été attesté chez les femmes saines, avec une différence de 16.85 Hz. Pour les femmes parkinsoniennes, la différence est de 24.21 Hz en condition OFF ($p < 0.001$) et de 20.67 Hz en condition ON ($p < 0.001$). Les femmes parkinsoniennes présentent une diminution plus importante de la F0 entre ces deux positions, notamment en condition OFF. En condition ON, la diminution est réduite mais reste plus importante que celle des femmes saines. En position p2, les groupes significativement différents sont : ON-Témoin ($p < 0.001$), OFF-Témoin ($p = 0.002$) et OFF-ON ($p = 0.04$). En position p4, les groupes significativement différents sont : ON-Témoin ($p < 0.001$) et OFF-ON ($p = 0.001$). Contrairement à la position p2, nous n'observons pas de différence significative entre les groupes OFF-Témoin ($p = 0.12$) en position p4. Ces premiers résultats rapportent les variations de la F0 moyenne pendant le déroulement de la voyelle. Nous allons maintenant comparer les résultats au niveau local pendant les différents intervalles du déroulement temporel des voyelles en position p2 et p4 (voir Tableau 21). Les résultats de l'ANOVA pour la position p2 indiquent une absence d'effet significatif du déroulement temporel sur les mesures de F0 ($F(3,11) = 2.14, p = 0.09$). En position p4, les résultats diffèrent avec un impact significatif du déroulement temporel sur les mesures de F0 ($F(3,11) = 15.28, p < 0.001$). Ces résultats concordent avec ceux obtenus chez les femmes saines, avec un pattern d'évolution de la F0 qui diffère en position p2 et p4. En position p2, l'élévation de la F0 est maintenue pendant tout le déroulement temporel, tandis qu'en position p4, la F0 décroît pendant tout le déroulement, avec une F0 significativement plus basse à 80 ms qu'à l'initiation (voir Figure 36). La comparaison entre les groupes diffère dans les différents points de mesure. En position p2, les groupes significativement différents sont à 0 ms : ON-Témoin ; à 20 ms :

OFF-Témoin et ON-Témoin ; à 50 ms : ON-Témoin et à 80 ms : aucune différence significative n'est attestée. En position p4, à 0 ms : OFF-ON et ON-Témoin ; à 20 ms : aucune différence significative ; à 50 ms : ON-Témoin et à 80 ms : ON-Témoin.

Pour le groupe de 60 à 70 ans, les résultats de l'ANOVA à deux facteurs (condition, position) indiquent un effet significatif de la condition et de la position de la voyelle /a/ dans la phrase sur les mesures de fréquence fondamentale, sans interaction entre les facteurs (voir Tableau 19). L'effet de la condition est moins marqué pour ce groupe que pour celui de moins de 60 ans. Les tests-t effectués en post hoc montrent des différences significatives entre les groupes suivants : ON-Témoin ($p = 0.003$). Aucune différence significative n'a été attestée entre les groupes : OFF-ON ($p = 0.05$) et OFF-Témoin ($p = 0.34$). La moyenne globale dans les deux positions de /a/ est de 201.2 Hz pour les sujets témoins. Pour les femmes parkinsoniennes en condition OFF, elle est de 203.11 Hz et en condition ON elle est de 207.08 Hz (voir Tableau 16). Les femmes parkinsoniennes en condition ON ont une F0 significativement plus élevée que les femmes saines. La diminution de la F0 de p2 à p4 est de 19.65 Hz pour les femmes saines, en condition OFF elle est de 27.21 Hz ($p < 0.001$) et en condition ON de 22.07 Hz ($p < 0.001$). Les femmes parkinsoniennes obtiennent une diminution plus importante de la F0 entre ces deux positions, notamment en condition OFF (voir Figure 35). En position p2, les groupes significativement différents sont : ON-Témoin ($p = 0.017$). Aucune différence significative n'est observée entre les groupes : OFF-ON ($p = 0.62$) et OFF-Témoin ($p = 0.05$). En position p4, les groupes significativement différents sont : OFF-ON ($p = 0.008$). Aucune différence significative n'est observée entre les groupes : ON-Témoin ($p = 0.62$) et OFF-Témoin ($p = 0.44$). Les différences significatives observées ne sont pas les mêmes en position p2 et p4. Les résultats de l'ANOVA pour la position p2 indiquent une absence d'effet significatif du décours temporel sur les mesures de F0 ($F(3.11) = 2.47$, $p = 0.06$) contrairement à la position p4 ($F(3.11) = 38.31$, $p < 0.001$). En position p2, l'élévation de la F0 est maintenue pendant tout le décours temporel alors qu'en position p4, la F0 décroît pendant tout le décours, avec une F0 significativement plus basse à 80 ms qu'à l'initiation (voir Figure 36). En position

p2 et p4, aucune différence significative n'est observée entre les groupes (OFF, ON, Ctrl) pour les quatre points de mesure.

Pour le groupe de plus de 70 ans, les résultats de l'ANOVA à deux facteurs (condition, position) indiquent un effet significatif de la condition et de la position de la voyelle /a/ dans la phrase sur les mesures de fréquence fondamentale, sans interaction entre les facteurs (voir Tableau 20). Les tests-t effectués en post hoc montrent des différences significatives entre les groupes suivants : ON-Témoin ($p < 0.001$) et OFF-Témoin ($p < 0.001$). Aucune différence significative n'est observée entre les groupes : OFF-ON ($p = 1$). La moyenne globale dans les deux positions de /a/ est de 190.92 Hz pour les femmes témoins. Pour les femmes parkinsoniennes en condition OFF, elle est de 180.73 Hz et en condition ON de 180.9 Hz (voir Tableau 16). Les femmes saines ont une F0 significativement plus élevée que les femmes parkinsoniennes dans les deux conditions qui obtiennent des moyennes similaires. La diminution de la F0 de p2 à p4 est de 17.46 Hz pour les femmes saines, en condition OFF elle est de 19.21 Hz ($p = <.001$) et en condition ON de 13.88 Hz ($p = <.001$). Les femmes parkinsoniennes en condition OFF obtiennent une fois de plus la diminution la plus importante de la F0 entre ces deux positions. En condition ON, la diminution est moins importante que celle des femmes saines. En position p2, les groupes significativement différents sont : OFF-Témoin ($p = 0.43$) et ON-Témoin ($p = <.001$). Aucune différence significative n'est observée entre les groupes : OFF-ON ($p = 0.43$). En position p4, les groupes significativement différents sont : OFF-Témoin ($p = <.001$) et ON-Témoin ($p = 0.007$). Aucune différence significative n'est observée entre les groupes : OFF-ON ($p = 0.34$). Les résultats de l'ANOVA pour la position p2 indiquent un effet significatif du décours temporel sur les mesures de F0 ($F(3.11) = 6.26, p < 0.001$) ainsi qu'en position p4 ($F(3.11) = 25.09, p < 0.001$). En position p2, l'élévation de la F0 est maintenue pendant tout le décours temporel pour les femmes parkinsoniennes en condition ON. En condition OFF, une différence significative est observée entre les points : 0-20 ms ($p = 0.01$) et 20-80 ms ($p = 0.03$), la F0 chute de 0 à 20 ms puis augmente progressivement de 20 à 80 ms. En position p4, la F0 décroît pendant tout le décours avec une F0 significativement plus basse à 80 ms qu'à l'initiation pour tous les sujets (voir Figure 36). La

comparaison entre les groupes diffère dans les différents points de mesure. En position p2, il y a une différence significative à 0 ms : OFF-Témoin et ON-Témoin et à 50 ms : OFF-Témoin et ON-Témoin. En position p4, uniquement à 0ms : OFF-Témoin et ON-Témoin.

Pour finir, nous avons voulu comparer les mesures de F0 sans tenir compte des facteurs de variation en réalisant une ANOVA à un facteur (condition). En condition OFF, la moyenne de F0 pour l'ensemble des groupes d'âge est de 198.72 Hz, tandis qu'en condition ON, elle est de 202.88 Hz, et chez les femmes saines, elle est de 198.91 Hz. Aucune différence n'est observée entre les mesures de F0 des femmes saines et parkinsoniennes en condition OFF avec des mesures de F0 similaires. Ces résultats correspondent à ceux majoritairement rapportés dans la littérature (voir Tableau 15). En revanche, en condition ON, les mesures de F0 sont significativement plus élevées que celles en condition OFF ($p = 0.005$) et que celles des femmes saines ($p = 0.006$). Cette méthodologie correspond à celle employée dans la plupart des études qui ne tiennent compte d'aucun facteur de variation (voir Tableau 15).

4.2.2.3 Discussion

Les résultats de cette étude ont mis en évidence la nécessité d'inclure la variable de l'âge qui s'avère être un facteur déterminant lors de la comparaison des mesures de F0 entre les femmes saines et parkinsoniennes. En effet, nous avons volontairement réalisé une analyse qui exclut cette variable afin d'appliquer la méthodologie employée dans les analyses instrumentales citées précédemment (voir Tableau 15). Les résultats de cette analyse ont indiqué une absence de différence significative entre les moyennes de F0 des femmes parkinsoniennes en condition OFF et celles des femmes saines avec des moyennes similaires ce qui correspond aux résultats majoritairement attestés dans la littérature (voir Tableau 15). Sur la base de ces résultats, nous aurions pu conclure que la maladie de Parkinson n'affecte pas la F0 étant donné l'absence de différence observée. Cependant, l'analyse par groupe d'âge a permis de révéler que cette absence de différence n'était pas représentative de l'effet réel de la maladie de Parkinson sur la F0. En effet, dans le groupe de moins de 60 ans, la F0 des femmes

parkinsoniennes en condition OFF est significativement supérieure à celle des femmes saines. Dans le groupe des femmes âgées de 60 à 70 ans, aucune différence n'a été constatée entre les femmes parkinsoniennes et les femmes saines. En revanche, dans le groupe des femmes de plus de 70 ans, la FO des femmes parkinsoniennes est significativement inférieure à celle des femmes saines. Dans notre corpus, nous avons une proportion plus élevée de femmes âgées de 60 à 70 ans ce qui permet d'expliquer ce résultat. La proportion plus importante de femmes de cette classe d'âge influence fortement la tendance générale observée lorsque toutes les classes d'âge sont confondues. En effet, si nous calculons l'âge moyen des femmes parkinsoniennes de notre corpus, nous constatons qu'il se situe effectivement dans cette tranche d'âge en étant de 63.4 ans. Ces résultats indiquent que l'exclusion de la variable de l'âge constitue un biais important dans les résultats en masquant les différences réelles de FO entre les femmes saines et parkinsoniennes, ce qui permet d'expliquer l'absence de différence significative souvent rapportée dans la littérature qui analyse généralement une population de femmes dont l'âge moyen se situe dans la tranche de 60 à 70 ans (voir Tableau 15). L'étude menée par (De looze et al., 2012) se distingue des autres en rapportant une baisse de la FO chez les femmes parkinsoniennes. Nos résultats ont également démontré une baisse significative de la FO chez les femmes parkinsoniennes de plus de 70 ans ce qui permet d'expliquer les résultats obtenus dans cette étude qui a analysé une population plus âgée comme en témoigne l'âge moyen de 68 ans qui indique une proportion plus importante de sujets âgés. En fonction de la classe d'âge majoritairement représentée, les résultats rapportent soit une élévation, soit une absence de différence, soit une diminution. Au regard de ces résultats, il est clair que l'âge des sujets joue un rôle clé dans les divergences rapportées dans la littérature, bien que d'autres facteurs puissent également avoir contribué à ces variations.

Concernant l'effet de l'âge sur la fréquence fondamentale des femmes parkinsoniennes, notre modèle de production normale prévoyait une FO semblable pour les femmes de moins de 70 ans et une diminution après l'âge de 70 ans. Nos résultats confirment cette hypothèse, en montrant une stabilité de la FO de 45 à 70 ans, suivie d'une diminution significative après 70 ans. Ces résultats

confirment une fois de plus que le seuil critique des impacts du vieillissement est observé à partir de l'âge de 70 ans. Cependant, cette baisse est plus prononcée chez les femmes parkinsoniennes, avec une F0 significativement inférieure à celle des femmes saines. Ces résultats suggèrent que, outre l'influence de l'âge, la maladie de Parkinson a également un impact significatif sur la F0 après 70 ans. L'analyse de la perturbation consonantique renforce cette constatation en montrant une F0 significativement plus basse lors de l'initiation à 0 ms pour les femmes parkinsoniennes de plus de 70 ans comparativement aux femmes de moins de 70 ans, pour lesquelles la F0 est similaire à l'initiation. Pour les femmes saines, nous avons observé que la différence entre les trois groupes d'âge n'était pas perceptible lors de l'initiation, avec des valeurs de F0 similaires à 0 ms. Ce n'est que plus tard dans le décours temporel ou en analysant la moyenne du décours que nous avons observé une diminution de la F0 chez les femmes de plus de 70 ans. Cependant, chez les femmes parkinsoniennes en condition OFF, la F0 des femmes de plus de 70 ans se distingue significativement de celle de moins de 70 ans dès l'initiation, avec une F0 significativement plus basse dans les deux positions de /a/ (voir Figure 37). Comme nous l'avons vu dans le modèle de production normale, l'analyse de la perturbation consonantique reflète l'état des plis vocaux au moment de la transition. Chez les femmes saines, l'absence de différence à l'initiation indique une tension similaire des plis vocaux dans les différents groupes d'âge. Or, les femmes parkinsoniennes de plus de 70 ans se distinguent par une F0 significativement plus basse à l'initiation, non seulement par rapport aux femmes parkinsoniennes plus jeunes, mais également par rapport aux femmes saines de plus de 70 ans dans les deux positions de /a/. Ces résultats suggèrent une altération dans la tension des plis vocaux lors de la réalisation des consonnes sourdes, qui se caractérisent normalement par une F0 significativement plus élevée à l'initiation, indiquant une tension plus faible des plis vocaux ainsi qu'une position plus basse du larynx après 70 ans.

Chez les femmes de moins de 60 ans, nous avons constaté que la comparaison entre les femmes saines et parkinsoniennes en condition OFF était influencée par la position du /a/ dans la phrase. En effet, nous avons constaté au niveau global (moyenne de F0 dans les deux positions de /a/),

que la F0 des femmes parkinsoniennes en condition OFF était significativement plus élevée que celle des femmes saines. Cependant, lorsqu'on compare les moyennes de F0 dans les deux positions de /a/, la F0 des femmes parkinsoniennes est plus élevée que celle des femmes saines uniquement en position p2. En position p4, une absence de différence a été observée. Les différences de résultats entre ces deux positions s'expliquent par la déclinaison de la F0 qui est plus importante chez les femmes parkinsoniennes que chez les femmes saines. Dans le groupe de moins de 60 ans, de la position p2 à p4, la différence moyenne entre ces deux positions est de 16.85 Hz pour les femmes saines alors que pour les femmes parkinsoniennes en condition OFF elle est de 24.21 Hz. La F0 est plus élevée que celle des femmes saines en position p2 mais ensuite elle décroît vers une valeur similaire à celle des femmes saines. Contrairement à la diminution de la F0 qui est observée dans les deux positions de /a/ pour les femmes de plus de 70 ans, l'élévation de la F0 n'est attestée qu'en début de phrase ce qui ne permet pas de conclure que la F0 des femmes parkinsoniennes est significativement plus élevée que celle des femmes saines. De plus, cette différence en position p2 n'est pas significative à l'initiation ce qui ne permet pas de suggérer une rigidité accrue des plis vocaux pouvant occasionner une augmentation de la fréquence fondamentale, comme il est généralement rapporté lorsque la F0 des femmes parkinsoniennes est plus élevée que celle des femmes saines.

Nos résultats indiquent que la déclinaison de la fréquence fondamentale de la position p2 à p4 est plus prononcée chez les femmes parkinsoniennes en condition OFF que chez les femmes saines, et ce, dans les trois groupes d'âge étudiés. La diminution la plus importante est observée pour le groupe de femmes âgées de 60 à 70 ans avec une différence entre p2 et p6 de 27.21 Hz contre 19.65 Hz pour les femmes saines. Pour ce groupe, aucune différence n'a été attestée avec les femmes saines dans les moyennes de F0 qui étaient similaires. En revanche, ces résultats permettent d'observer que les femmes parkinsoniennes se distinguent des femmes saines par une déclinaison plus importante de la F0. Ces résultats soulignent l'importance de contrôler la position du /a/ dans la phrase qui permet de rendre compte de la déclinaison de la F0 qui apparaît être le facteur qui se distingue le plus dans la parole parkinsonienne par rapport à la parole normale dans les trois groupes d'âge. Cette altération

ne peut pas être observée dans une tâche de voyelle soutenue ou en comparant uniquement les moyennes globales de F0. Ces résultats suggèrent une altération dans le contrôle musculaire laryngé de la F0 dans la maladie de Parkinson. En effet, dans la partie précédente nous avons réfuté l'hypothèse soutenant que la diminution de la fréquence fondamentale serait causée par une diminution de la pression sous-glottique au cours de l'énoncé. Nos résultats ont montré que la fréquence fondamentale et la pression sous-glottique étaient régulées de manière distincte soutenant l'hypothèse que la modulation de la fréquence fondamentale est principalement contrôlée par des ajustements musculaires laryngés intrinsèques et extrinsèques. Les résultats de cette étude viennent une nouvelle fois soutenir cette hypothèse. La pression sous-glottique des femmes parkinsoniennes était significativement inférieure à celle des femmes saines dans les trois groupes d'âge. Or, nos résultats démontrent que la F0 est significativement inférieure à celles des femmes saines uniquement dans le groupe de plus de 70 ans. La diminution de la PSG dans le groupe de 60 à 70 ans était observée dans toutes les positions de /p/ alors que la F0 pour ce groupe est similaire à celle des femmes saines dans les deux positions de /a/. La baisse de la PSG n'a pas occasionné de diminution de la F0 pour ce groupe ce qui confirme l'indépendance des variations de la pression sous-glottique et de la fréquence fondamentale. Pour les femmes de plus de 70 ans, on observe effectivement une baisse de la F0 et de la PSG, mais si la PSG était responsable de la diminution de la F0, cela aurait également dû provoquer une baisse chez les femmes de moins de 70 ans. Ces résultats réfutent une nouvelle fois l'hypothèse selon laquelle les diminutions de la F0 dans la maladie de Parkinson seraient causées par les diminutions de la PSG, comme le suggèrent de nombreuses études (Vaysse et al., 2022; Meynadier et al., 1999 ; Ghio et al., 2014 ; Sarr et al., 2009). En ce qui concerne la déclinaison de la F0, dans l'étude sur la pression sous-glottique, nous avons également noté que la diminution de la PSG était significativement plus importante chez les femmes parkinsoniennes avec des pourcentages de décroissance significativement supérieurs, ce qui pourrait expliquer la déclinaison de la F0. Cependant, dans notre modèle de production normale, nous avons constaté que chez les femmes saines la pression était maintenue parfaitement stable de p3 à p6 ce qui n'a pas pu occasionner de diminution

de la F0 en position p4. Pour les femmes parkinsoniennes, le pourcentage de décroissance de la PSG de p3 à p6 est de 13.7 % pour les femmes moins de 60 ans $((5.18-4.47/5.18)*100 = 13.7 \%)$ contre 2,16 % pour les femmes saines. Pour les femmes de 60 à 70 ans, le pourcentage de décroissance est de 5.2 % pour les femmes parkinsoniennes $((5.56-5.27/5.56)*100 = 5.2 \%)$ contre 3.8 % pour les femmes saines et pour le groupe de plus de 70 ans, le pourcentage de décroissance est de 1.1 % pour les femmes saines et de 12.2 % pour les femmes parkinsoniennes $((5.16-4.53/5.16)*100 = 12.2 \%)$. Ces résultats démontrent une fois de plus une altération dans le maintien de la PSG dans la maladie de Parkinson, avec des pourcentages de décroissance significativement plus élevés de la position p2 à p6 mais également de p3 à p6. Contrairement aux femmes saines, la diminution de la PSG n'est pas observée seulement après la position p2, qui nécessite une augmentation de la PSG pour réaliser l'accentuation, mais également de p3 à p6, sauf pour le groupe de 60 à 70 ans pour lequel la diminution est moins importante ce qui indique une pression plus stable au cours de la phrase. Cette observation concorde avec notre étude précédente, dans laquelle nous avons observé que les femmes parkinsoniennes de 60 à 70 ans étaient parvenues à augmenter leur niveaux de pression grâce à l'activation des forces actives, ce qui leur avait permis d'obtenir les mesures de PSG les plus élevées et le pourcentage de décroissance de p2 à p6 le plus faible ce qui explique cette diminution moins importante de p3 à p6. Or, la déclinaison de la F0 la plus importante de p2 à p4 a été observée pour ce groupe alors qu'il obtient le pourcentage de décroissance le plus faible de p3 à p6. Ces résultats réfutent une nouvelle fois l'hypothèse que la déclinaison de la fréquence fondamentale est causée par la déclinaison de la pression sous-glottique.

Concernant l'effet du traitement L-DOPA, l'analyse de variance à un facteur (condition), ne tenant pas compte des paramètres de variation, a révélé que les mesures de fréquence fondamentale des femmes parkinsoniennes en condition ON étaient significativement plus élevées que celles en condition OFF ainsi que celles des femmes saines. Ces résultats suggèrent que le traitement L-DOPA a un impact significatif sur la F0 des femmes parkinsoniennes, se traduisant par une augmentation significative de la F0. Cependant, une fois de plus, ce résultat ne correspond pas à l'effet réel en étant

biaisé par l'exclusion des paramètres de variation. En effet, l'analyse par groupe d'âge révèle que la F0 des femmes parkinsoniennes est augmentée sous l'effet du traitement uniquement chez les femmes de moins de 70 ans. Après 70 ans, le traitement L-DOPA n'a plus d'impact sur la F0 avec des moyennes similaires en condition OFF et ON. Chez les femmes de moins de 60 ans, la F0 en condition ON est significativement supérieure à celle en condition OFF et à celle des femmes saines dans les deux positions de /a/ ce qui confirme pour ce groupe que le traitement L-DOPA augmente significativement la F0 des femmes parkinsoniennes. En revanche, pour les femmes âgées de 60 à 70 ans, les résultats doivent être nuancés. En effet, au niveau global (moyenne des deux positions de /a/), les résultats indiquent que la F0 en condition ON est supérieure à celle des femmes saines. Cependant, l'analyse par position indique que cette différence n'est observée qu'en position p2. En position p4, la F0 des femmes en condition ON est supérieure à la condition OFF. Cette différence est également influencée par la déclinaison de la F0 : en position p2, la F0 est similaire en condition ON et OFF mais la déclinaison plus importante de la F0 en condition OFF fait que les mesures se distinguent en position p4. La L-DOPA n'induit pas une augmentation de la F0 en position p4 mais permet de réduire la déclinaison de la F0 ce qui fait que la F0 est maintenue à un niveau plus élevé que celle en condition OFF ce qui occasionne une différence significative. En revanche, en condition ON, la déclinaison étant plus importante que celle des femmes saines, la F0 est plus élevée en début de phrase mais décroît ensuite vers une moyenne similaire à celle des femmes saines ce qui explique l'absence de différence en position p4. Ces résultats révèlent que pour ce groupe, la L-DOPA n'induit pas d'augmentation de la F0 par rapport à la condition OFF mais permet de réduire la déclinaison de la F0. La diminution de la déclinaison de la F0 par le traitement L-DOPA est observée dans les trois groupes d'âge et se révèle être l'impact majeur du traitement L-DOPA sur la F0 notamment après 70 ans où la diminution est significativement inférieure à celle en condition OFF mais également à celle des femmes saines. L'impact du traitement L-DOPA sur la déclinaison de la F0 n'avait à notre connaissance jamais été attesté dans la littérature tout comme l'effet différencié de l'administration de la L-DOPA en fonction de l'âge des sujets que nous avons observé à la fois sur les mesures de F0 et de pression sous-glottique.

Cela souligne une fois de plus l'importance de contrôler cette variable lors des évaluations et permet de nuancer les conclusions des études antérieures. En effet, de la même manière que pour l'impact de la maladie sur la F0, les études sur l'impact du traitement L-DOPA sur la F0 présentent des résultats contradictoires avec soit une absence d'effet de la L-DOPA, soit une augmentation de la F0. Par exemple, une étude portant sur la production de voyelles soutenues chez 5 femmes âgées en moyenne de 67 ans n'a montré aucun effet significatif de la L-DOPA sur la F0 (Jiang et al., 1999). De même, une étude portant sur la production de voyelles soutenues et la lecture d'un texte chez 3 femmes âgées en moyenne de 69 ans n'a révélé aucun effet significatif de la L-DOPA sur la F0 (Goberman et al., 2002). En revanche, une autre étude portant sur la production de voyelles soutenues chez 10 femmes âgées en moyenne de 63 ans a rapporté une augmentation significative de la F0 suite à l'administration de la L-DOPA (Sanabria et al., 2001). Ces divergences comme celles rapportées sur l'impact de la maladie peuvent être expliquées par l'exclusion du facteur de l'âge. L'étude de (Sanabria et al., 2001), qui a observé une augmentation de la F0, a étudié une population présentant un âge moyen similaire à la nôtre. Comme nous l'avons constaté lorsque nous ne prenons pas en compte l'âge des sujets, nos résultats indiquent également une augmentation significative de la F0. En revanche, les deux autres études qui ont analysé une population plus âgée ont rapporté une absence d'effet de la L-DOPA, ce qui est cohérent avec nos résultats dans les groupes âgés de 60 à 70 ans et de plus de 70 ans.

Pour résumer

L'objectif de cette quatrième étude était d'analyser si les productions acoustiques des femmes parkinsoniennes en condition ON et OFF se distinguaient de celles des femmes saines et si ces différences étaient influencées par les facteurs de variation identifiés dans le modèle de production normale. Les résultats de cette étude ont permis de clarifier les conclusions contradictoires concernant l'impact de la maladie de Parkinson et du traitement L-DOPA sur la FO des femmes parkinsoniennes, en démontrant que l'exclusion des paramètres de variation constituait un biais considérable. Tous les critères de variation inclus dans cette étude se sont avérés essentiels pour rendre compte des effets réels de la MPI et du traitement L-DOPA sur la FO des femmes parkinsoniennes. Sans l'inclusion de ces paramètres, nous aurions conclu à tort que la FO n'était pas impactée par la MPI, en étant similaire à celle des femmes saines, et que le traitement L-DOPA permettait d'augmenter significativement la FO des femmes parkinsoniennes à un niveau supérieur à celui des femmes saines. Cependant, l'inclusion des facteurs de variation nous a permis de constater que la parole parkinsonienne se distinguait de celle des femmes saines par une diminution significative de la FO après 70 ans, suggérant une altération dans la tension des plis vocaux et une position plus basse du larynx, ainsi que par une déclinaison de la FO significativement plus importante. Cette déclinaison plus prononcée de la FO au cours de la phrase est apparue comme le facteur le plus caractéristique de la parole parkinsonienne en étant observé dans les trois groupes d'âge, soulignant l'importance de considérer ce facteur, ce qui, à notre connaissance, n'avait pas été fait auparavant dans la MPI. Les résultats de cette étude ont également confirmé ceux établis dans le modèle de production normale, en particulier l'indépendance entre la PSG et la FO, réfutant une fois de plus les hypothèses suggérant que les diminutions de la FO dans la maladie de Parkinson étaient causées par les diminutions de la PSG et que la diminution de la fréquence fondamentale serait due à une diminution de la pression sous-glottique pendant l'énoncé. Quant à l'effet du traitement L-DOPA sur la FO des femmes parkinsoniennes, l'inclusion des paramètres de variation a révélé que le traitement L-DOPA induisait une augmentation significative de la FO uniquement chez les femmes de moins de 60 ans. Cependant, nous avons observé un impact significatif

du traitement L-DOPA sur la déclinaison de la F0 au cours de la phrase se traduisant par une diminution de la déclinaison dans les trois groupes d'âge, et plus particulièrement après 70 ans. Le seul impact du traitement après 70 ans est une réduction de la déclinaison de la PSG et de la F0 ce qui n'avait jamais été démontré. Nos résultats sont novateurs en étant les premiers à montrer un effet différencié de l'administration de la L-DOPA en fonction de l'âge des sujets ce qui souligne une fois de plus l'importance de contrôler cette variable lors des évaluations et permet de nuancer les conclusions des études antérieures.

4.3 Étude multiparamétrique

4.3.1 Étude n°5 : classification automatique des marqueurs vocaux

L'objectif principal de cette dernière étude est d'identifier les mesures les plus performantes pour caractériser la parole parkinsonienne en appliquant une tâche de classification automatique supervisée à partir des mesures aérodynamiques et acoustiques préalablement analysées. Les algorithmes de classification devront classer ces mesures en deux catégories distinctes : marqueurs vocaux sains ou parkinsoniens (voir partie classification automatique). Dans les études précédentes, nous avons établi un modèle de production normale à partir de ces mesures dans le but d'identifier par la suite les déviations spécifiques à la parole parkinsonienne. Bien que plusieurs points de divergence aient déjà été identifiés, notamment grâce à l'analyse des paramètres de variation, la création d'un modèle exhaustif représente un défi complexe. Nous avons choisi de compléter notre analyse instrumentale par une tâche de classification automatique car elle offre l'avantage d'exploiter la puissance des algorithmes de machine learning capables de détecter des modèles cachés dans les données en examinant les corrélations, les interactions et les relations entre les différents paramètres mesurés. Ces modèles peuvent être extrêmement complexes et sont souvent difficilement détectables par une analyse statistique classique. Ainsi, cette approche permettra une analyse plus approfondie des marqueurs vocaux nous permettant de compléter et de finaliser notre modèle sur la phonation des femmes atteintes de la MPI. En raison de la nature multifactorielle des altérations de la dysarthrie hypokinétique, aucune mesure ne suffit à elle seule à caractériser la parole parkinsonienne. Néanmoins, le taux de réussite des algorithmes de classification nous aidera à identifier les mesures les plus distinctives de la parole parkinsonienne. En outre, nous pourrions évaluer grâce au taux de réussite des classificateurs si l'apport de la phase aérodynamique pour la caractérisation de la parole parkinsonienne est pertinent. Jusqu'à présent, les données acoustiques étaient majoritairement employées, cette étape nous révélera si l'ajout de la phase aérodynamique permet d'améliorer les

performances des systèmes de classification et par conséquent, d'améliorer la caractérisation de la parole parkinsonienne. La tâche de classification sera appliquée sur les mesures des femmes parkinsoniennes en condition OFF (parkinsoniennes) et sur celles des femmes saines (saines). Les attributs, c'est-à-dire les variables d'entrée que nous utiliserons pour alimenter notre modèle de classification et prédire les classes, sont pour la phase aérodynamique : les mesures de pression intra-orale (PSG estimée) et la localisation de ces mesures au sein de la phrase, indiquée par la position de /p/ (p2, p3, p4, p5 et p6). Pour la phase acoustique, les attributs comprendront les mesures de fréquence fondamentale, leur position respective dans la phrase (positions de /a/ : p2, p4) et leur position dans le déroulement temporel (0,20,50,80 ms). De plus, les systèmes de classification auront accès à l'information sur l'ordre de répétition de chaque phrase par les sujets (de la première à la sixième répétition). Au sein des trois groupes d'âge, nous mettrons en œuvre trois tâches distinctes de classification automatique. La première tâche sera multiparamétrique, combinant à la fois les attributs aérodynamiques et acoustiques. La deuxième tâche se concentrera uniquement sur les attributs aérodynamiques, tandis que la troisième tâche sera basée sur les attributs acoustiques.

4.3.1.1 Statistiques descriptives et visualisation

1. Corpus de moins de 60 ans

Classification automatique mesures des femmes de moins de 60 ans

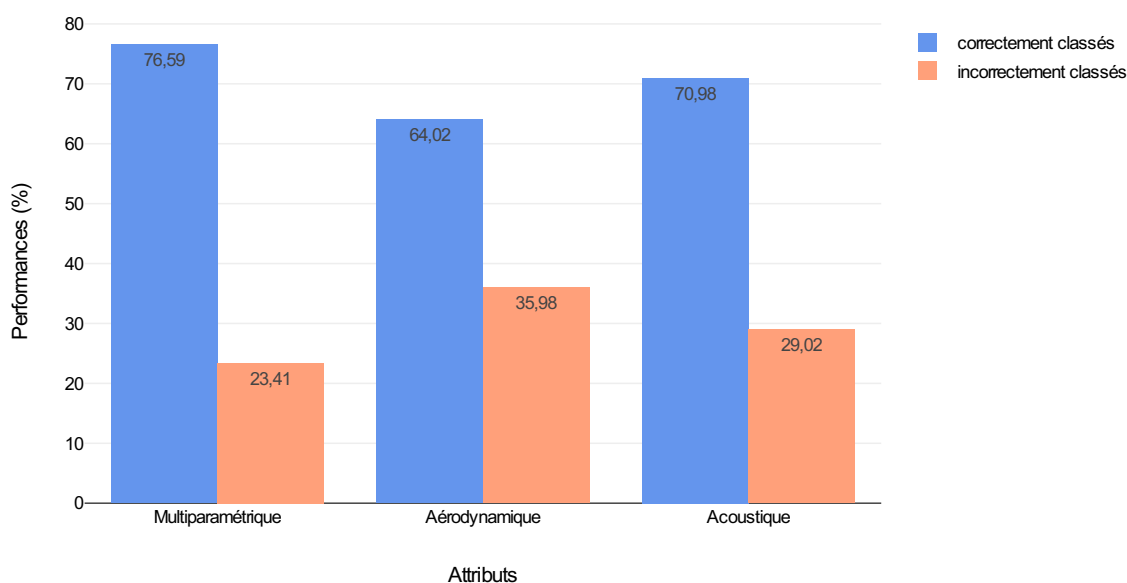


Figure 38. Performances des algorithmes de classification en termes de classification correcte lors de la validation croisée. Le taux de réussite (en bleu) représente la proportion d'éléments correctement classés (%), tandis que le taux d'erreur de classification (en orange) indique le pourcentage d'éléments incorrectement classés.

Multiparamétrique			Aérodynamique			Acoustique		
Vraies Classes	Classes prédites		Vraies Classes	Classes prédites		Vraies Classes	Classes prédites	
	Park	Saines		Park	Saines		Park	Saines
Parkinsoniennes	495	165	Parkinsoniennes	357	303	Parkinsoniennes	444	216
Saines	145	515	Saines	177	483	Saines	170	490

Figure 39. Matrices de confusion des trois systèmes de classification automatique : multiparamétrique, aérodynamique et acoustique. Les lignes horizontales de chaque matrice reflètent les classes réelles, tandis que les colonnes indiquent les prédictions faites par les systèmes. Dans la première colonne, les Vrais Positifs (VP) sont les marqueurs parkinsoniens correctement identifiés par le système. Les Faux Positifs (FP) représentent les marqueurs sains que le système a incorrectement classifiés comme parkinsoniens. Dans la deuxième colonne, les Faux Négatifs (FN) correspondent aux marqueurs parkinsoniens que le système a classifiés comme sains. Les Vrais Négatifs (VN) sont les marqueurs sains correctement identifiés par le système. Les VP et VN, en bleu, symbolisent les réussites du système en matière de classification, tandis que les FP et FN, en orange, mettent en évidence les erreurs commises par le système lors de la classification.

	Précision		Rappel		F-mesure		Coefficient Kappa
	Park	Saines	Park	Saines	Park	Saines	
Multiparamétrique	0.77	0.76	0.75	0.78	0.76	0.77	0.53
Aérodynamique	0.67	0.61	0.54	0.73	0.60	0.67	0.27
Acoustique	0.72	0.69	0.67	0.74	0.69	0.71	0.42

Tableau 22. Évaluation des performances des trois systèmes de classification automatique : multiparamétrique, aérodynamique et acoustique pour les classes : parkinsoniennes (park) et saines. La précision mesure la proportion des prédictions positives qui sont réellement positives, c'est une mesure de la qualité de prédiction des modèles. Le rappel mesure la proportion de prédictions positives que le modèle a réussi à identifier, c'est la capacité du modèle à trouver tous les échantillons positifs. La F-mesure est une moyenne harmonique entre la précision et le rappel, permettant une mesure globale de la performance. La précision, le rappel et la F-mesure sont mesurés sur une échelle de 0 à 1. Le coefficient de Kappa mesure l'accord entre les prédictions et les vraies classes, il varie entre -1 (désaccord total) et 1 (accord total), en passant par 0 (classification au hasard).

2. Corpus de 60 à 70 ans

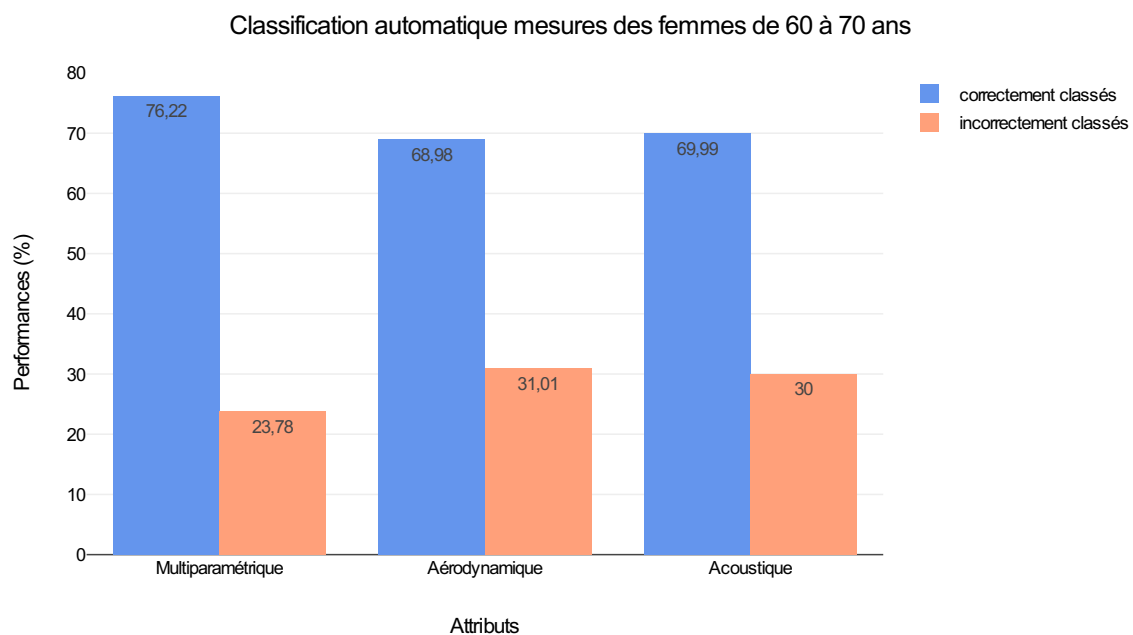


Figure 40. Performances des algorithmes de classification en termes de classification correcte lors de la validation croisée de la phase de test. Le taux de réussite (en jaune) représente la proportion d'éléments correctement classés (%), tandis que le taux d'erreur de classification (en orange) indique le pourcentage d'éléments incorrectement classés.

Multiparamétrique			Aérodynamique			Acoustique		
Vraies Classes	Classes prédites		Vraies Classes	Classes prédites		Vraies Classes	Classes prédites	
	Park	Saines		Park	Saines		Park	Saines
Parkinsoniennes	875	313	Parkinsoniennes	847	341	Parkinsoniennes	776	412
Saines	254	934	Saines	397	791	Saines	304	884

■ Vrai positif (VP)
■ Faux positif (FP)
■ Faux négatif (FN)
■ Vrai négatif (VN)

Figure 41. Matrices de confusion des trois systèmes de classification automatique : multiparamétrique, aérodynamique et acoustique. Les lignes horizontales de chaque matrice reflètent les classes réelles, tandis que les colonnes indiquent les prédictions faites par les systèmes. Dans la première colonne, les Vrais Positifs (VP) sont les marqueurs parkinsoniens correctement identifiés par le système. Les Faux Positifs (FP) représentent les marqueurs sains que le système a incorrectement classifiés comme parkinsoniens. Dans la deuxième colonne, les Faux Négatifs (FN) correspondent aux marqueurs parkinsoniens que le système a classifiés comme sains. Les Vrais Négatifs (VN) sont les marqueurs sains correctement identifiés par le système. Les VP et VN, en bleu, symbolisent les réussites du système en matière de classification, tandis que les FP et FN, en orange, mettent en évidence les erreurs commises par le système lors de la classification.

	Précision		Rappel		F-mesure		Coefficient Kappa
	Park	Saines	Park	Saines	Park	Saines	
Multiparamétrique	0.77	0.75	0.73	0.78	0.75	0.76	0.52
Aérodynamique	0.68	0.70	0.71	0.66	0.69	0.68	0.38
Acoustique	0.72	0.68	0.65	0.74	0.68	0.71	0.40

Tableau 23. Évaluation des performances des trois systèmes de classification automatique : multiparamétrique, aérodynamique et acoustique pour les classes : parkinsonienne (park) et saine. La précision mesure la proportion des prédictions positives qui sont réellement positives ($VP / (VP + FP)$), c'est une mesure de la

qualité de prédiction des modèles. Le rappel mesure la proportion de prédictions positives que le modèle a réussi à identifier ($VP / (VP + FN)$), c'est la capacité du modèle à trouver tous les échantillons positifs. La F-mesure est une moyenne harmonique entre la précision et le rappel, permettant une mesure globale de la performance. La précision, le rappel et la F-mesure sont mesurés sur une échelle de 0 à 1. Le coefficient de Kappa mesure l'accord entre les prédictions et les vraies classes, il varie entre -1 (désaccord total) et 1 (accord total), en passant par 0 (classification au hasard).

3. Corpus de plus de 70 ans

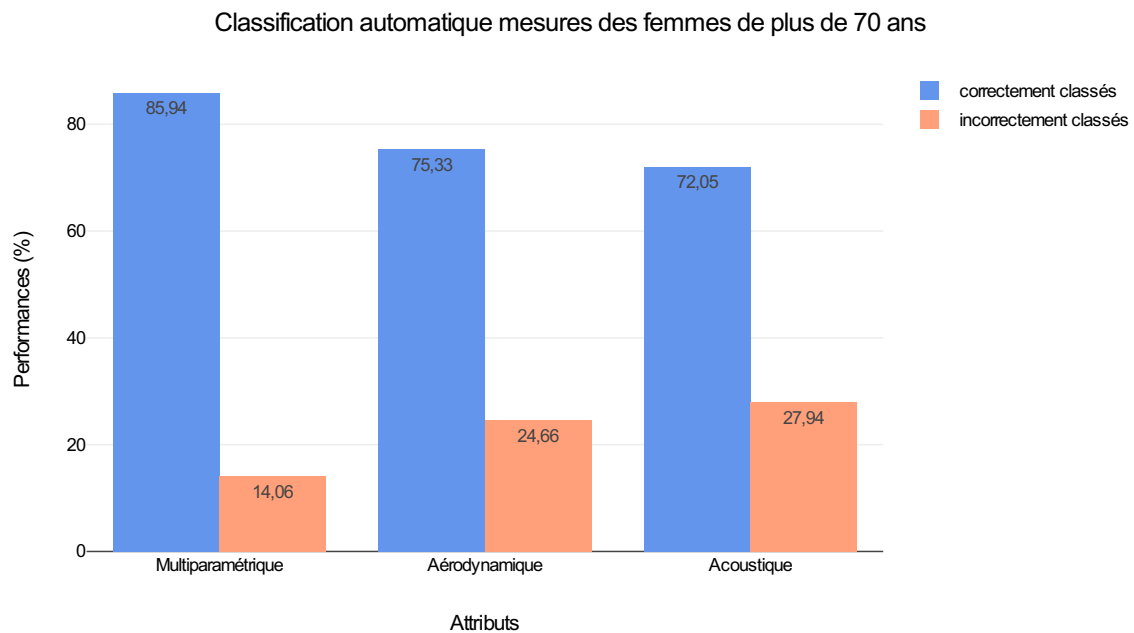


Figure 42. Performances des algorithmes de classification en termes de classification correcte lors de la validation croisée de la phase de test. Le taux de réussite (en jaune) représente la proportion d'éléments correctement classés (%), tandis que le taux d'erreur de classification (en orange) indique le pourcentage d'éléments incorrectement classés.

Multiparamétrique			Aérodynamique			Acoustique		
Vraies Classes	Classes prédites		Vraies Classes	Classes prédites		Vraies Classes	Classes prédites	
	Park	Saines		Park	Saines		Park	Saines
Parkinsoniennes	499	95	Parkinsoniennes	412	182	Parkinsoniennes	399	195
Saines	74	520	Saines	113	481	Saines	139	455

- Vrai positif (VP)
- Faux positif (FP)
- Faux négatif (FN)
- Vrai négatif (VN)

Figure 43. Matrices de confusion des trois système de classification automatique : multiparamétrique, aérodynamique et acoustique. Les lignes horizontales de chaque matrice reflètent les classes réelles, tandis que les colonnes indiquent les prédictions faites par les systèmes. Dans la première colonne, les Vrais Positifs (VP) sont les marqueurs parkinsoniens correctement identifiés par le système. Les Faux Positifs (FP) représentent les marqueurs sains que le système a incorrectement classifiés comme parkinsoniens. Dans la deuxième colonne, les Faux Négatifs (FN) correspondent aux marqueurs parkinsoniens que le système a classifiés comme sains. Les Vrais Négatifs (VN) sont les marqueurs sains correctement identifiés par le système. Les VP et VN, en bleu, symbolisent les réussites du système en matière de classification, tandis que les FP et FN, en orange, mettent en évidence les erreurs commises par le système lors de la classification.

	Précision		Rappel		F-mesure		Coefficient Kappa
	Park	Saines	Park	Saines	Park	Saines	
Multiparamétrique	0.87	0.84	0.84	0.87	0.85	0.86	0.71
Aérodynamique	0.78	0.72	0.69	0.80	0.73	0.76	0.50
Acoustique	0.74	0.70	0.67	0.76	0.70	0.73	0.43

Tableau 24. Évaluation des performances des trois systèmes de classification automatique : multiparamétrique, aérodynamique et acoustique pour les classes : parkinsonienne (park) et saine. La précision mesure la proportion des prédictions positives qui sont réellement positives ($VP / (VP + FP)$), c'est une mesure de la qualité de prédiction des modèles. Le rappel mesure la proportion de prédictions positives que le modèle a réussi à identifier ($VP / (VP + FN)$), c'est la capacité du modèle à trouver tous les échantillons positifs. La F-mesure est une moyenne harmonique entre la précision et le rappel, permettant une mesure globale de la performance. La précision, le rappel et la F-mesure sont mesurés sur une échelle de 0 à 1. Le coefficient de Kappa mesure l'accord entre les prédictions et les vraies classes, il varie entre -1 (désaccord total) et 1 (accord total), en passant par 0 (classification au hasard).

4.3.1.2 Résultats

La partie précédente synthétise les résultats de l'algorithme Random forest (RF), qui est l'algorithme qui a obtenu les meilleures performances de classification lors des tâches réalisées sur les attributs multiparamétriques, aérodynamiques et acoustiques. Il s'agit d'un modèle d'apprentissage

automatique qui utilise une combinaison d'arbres de décision pour effectuer des prédictions. Pour construire cet ensemble d'arbres, RF utilise une technique appelée "bagging" (bootstrap aggregating) qui sélectionne aléatoirement plusieurs échantillons d'entraînement à partir de l'ensemble de données d'entraînement pour former plusieurs arbres de décision. Lors de la création de chaque arbre, l'algorithme utilise également une sélection aléatoire d'attributs. En effet, au lieu de prendre en compte tous les attributs disponibles, chaque arbre ne considère qu'un sous-ensemble aléatoire d'entre eux. Cette sélection aléatoire assure que chaque arbre se concentre sur des caractéristiques différentes, ce qui favorise la diversité de l'ensemble d'arbres. Une fois que tous les arbres ont été construits, l'algorithme Random Forest utilise cet ensemble pour effectuer des prédictions. Lorsqu'une nouvelle instance doit être classée, chaque arbre de l'ensemble émet une prédiction. La classe finale est déterminée par un vote majoritaire, où la classe qui obtient le plus de votes parmi les arbres est choisie comme prédiction finale.

1. Moins de 60 ans

Pour le groupe des femmes de moins de 60 ans, les résultats indiquent que la tâche de classification multiparamétrique, qui intègre à la fois des mesures aérodynamiques et acoustiques, obtient les meilleures performances de classification des marqueurs vocaux avec un taux de réussite de 75.59% (voir Figure 38). Les tâches de classification basées uniquement sur des mesures aérodynamiques ou acoustiques présentent un taux de réussite inférieur, soit respectivement 64,02% et 70,98% (voir Figure 38). Le plus faible taux de réussite pour la tâche aérodynamique indique un taux d'erreur global supérieur par rapport aux autres approches de classification. En ce qui concerne l'évaluation de la concordance entre les prédictions des systèmes et les véritables classes à l'aide du coefficient Kappa, le système multiparamétrique obtient le score le plus élevé de 0.53. Le système acoustique obtient un score de 0.42 tandis que le système aérodynamique présente le score Kappa le plus faible, de 0.27, révélant un degré d'accord inférieur en comparaison avec les autres systèmes (voir Tableau 22). Ces systèmes ont été évalués sur un total de 1320 marqueurs vocaux lors de la phase de

test, dont 660 ont été extraits chez les femmes saines et 660 chez les femmes parkinsoniennes. Les matrices de confusion permettent de visualiser de manière plus détaillée les performances de chaque système de classification (voir Figure 39).

Pour le système multiparamétrique, sur les 660 marqueurs vocaux parkinsoniens, 495 ont été correctement identifiés (vrais positifs), tandis que 165 ont été incorrectement identifiés comme sains (faux négatifs). Parmi les 660 marqueurs vocaux normaux, 515 ont été correctement classifiés (vrais négatifs), tandis que 145 ont été incorrectement classifiés comme parkinsoniens (faux positifs). Au total, le système a correctement classifié 1010 marqueurs sur 1320 (voir Figure 39). Pour les marqueurs vocaux parkinsoniens, la précision est de 0.77 et le rappel de 0.75 avec une F-mesure de 0.76. Pour les marqueurs vocaux normaux, la précision est de 0.76 et le rappel est de 0.78 avec une F-mesure de 0.77 (voir Tableau 22).

Pour le système aérodynamique, sur les 660 marqueurs vocaux parkinsoniens, 357 ont été correctement identifiés (VP), tandis que 303 ont été incorrectement identifiés comme sains (FN). Parmi les 660 marqueurs vocaux normaux, 483 ont été correctement classifiés (VN), tandis que 177 ont été incorrectement classifiés comme parkinsoniens (FP). Au total, le système a correctement classifié 840 marqueurs sur 1320 (voir Figure 39). Pour les marqueurs vocaux parkinsoniens, la précision est de 0.67 et le rappel de 0.54 avec une F-mesure est 0.60. Pour les marqueurs vocaux normaux, la précision est de 0.61 et le rappel est de 0.73 avec une F-mesure de 0.67 (voir Tableau 22).

Pour le système acoustique, sur les 660 marqueurs vocaux parkinsoniens, 444 ont été correctement identifiés (VP), tandis que 216 ont été incorrectement identifiés comme sains (FN). Parmi les 660 marqueurs vocaux normaux, 490 ont été correctement classifiés (VN), tandis que 170 ont été incorrectement classifiés comme parkinsoniens (FP). Au total, le système a correctement classifié 934 marqueurs sur 1320 (voir Figure 39). Pour les marqueurs vocaux parkinsoniens, la précision est de 0.72 et le rappel de 0.67 avec la F-mesure de 0.69. Pour les marqueurs vocaux normaux, la précision est de 0.69 et le rappel est de 0.74 et une F-mesure de 0.71 (voir Tableau 22).

Dans les trois tâches de classification, les systèmes montrent une précision plus élevée pour la classe des marqueurs vocaux parkinsoniens, ce qui signifie qu'ils sont généralement plus précis dans l'identification des marqueurs associés à la maladie de Parkinson. Cependant, le rappel est plus élevé pour la classe des marqueurs vocaux sains, ce qui indique une meilleure sensibilité dans la détection des marqueurs vocaux sains. Les systèmes sont capables de détecter un plus grand nombre de marqueurs vocaux sains, mais cela se traduit par plus d'erreurs dans la prédiction de cette classe. À l'inverse, moins de marqueurs vocaux parkinsoniens sont détectés mais avec une meilleure précision (moins d'erreur). La F-mesure est plus élevée pour la classe des marqueurs vocaux sains dans les trois tâches, ce qui met en évidence de meilleures performances globales dans la détection des marqueurs vocaux sains par rapport aux marqueurs vocaux parkinsoniens. Le système qui détecte les marqueurs vocaux parkinsoniens avec la meilleure précision est le système multiparamétrique et le système qui obtient la précision la plus faible est le système aérodynamique. Le système qui détecte le plus grand nombre de marqueurs vocaux parkinsoniens est le système multiparamétrique et le système qui détecte le nombre le plus faible est le système aérodynamique (voir Tableau 22).

2. 60 à 70 ans

Pour le groupe des femmes de 60 à 70 ans, les résultats indiquent que la tâche de classification multiparamétrique, qui intègre à la fois des mesures aérodynamiques et acoustiques, obtient les meilleures performances de classification des marqueurs vocaux avec un taux de réussite de 76,22% (voir Figure 40). Les tâches de classification basées uniquement sur des mesures aérodynamiques ou acoustiques présentent un taux de réussite inférieur, soit respectivement 68,98% et 69,99% (voir Figure 40). Le plus faible taux de réussite pour la tâche aérodynamique indique un taux d'erreur global supérieur par rapport aux autres approches de classification. En ce qui concerne l'évaluation de la concordance entre les prédictions des systèmes et les véritables classes à l'aide du coefficient Kappa, le système multiparamétrique obtient le score le plus élevé de 0,52. Le système acoustique obtient un score de 0,40 tandis que le système aérodynamique présente le score Kappa le plus faible, de 0,38,

révélant un degré d'accord inférieur en comparaison avec les autres systèmes (voir Tableau 23). Ces systèmes ont été évalués sur un total de 2376 marqueurs vocaux lors de la phase de test, dont 1188 ont été extraits chez les femmes saines et 1188 chez les femmes parkinsoniennes.

Pour le système multiparamétrique, sur les 1188 marqueurs vocaux parkinsoniens, 875 ont été correctement identifiés (vrais positifs), tandis que 313 ont été incorrectement identifiés comme sains (faux négatifs). Parmi les 1188 marqueurs vocaux normaux, 934 ont été correctement classifiés (vrais négatifs), tandis que 254 ont été incorrectement classifiés comme parkinsoniens (faux positifs). Au total, le système a correctement classifié 1809 marqueurs sur 2376 (voir Figure 41). Pour les marqueurs vocaux parkinsoniens, la précision est de 0.77 et le rappel de 0.73 avec une F-mesure de 0.75. Pour les marqueurs vocaux normaux, la précision est de 0.75 et le rappel est de 0.78 avec une F-mesure de 0.76 (voir Tableau 23).

Pour le système aérodynamique, sur les 1188 marqueurs vocaux parkinsoniens, 847 ont été correctement identifiés (VP), tandis que 341 ont été incorrectement identifiés comme sains (FN). Parmi les 1188 marqueurs vocaux normaux, 791 ont été correctement classifiés (VN), tandis que 397 ont été incorrectement classifiés comme parkinsoniens (FP). Au total, le système a correctement classifié 1638 marqueurs sur 2376 (voir Figure 41). Pour les marqueurs vocaux parkinsoniens, la précision est de 0.68 et le rappel de 0.71 avec une F-mesure est 0.69. Pour les marqueurs vocaux normaux, la précision est de 0.70 et le rappel est de 0.66 avec une F-mesure de 0.68 (voir Tableau 23).

Pour le système acoustique, sur les 1188 marqueurs vocaux parkinsoniens, 776 ont été correctement identifiés (VP), tandis que 412 ont été incorrectement identifiés comme sains (FN). Parmi les 1188 marqueurs vocaux normaux, 884 ont été correctement classifiés (VN), tandis que 304 ont été incorrectement classifiés comme parkinsoniens (FP). Au total, le système a correctement classifié 1660 marqueurs sur 2376 (voir Figure 41). Pour les marqueurs vocaux parkinsoniens, la précision est de 0.72 et le rappel de 0.65 avec une F-mesure est 0.68. Pour les marqueurs vocaux normaux, la précision est de 0.68 et le rappel est de 0.74 avec une F-mesure de 0.71 (voir Tableau 23).

Dans la tâche multiparamétrique, les marqueurs vocaux parkinsoniens présentent une meilleure précision, ce qui signifie que le système est plus précis dans l'identification des marqueurs associés à la maladie de Parkinson. Cependant, le rappel est plus élevé pour les marqueurs vocaux sains, indiquant une meilleure capacité du système à détecter un plus grand nombre de marqueurs vocaux sains. La F-mesure confirme ces tendances en étant plus élevée pour les marqueurs vocaux sains, ce qui met en évidence de meilleures performances globales pour cette classe dans la tâche multiparamétrique. Dans la tâche aérodynamique, les marqueurs vocaux sains obtiennent une meilleure précision, ce qui suggère que le système est plus précis dans l'identification des marqueurs sains. En revanche, le rappel est plus élevé pour les marqueurs vocaux parkinsoniens, indiquant une meilleure capacité du système à détecter un plus grand nombre de marqueurs parkinsoniens. La F-mesure confirme ces résultats en étant plus élevée pour les marqueurs vocaux parkinsoniens, soulignant de meilleures performances globales pour cette classe dans la tâche aérodynamique. La F-mesure pour les marqueurs parkinsoniens est plus élevée dans la tâche aérodynamique que dans la tâche acoustique. Dans la tâche acoustique, les marqueurs vocaux parkinsoniens présentent une meilleure précision, ce qui signifie que le système est plus précis dans l'identification des marqueurs associés à la maladie de Parkinson. Cependant, le rappel est inférieur pour les marqueurs vocaux parkinsoniens, suggérant que le système a plus de difficulté à détecter la totalité des marqueurs parkinsoniens. La F-mesure confirme ces résultats en étant plus élevée pour les marqueurs vocaux sains, ce qui met en évidence de meilleures performances globales pour cette classe dans la tâche acoustique. Le système qui détecte les marqueurs vocaux parkinsoniens avec la meilleure précision est le système multiparamétrique et le système qui obtient la précision la plus faible est le système aérodynamique. Le système qui détecte le plus grand nombre de marqueurs vocaux parkinsoniens est le système multiparamétrique et le système qui détecte le nombre le plus faible est le système acoustique (voir Tableau 23).

3. Plus de 70 ans

Pour le groupe des femmes de plus de 70 ans, les résultats indiquent que la tâche de classification multiparamétrique, qui intègre à la fois des mesures aérodynamiques et acoustiques, obtient une fois de plus les meilleures performances de classification des marqueurs vocaux avec un taux de réussite de 85.94% (voir Figure 42). Les tâches de classification basées uniquement sur des mesures aérodynamiques ou acoustiques présentent un taux de réussite inférieur, soit respectivement 75.33 % et 72.05 % (voir Figure 42). Le plus faible taux de réussite pour la tâche acoustique indique un taux d'erreur global supérieur par rapport aux autres approches de classification. En ce qui concerne l'évaluation de la concordance entre les prédictions des systèmes et les véritables classes à l'aide du coefficient Kappa, le système multiparamétrique obtient le score le plus élevé de 0.71. Le système aérodynamique obtient un score de 0.50 tandis que le système acoustique présente le score Kappa le plus faible, de 0.43, révélant un degré d'accord inférieur en comparaison avec les autres systèmes (voir Tableau 24). Ces systèmes ont été évalués sur un total de 1188 marqueurs vocaux lors de la phase de test, dont 594 ont été extraits chez les femmes saines et 594 chez les femmes parkinsoniennes.

Pour le système multiparamétrique, sur les 594 marqueurs vocaux parkinsoniens, 499 ont été correctement identifiés (vrais positifs), tandis que 95 ont été incorrectement identifiés comme sains (faux négatifs). Parmi les 594 marqueurs vocaux normaux, 520 ont été correctement classifiés (vrais négatifs), tandis que 74 ont été incorrectement classifiés comme parkinsoniens (faux positifs). Au total, le système a correctement classifié 1019 marqueurs sur 1188 (voir Figure 43). Pour les marqueurs vocaux parkinsoniens, la précision est de 0.87 et le rappel de 0.84 avec une F-mesure de 0.85. Pour les marqueurs vocaux normaux, la précision est de 0.84 et le rappel est de 0.87 avec une F-mesure de 0.86 (voir Tableau 24).

Pour le système aérodynamique, sur les 594 marqueurs vocaux parkinsoniens, 412 ont été correctement identifiés (vrais positifs), tandis que 182 ont été incorrectement identifiés comme sains

(faux négatifs). Parmi les 594 marqueurs vocaux normaux, 481 ont été correctement classifiés (vrais négatifs), tandis que 113 ont été incorrectement classifiés comme parkinsoniens (faux positifs). Au total, le système a correctement classifié 893 marqueurs sur 1188 (voir Figure 43). Pour les marqueurs vocaux parkinsoniens, la précision est de 0.78 et le rappel de 0.69 avec une F-mesure de 0.73. Pour les marqueurs vocaux normaux, la précision est de 0.72 et le rappel est de 0.80 avec une F-mesure de 0.76 (voir Tableau 24).

Pour le système acoustique, sur les 594 marqueurs vocaux parkinsoniens, 399 ont été correctement identifiés (vrais positifs), tandis que 195 ont été incorrectement identifiés comme sains (faux négatifs). Parmi les 594 marqueurs vocaux normaux, 455 ont été correctement classifiés (vrais négatifs), tandis que 139 ont été incorrectement classifiés comme parkinsoniens (faux positifs). Au total, le système a correctement classifié 854 marqueurs sur 1188 (voir Figure 43). Pour les marqueurs vocaux parkinsoniens, la précision est de 0.74 et le rappel de 0.67 avec une F-mesure de 0.70. Pour les marqueurs vocaux normaux, la précision est de 0.70 et le rappel est de 0.76 avec une F-mesure de 0.73 (voir Tableau 24).

Dans les trois tâches de classification, les systèmes montrent une précision plus élevée pour la classe des marqueurs vocaux parkinsoniens, ce qui signifie qu'ils sont généralement plus précis dans l'identification des marqueurs associés à la maladie de Parkinson. Cependant, le rappel est plus élevé pour la classe des marqueurs vocaux sains, indiquant une meilleure capacité des systèmes à détecter un nombre plus élevé de marqueurs vocaux sains. En ce qui concerne la F-mesure, elle est plus élevée pour les marqueurs vocaux sains que pour les marqueurs vocaux parkinsoniens dans les trois systèmes de classification ce qui met en évidence de meilleures performances globales pour la détection des marqueurs vocaux sains par rapport aux marqueurs vocaux parkinsoniens. Le système qui détecte les marqueurs vocaux parkinsoniens avec la meilleure précision est le système multiparamétrique et le système qui obtient la précision la plus faible est le système acoustique. Le système qui détecte le plus

grand nombre de marqueurs vocaux parkinsoniens est le système multiparamétrique et le système qui détecte le nombre le plus faible est le système acoustique (voir Tableau 24).

4.3.1.3 Discussion

Les résultats obtenus mettent en évidence les performances élevées des systèmes de classification dans la distinction des marqueurs vocaux sains et parkinsoniens, malgré le nombre limité d'attributs et de mesures évaluées. Ces résultats confirment la pertinence des mesures utilisées dans cette étude pour caractériser la parole parkinsonienne. Nous avons fait le choix dans ce travail de recherche d'analyser peu de mesures afin de se focaliser sur la précision de ces mesures, en développant des méthodes de segmentation robustes adaptées à la parole normale et pathologique, en extrayant des marqueurs pertinents et constants (sans variation dans la prise de mesure) et en procédant à une extraction automatique afin de limiter les erreurs d'annotation des mesures et d'étiquetage des classes. De plus, nous avons veillé à ce que nos classes soient parfaitement homogènes, avec un nombre égal de marqueurs vocaux dans chaque classe et une distinction par classe d'âge, afin de minimiser les biais potentiels dans les résultats. Cette approche méthodologique a permis d'obtenir des performances élevées de classification, suggérant que les données utilisées lors de la phase d'apprentissage étaient pertinentes et ont permis aux systèmes de généraliser les schémas caractéristiques et de reconnaître les modèles pertinents pour la distinction des marqueurs vocaux lors de la phase de test.

Parmi les différentes tâches de classification, la tâche multiparamétrique, qui intègre à la fois des mesures aérodynamiques et acoustiques, s'est avérée être la plus pertinente pour identifier et classer avec précision un plus grand nombre de marqueurs vocaux parkinsoniens dans les trois groupes d'âge. Ces résultats confirment que l'approche multiparamétrique est la plus robuste pour identifier les altérations causées par la maladie de Parkinson et confirment que l'ajout des mesures aérodynamiques améliore significativement les performances de classification par rapport à la tâche utilisant uniquement des mesures acoustiques. Dans les trois groupes d'âge, les systèmes de

classification ont démontré des performances distinctes, soulignant l'importance de prendre en compte la variable de l'âge lors de l'analyse des marqueurs vocaux, tant dans l'évaluation instrumentale que dans la classification automatique. Les résultats de la tâche aérodynamique montrent que les performances de classification s'améliorent progressivement avec l'âge. La performance la moins élevée a été observée dans le groupe des femmes de moins de 60 ans, puis a augmenté dans le groupe des femmes âgées de 60 à 70 ans (passant de 64,04 % à 68,98 %), et était encore meilleure pour le groupe des femmes de plus de 70 ans (75.33 %). Ces résultats indiquent que les mesures aérodynamiques des femmes parkinsoniennes se distinguent davantage de celles des femmes saines à mesure que l'âge avance. Ces résultats confirment les observations de l'analyse instrumentale, où l'inclusion de la variable de l'âge a révélé que les effets de la maladie de Parkinson sur la pression sous-glottique étaient amplifiés par les effets du vieillissement, notamment après 70 ans. Les écarts entre les mesures de pression des femmes saines et parkinsoniennes se sont accentués avec l'âge, indiquant une diminution de l'énergie nécessaire pour produire la parole chez les femmes parkinsoniennes, tandis que les femmes saines parvenaient à compenser les changements liés à l'âge en augmentant significativement leur niveau de pression. Ces résultats soulignent l'importance cruciale de la variable de l'âge dans l'analyse des marqueurs vocaux aérodynamique. Pour la tâche acoustique, les performances de classification sont similaires pour les femmes de moins de 70 ans, avec un taux de réussite de 70.98 % pour les femmes de moins de 60 ans et un taux de 69.99 % pour les femmes âgées de 60 à 70 ans. Cependant, les performances sont légèrement supérieures pour les femmes de plus de 70 ans, avec un taux de réussite de 72.05 %. Ces résultats sont également cohérents avec l'analyse instrumentale, où nous avons observé que la fréquence fondamentale était stable de 45 à 70 ans chez les femmes saines et parkinsoniennes, puis diminuait de manière significative après 70 ans. Contrairement à la pression sous-glottique, les effets de la maladie de Parkinson sur la fréquence fondamentale ne sont aggravés qu'après 70 ans. Les meilleurs résultats de classification ont été obtenus par les trois systèmes pour le groupe des femmes âgées de plus de 70 ans, indiquant que c'est dans cette tranche d'âge que les mesures aérodynamiques et acoustiques présentent les différences

les plus marquées entre les femmes saines et parkinsoniennes. Ces résultats confirment que les altérations liées à la maladie de Parkinson sont plus prononcées après l'âge de 70 ans, ce qui est cohérent avec nos observations instrumentales montrant des niveaux significativement inférieurs de pression sous-glottique et de fréquence fondamentale chez les femmes parkinsoniennes par rapport aux femmes saines. Pour ce groupe, la tâche aérodynamique a obtenu de meilleures performances de classification que la tâche acoustique, ce qui est en accord avec nos observations montrant une altération prononcée et distincte de la pression sous-glottique chez les femmes parkinsoniennes. En effet, nous avons observé une augmentation significative de la pression sous-glottique chez les femmes saines après l'âge de 70 ans, tandis que chez les femmes parkinsoniennes, la pression sous-glottique diminuait considérablement. Ces différences marquées dans la pression sous-glottique ont permis à la tâche aérodynamique de mieux distinguer les marqueurs vocaux parkinsoniens des marqueurs sains, par rapport à la tâche acoustique où la différence de fréquence fondamentale était moins prononcée. Ces résultats suggèrent que la pression sous-glottique est plus altérée que la fréquence fondamentale par la maladie de Parkinson après 70 ans. En revanche, dans le groupe des femmes de moins de 60 ans, la tâche aérodynamique a présenté des performances nettement inférieures à celles de la tâche acoustique. Cette observation est également cohérente avec nos résultats instrumentaux, montrant que la pression sous-glottique était similaire chez les femmes saines et parkinsoniennes en début de phrase (positions p2 et p3), contrairement aux autres groupes d'âge où elle différait clairement chez les femmes parkinsoniennes dans toutes les positions de /p/. Cette similarité des marqueurs vocaux dans les positions p2 et p3 a posé problème à l'algorithme de classification aérodynamique se traduisant par une mesure de rappel faible pour la classe saine, ce qui indique que de nombreux marqueurs sains n'ont pas été retrouvés en étant prédits comme parkinsoniens par le système. La fréquence fondamentale chez les femmes parkinsoniennes était significativement plus élevée que chez les femmes saines, même si cette différence était significative uniquement en position p2. Néanmoins, la F0 restait plus élevée en position p4, ce qui a permis à la tâche acoustique de mieux discriminer les marqueurs vocaux parkinsoniens par rapport à la tâche

aérodynamique. Dans le groupe des femmes âgées de 60 à 70 ans, les performances de classification entre les tâches aérodynamique et acoustique sont similaires, avec des performances légèrement supérieures pour la tâche acoustique ce qui, contrairement aux autres groupes d'âge, ne correspond pas à nos observations instrumentales. En effet, lors de l'analyse instrumentale, nous avons observé une pression sous-glottique significativement plus basse chez les femmes parkinsoniennes dans toutes les positions de /p/ alors que les moyennes de fréquence fondamentale étaient similaires entre les femmes parkinsoniennes et saines. Les femmes parkinsoniennes de cette classe se distinguaient des femmes saines uniquement par une déclinaison plus importante de la fréquence fondamentale. Par conséquent, nous nous attendions à ce que la tâche aérodynamique obtienne de meilleures performances. Cependant, si nous analysons le taux de vrais positifs, ainsi que les mesures de rappel et de F-mesure, nous constatons que la tâche aérodynamique a réussi à détecter un plus grand nombre de marqueurs vocaux parkinsoniens que la tâche acoustique (mesure de rappel plus élevée), avec de meilleures performances globales pour classier la classe parkinsonienne, ce qui se traduit par une F-mesure plus élevée dans la tâche aérodynamique que dans la tâche acoustique. En revanche, la tâche acoustique s'est révélée plus précise dans l'identification des marqueurs associés à la maladie de Parkinson par rapport à la phase aérodynamique et a permis de prédire correctement un nombre plus important de marqueurs sains. La tâche aérodynamique s'est donc avérée plus efficace que la tâche acoustique pour détecter un plus grand nombre de marqueurs parkinsoniens ce qui est cohérent avec nos observations, mais globalement, les performances de la tâche acoustique étaient légèrement supérieures. Ces résultats suggèrent que pour la tâche acoustique, l'algorithme RD a détecté des points de déviance pour ce groupe que nous n'avons pas identifiés lors de l'analyse instrumentale. L'algorithme RD utilise une sélection aléatoire d'attributs lors de la création de chaque arbre, ce qui permet à chaque arbre de se concentrer sur des caractéristiques différentes, favorisant ainsi la diversité de l'ensemble d'arbres. La tâche acoustique dispose d'un plus grand nombre d'attributs que la phase aérodynamique, notamment des informations sur le décours temporel qui étaient plus difficilement interprétables dans le détail dans l'analyse instrumentale. De plus, nous avons également

inclus l'attribut sur l'ordre de répétition de chaque phrase dans les deux systèmes. Dans notre analyse instrumentale, nous n'avons pas analysé l'ordre des phrases, qui a peut-être contribué à identifier des altérations de la fréquence fondamentale. La sélection aléatoire des attributs par l'algorithme a permis d'explorer des relations plus précises entre les attributs, ce qui a pu également contribuer à identifier des points de déviance supplémentaires. Ces résultats mettent en évidence la nécessité de mener des recherches supplémentaires afin d'identifier les marqueurs acoustiques spécifiques pour ce groupe qui ont permis de distinguer la parole parkinsonienne de la parole normale.

Pour résumer

L'objectif de cette cinquième étude était d'identifier les mesures les plus performantes pour caractériser la parole parkinsonienne en procédant à une classification automatique des marqueurs vocaux sains et parkinsoniens. Les résultats de cette étude ont montré que l'approche multiparamétrique, qui intègre des mesures aérodynamiques et acoustiques, s'est avérée la plus robuste pour cette tâche. En effet, nous avons observé une variabilité des performances des systèmes de classification selon les groupes d'âge et le type de tâche (aérodynamique ou acoustique). Avant 60 ans, les mesures acoustiques se sont révélées plus discriminantes pour identifier la parole parkinsonienne que les mesures aérodynamiques. Cependant, entre 60 et 70 ans, les mesures acoustiques, bien qu'elles aient été plus précises pour prédire les marqueurs vocaux parkinsoniens, ont détecté moins de marqueurs que les mesures aérodynamiques. Après 70 ans, les deux mesures ont montré des performances accrues, avec une meilleure performance pour les mesures aérodynamiques qui se sont révélées plus discriminantes. Ces résultats confirment l'importance d'une approche multiparamétrique dans l'analyse de la parole parkinsonienne en montrant que les mesures acoustiques et aérodynamiques sont toutes deux pertinentes pour caractériser la parole parkinsonienne et que leur combinaison permet d'obtenir une meilleure performance dans les trois groupes d'âge. Cela souligne l'importance de ne pas privilégier une méthode instrumentale au détriment d'une autre, une tendance majoritairement observée dans les recherches qui favorisent les mesures acoustiques au détriment des mesures aérodynamiques. Or, ces résultats confirment que l'intégration des mesures aérodynamiques dans les protocoles d'évaluation augmente la fiabilité de l'évaluation. Les performances élevées obtenues dans les trois tâches ont confirmé la pertinence des marqueurs choisis dans cette étude ainsi que la méthodologie appliquée, qui s'est avérée fiable et robuste pour caractériser la parole parkinsonienne. Notre étude a également permis de confirmer que les altérations liées à la maladie de Parkinson s'intensifient après l'âge de 70 ans, en particulier les altérations de la pression sous-glottique et que les effets de la maladie de Parkinson sur la pression

sous-glottique étaient amplifiés par les effets du vieillissement, en particulier après 70 ans. Nos résultats ont suggéré que la pression sous-glottique était plus affectée que la fréquence fondamentale par la maladie de Parkinson après 70 ans. Enfin, les résultats de cette étude ont également indiqué qu'une recherche supplémentaire était nécessaire concernant les marqueurs vocaux acoustiques pour le groupe d'âge de 60 à 70 ans. En effet, la tâche de classification acoustique a réussi à discriminer avec une performance élevée les marqueurs vocaux parkinsoniens, bien que nos études instrumentales aient constaté que les moyennes de la fréquence fondamentale étaient similaires entre les femmes saines et parkinsoniennes. Les femmes parkinsoniennes de cette tranche d'âge se distinguaient des femmes saines uniquement par une diminution plus marquée de la fréquence fondamentale. Ces résultats suggèrent que pour la tâche acoustique, l'algorithme de détection (RD) a identifié des points de divergence pour ce groupe que nous n'avions pas repérés lors de l'analyse instrumentale. Ces résultats soulignent donc la nécessité de mener des recherches supplémentaires pour identifier les marqueurs acoustiques spécifiques à ce groupe, qui ont permis de distinguer la parole parkinsonienne de la parole saine.

Conclusion Générale

Dans ce travail de thèse, nous avons réalisé une évaluation instrumentale multiparamétrique de la voix des femmes à partir de marqueurs vocaux aérodynamiques et acoustiques. L'objectif principal était de contribuer à la compréhension des troubles de la parole observés chez les femmes atteintes de la maladie de Parkinson, connus sous le nom de dysarthrie hypokinétique, qui demeuraient encore mal compris. Afin de pouvoir identifier ces troubles, nous avons en amont établi un modèle de production normale à partir de marqueurs vocaux aérodynamiques et acoustiques de notre corpus de femmes saines afin d'obtenir des valeurs de références pour l'évaluation de la parole parkinsonienne. Une attention particulière a été portée à l'analyse des paramètres de variation de ces marqueurs vocaux pour distinguer les variations normales des variations pathologiques. Pour la phase aérodynamique, nous avons examiné les effets de l'âge et de la position de la consonne /p/ dans la phrase. Les résultats ont démontré des effets significatifs de l'âge et de la position de /p/ sur les mesures de pression intra-orale (pression sous-glottique estimée), soulignant l'importance de prendre en compte ces paramètres lors des évaluations. Nous avons constaté une augmentation significative de la pression avec l'âge, un impact de l'âge sur la capacité à réaliser correctement l'accentuation ainsi qu'une variation de la pression au cours de la phrase, avec une pression significativement plus élevée en début de phrase par rapport aux autres positions, notamment par rapport au dernier /p/ de la phrase. Les femmes saines âgées ont démontré une capacité à compenser les effets du vieillissement par un effort musculaire accru, se traduisant par une augmentation significative de la pression avec l'âge. Pour la phase acoustique, nous avons examiné les effets de l'âge, de la position du /a/ dans la phrase et de la perturbation consonantique de /p/ sur le déroulement temporel de la voyelle /a/. Nous avons observé que la fréquence fondamentale des femmes saines restait stable de 45 à 70 ans, puis diminuait significativement après 70 ans. La position du /a/ dans la phrase nous a permis d'observer une déclinaison de la F0 au cours de la phrase, avec des valeurs de F0 plus élevées dans la première position. En ce qui concerne l'effet de la consonne /p/ sur le déroulement temporel de la voyelle /a/, nous

avons observé des schémas distincts en fonction de la position de la consonne dans la phrase. D'une part, nous avons constaté un contour descendant de la fréquence fondamentale, avec une valeur initiale significativement plus élevée par rapport à la fin du discours temporel, correspondant au schéma couramment observé lorsqu'une voyelle est précédée d'une occlusive sourde. D'autre part, nous avons observé une élévation maintenue de la fréquence fondamentale tout au long du discours temporel dans les syllabes accentuées. Nous avons utilisé ce modèle de référence pour analyser si les productions aérodynamiques et/ou acoustiques des femmes parkinsoniennes, en condition ON et OFF, différaient de celles des femmes saines, et si ces différences étaient influencées par les facteurs de variation identifiés dans notre modèle. Les résultats ont révélé que la parole parkinsonienne se distinguait significativement de celle des femmes saines par des niveaux de pression sous-glottique significativement plus faibles dans les trois groupes d'âge, en particulier après 70 ans. L'analyse de la pression sous-glottique dans les différentes positions de /p/ dans la phrase a également révélé une altération du contrôle de la pression sous-glottique, se caractérisant par une déclinaison importante tout au long de la phrase et par une incapacité à réaliser l'accentuation. En ce qui concerne la phase acoustique, nos résultats ont permis de clarifier les conclusions contradictoires concernant l'impact de la maladie de Parkinson et du traitement L-DOPA sur la fréquence fondamentale des femmes parkinsoniennes. Nous avons démontré que l'exclusion des paramètres de variation introduisait des biais considérables. Tous les critères de variation inclus dans cette étude se sont révélés essentiels pour rendre compte des effets réels de la MPI et du traitement L-DOPA sur la fréquence fondamentale des femmes parkinsoniennes. En incluant ces facteurs de variation, nous avons constaté que la parole parkinsonienne se distinguait de celle des femmes saines par une diminution significative de la F0 après 70 ans. L'analyse de la perturbation consonantique a indiqué que cette diminution était attribuable à des altérations de la tension des plis vocaux et à une position plus basse du larynx. De plus, nous avons observé une déclinaison de la fréquence fondamentale significativement plus importante, qui s'est avérée être le facteur le plus caractéristique de la parole parkinsonienne en étant observée dans les trois groupes d'âge. Ces résultats ont démontré l'importance de considérer le facteur de position, qui

a permis de révéler des altérations dans le contrôle de la pression sous-glottique et de la fréquence fondamentale. Ces altérations n'avaient jamais été démontrées auparavant, à notre connaissance. Nos résultats ont également permis de révéler une variation dans l'efficacité du traitement L-DOPA sur les altérations de la pression sous-glottique et de la fréquence fondamentale en fonction de l'âge des femmes parkinsoniennes. Chez les femmes âgées de moins de 70 ans, l'administration de la L-DOPA a entraîné une augmentation significative de la pression sous-glottique, dépassant même les niveaux observés chez les femmes saines. De même, nous avons observé une augmentation significative de la fréquence fondamentale après l'administration de la L-DOPA, mais uniquement chez les femmes de moins de 60 ans. Cependant, notre étude a montré une absence d'efficacité du traitement sur les niveaux de pression sous-glottique après 70 ans et de fréquence fondamentale après 60 ans. Néanmoins, nous avons constaté que le traitement L-DOPA avait un impact significatif sur la déclinaison de la fréquence fondamentale et de la pression sous-glottique, permettant une réduction de la déclinaison dans les trois groupes d'âge. Nos résultats sont novateurs en étant les premiers à montrer un effet différencié des altérations de la maladie de Parkinson et de l'administration de la L-DOPA en fonction de l'âge des femmes, soulignant l'importance de contrôler cette variable lors des évaluations et permettant de nuancer les conclusions des études antérieures. L'analyse multiparamétrique réalisée dans cette étude a contribué à une meilleure compréhension de la relation entre la pression sous-glottique et la fréquence fondamentale. Nos résultats ont permis de réfuter deux hypothèses établies dans la littérature. Premièrement, l'hypothèse selon laquelle les diminutions de la FO dans la maladie de Parkinson seraient causées par les diminutions de la pression sous-glottique, suggérant une corrélation entre ces deux facteurs. Deuxièmement, l'hypothèse soutenant que la diminution de la fréquence fondamentale serait causée par une diminution de la pression sous-glottique au cours de l'énoncé. Enfin, nous avons réalisé une classification automatique des marqueurs vocaux sains et parkinsoniens afin d'identifier les mesures les plus performantes pour caractériser la parole parkinsonienne. Les résultats de cette étude ont confirmé que l'approche multiparamétrique, intégrant des mesures aérodynamiques et acoustiques, était la plus robuste pour caractériser la parole

parkinsonienne. Contrairement à la tendance majoritairement observée qui privilégie l'analyse des mesures acoustiques, notre recherche a souligné l'importance de l'intégration des mesures aérodynamiques dans les protocoles d'évaluation. La classification automatique des marqueurs vocaux a confirmé l'efficacité de cette approche multiparamétrique pour distinguer les marqueurs vocaux des femmes parkinsoniennes de ceux des femmes saines. Les performances élevées obtenues dans les différentes tâches de classification ont validé la pertinence des marqueurs sélectionnés et la fiabilité de notre méthodologie novatrice pour segmenter et traiter automatiquement les mesures acoustiques et aérodynamiques dans la parole normale et dysarthrique.

BIBLIOGRAPHIE

- Aronson, A. E. (1985). *Clinical voice disorders : An interdisciplinary approach* (2nd ed). Thieme.
- Ashby, M., & Maidment, J. (2005). *Introducing Phonetic Science* (1^{re} éd.). Cambridge University Press. <https://doi.org/10.1017/CBO9780511808852>
- Atkinson, J. E. (1978). Correlation analysis of the physiological factors controlling fundamental voice frequency. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 63(1), 211. <https://doi.org/10.1121/1.381716>
- Audibert, N., Fougeron, C., Fredouille, C., Meunier, C., & Panseri, O. (2010, mai). *Evaluation d'un alignement automatique sur la parole dysarthrique*. Journées d'Etude sur la Parole, Mons, Belgique. <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-00576850>
- Autesserre, D. *Phonétique*. Encyclopædia Universalis [en ligne]. Consulté 1 avril 2023, à l'adresse <https://www.universalis.fr/encyclopedie/phonetique/>
- Auzou, P., Rolland-Monnoury, V., Pinto, S., & Özsancak, C. (2007). *Les dysarthries* (Marseille : Solal, Éd.).
- Awan, S. N., & Mueller, P. B. (1996). Speaking Fundamental Frequency Characteristics of White, African American, and Hispanic Kindergartners. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 39(3), 573-577. <https://doi.org/10.1044/jshr.3903.573>
- Baille, G., Perez, T., Devos, D., Deken, V., Defebvre, L., & Moreau, C. (2018). Early occurrence of inspiratory muscle weakness in Parkinson's disease. *PLOS ONE*, 13(1), e0190400. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0190400>
- Baken, R. J., & Orlikoff, R. F. (2000a). *Clinical measurement of speech and voice* (2nd ed). Singular Thomson Learning.

- Baken, R. J., & Orlikoff, R. F. (2000b). *Clinical measurement of speech and voice* (2nd ed, Vol. 1). Singular Thomson Learning.
- Baker, K. K., Ramig, L. O., Sapir, S., Luschei, E. S., & Smith, M. E. (2001). Control of Vocal Loudness in Young and Old Adults. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 44(2), 297-305. [https://doi.org/10.1044/1092-4388\(2001/024\)](https://doi.org/10.1044/1092-4388(2001/024))
- Baldereschi, M., Di Carlo, A., Rocca, W. A., Vanni, P., Maggi, S., Perissinotto, E., Grigoletto, F., Amaducci, L., & Inzitari, D. (2000). Parkinson's disease and parkinsonism in a longitudinal study : Two-fold higher incidence in men. *Neurology*, 55(9), 1358-1363. <https://doi.org/10.1212/WNL.55.9.1358>
- Bernoulli, D. (2005). Daniel Bernoulli, *Hydrodynamica* (1738). In G. K. Mikhailov (Éd.), *Landmark Writings in Western Mathematics 1640-1940* (p. 131-142). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-044450871-3/50090-5>
- Berenthal, J. E., & Beukelman, D. R. (1978). Intraoral Air Pressure During the Production of /p/ and /b/ by Children, Youths, and Adults. *Journal of Speech and Hearing Research*, 21(2), 361-371. <https://doi.org/10.1044/jshr.2102.361>
- Berry, J. K., Vitalo, C. A., Larson, J. L., Patel, M., & Kim, M. J. (1996). Respiratory Muscle Strength In Older Adults: *Nursing Research*, 45(3), 154-159. <https://doi.org/10.1097/00006199-199605000-00006>
- Bigi, B., & Meunier, C. (2018). Automatic Segmentation of Spontaneous Speech / Segmentação automática da fala espontânea. *REVISTA DE ESTUDOS DA LINGUAGEM*, 26(4), 1489. <https://doi.org/10.17851/2237-2083.26.4.1489-1530>
- Bless, D. M., Abbs, J. H., & Voice Foundation (Éds.). (1983). *Vocal fold physiology: Contemporary research and clinical issues*. College-Hill Press.

- Bouhuys, A. (1977). *The physiology of breathing : A textbook for medical students*. Grune & Stratton.
- Braak, H., Tredici, K. D., Rüb, U., de Vos, R. A. I., Jansen Steur, E. N. H., & Braak, E. (2003). Staging of brain pathology related to sporadic Parkinson's disease. *Neurobiology of Aging*, 24(2), 197-211. [https://doi.org/10.1016/S0197-4580\(02\)00065-9](https://doi.org/10.1016/S0197-4580(02)00065-9)
- Bunton, K. (2005). Patterns of lung volume use during an extemporaneous speech task in persons with Parkinson disease. *Journal of Communication Disorders*, 38(5), 331-348. <https://doi.org/10.1016/j.jcomdis.2005.01.001>
- Canter, G. J. (1963). Speech Characteristics of Patients with Parkinson's Disease : I. Intensity, Pitch, and Duration. *Journal of Speech and Hearing Disorders*, 28(3), 221-229. <https://doi.org/10.1044/jshd.2803.221>
- Catford, J. C. (1977). *Fundamental problems in phonetics*. Edinburgh University Press.
- Cerri, S., Mus, L., & Blandini, F. (2019). Parkinson's Disease in Women and Men : What's the Difference? *Journal of Parkinson's Disease*, 9(3), 501-515. <https://doi.org/10.3233/JPD-191683>
- Chandola, V., Banerjee, A., & Kumar, V. (2009). Anomaly detection : A survey. *ACM Computing Surveys*, 41(3), 1-58. <https://doi.org/10.1145/1541880.1541882>
- Collier, R. (1975). F0 declination : The control of its setting, resetting and slope. In C. T. Baer, C. Sasaki, & K. S. Harris (Éds.), *Laryngeal Function in Phonation and Respiration* (College-Hill Press, p. 403-421).
- Corvol, J.-C., Corti, O., & Hunot, S. (2022). *Maladie de Parkinson*. Inserm. <https://www.inserm.fr/dossier/parkinson-maladie/>
- Cruttenden, A., & Hart, J. 't. (1992). J. 't Hart, R. Collier & A. Cohen, A perceptual study of intonation : An experimental-phonetic approach to speech melody. Cambridge:

- Cambridge University Press, 1990. Pp. xv + 212. *Journal of Linguistics*, 28(2), 522-526.
<https://doi.org/10.1017/S0022226700015395>
- Dahodwala, N., Shah, K., He, Y., Wu, S. S., Schmidt, P., Cubillos, F., & Willis, A. W. (2018). Sex disparities in access to caregiving in Parkinson disease. *Neurology*, 90(1), e48-e54.
<https://doi.org/10.1212/WNL.0000000000004764>
- Darley, F. L., Aronson, A. E., & Brown, J. R. (1969a). Clusters of Deviant Speech Dimensions in the Dysarthrias. *Journal of Speech and Hearing Research*, 12(3), 462-496.
<https://doi.org/10.1044/jshr.1203.462>
- Darley, F. L., Aronson, A. E., & Brown, J. R. (1969b). Differential Diagnostic Patterns of Dysarthria. *Journal of Speech and Hearing Research*, 12(2), 246-269.
<https://doi.org/10.1044/jshr.1202.246>
- De Bruin, P. F. C., De Bruin, V. M. S., Lees, A. J., & Pride, N. B. (1993). Effects of Treatment on Airway Dynamics and Respiratory Muscle Strength in Parkinson's Disease. *American Review of Respiratory Disease*, 148(6_pt_1), 1576-1580.
https://doi.org/10.1164/ajrccm/148.6_Pt_1.1576
- De looze, C., Ghio, A., Scherer, S., Pouchoulin, G., & Villaet, F. (2012). *Automatic Analysis of the prosodic variations in Parkinsonian read and semi-spontaneous speech*. Proceedings of the 6th International Conference on Speech Prosody, Shanghai, China.
- Defebvre, L. (2007). La maladie de Parkinson et les syndromes parkinsoniens apparentés. *Médecine Nucléaire*, 31(6), 304-313. <https://doi.org/10.1016/j.mednuc.2007.03.013>
- Dehesdin, D. (1992). *Pratique phoniatrique en ORL*. Masson.
- Dehesdin, D. (1992). Presbyphonie. In B. Frachet, A. Morgon, & F. Legent (Éds.), *Pratique phoniatrique en ORL* (p. 34-36). Masson.

- Demolin, D., Giovanni, A., Hassid, S., Heim, C., Lecuit, V., & Soquet, A. (1997). Direct and Indirect Measurements of Subglottic Pressure. In *LARYNX 1997* (p. 69-72).
- Draper, M. H., Ladefoged, P., & Whitteridge, D. (1959). Respiratory Muscles in Speech. *Journal of Speech and Hearing Research*, 2(1), 16-27. <https://doi.org/10.1044/jshr.0201.16>
- Dromey, C., & Adams, S. (2000). Loudness Perception and Hypophonia in Parkinson Disease. In *Journal of Medical Speech-Language Pathology* (Vol. 8, p. 255-259).
- Eibe, F., Hall, M., & Witten, I. H. (2016). *The WEKA Workbench*. (4^e éd.). Morgan Kaufmann.
- Elghazel, H. (2007). *Classification et Préviation des Données Hétérogènes : Application aux Trajectoires et Séjours Hospitaliers*. Université Claude Bernard Lyon 1.
- Enright, P. L., Kronmal, R. A., Manolio, T. A., Schenker, M. B., & Hyatt, R. E. (1994). Respiratory muscle strength in the elderly. Correlates and reference values. Cardiovascular Health Study Research Group. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, 149(2), 430-438. <https://doi.org/10.1164/ajrccm.149.2.8306041>
- Ewald, J. R. (1898). Die Physiologie der Kehlkopfes und der Luftröhre, Stimmbildung. In *Handbuch der Laryngologie und Rhinologie* (Heymann, p. 165-205).
- Ewald, J. R. (1925). Die Physiologie des Kehlkopfs und der Luftröhre. Stimmbildung. In A. Bethe, G. Embden, G. V. Bergmann, A. Ellinger, K. Amersbach, G. Bayer, A. Brunner, W. Felix, F. Flury, A. Geigel, W. Heubner, L. Hofbauer, G. Liljestrang, O. Renner, F. Rohrer, F. Sauerbruch, E. V. Skramlik, & R. Staehelin (Éds.), *Handbuch der Normalen und Pathologischen Physiologie* (p. p165). Springer Berlin Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-642-91002-9_4
- Ewan, W. G., & Krones, R. (1974). Measuring larynx movement using the thyroumbrometer. *Journal of Phonetics*, 2(4), 327-335. [https://doi.org/10.1016/S0095-4470\(19\)31302-6](https://doi.org/10.1016/S0095-4470(19)31302-6)

- Fahn, S., & Elton, R. L. (1987). The Unified Parkinson's disease rating scale. In S. Fahn, C. D. Marsden, D. Calne, & M. Goldstein (Éds.), *Recent Developments in Parkinson's Disease, Macmillan Health Care Information, Florham Park* (Vol. 2, p. 153-163).
- Flege, J. E. (1983). The Influence of Stress, Position, and Utterance Length on the Pressure Characteristics of English /p/ and /b/. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research, 26*(1), 111-118. <https://doi.org/10.1044/jshr.2601.111>
- France Parkinson. (2016a). *L' akinésie, ou lenteur des mouvements*. France Parkinson. <https://www.franceparkinson.fr/la-maladie/symptomes/akinesie-lenteur/>
- France Parkinson. (2016b). *La rigidité, ou raideur des mouvements*. France Parkinson. <https://www.franceparkinson.fr/la-maladie/symptomes/rigidite-raideur/>
- France Parkinson. (2016c). *Le tremblement*. France Parkinson. <https://www.franceparkinson.fr/la-maladie/symptomes/tremblement/>
- France Parkinson. (2016d). *Les traitements médicamenteux*. France Parkinson. <https://www.franceparkinson.fr/la-maladie/traitements/traitements-medicamenteux/>
- Frank, N. R., Mead, J., & Ferris, B. G. (1957). The Mechanical Behavior of the Lungs in Healthy Elderly Persons¹². *Journal of Clinical Investigation, 36*(12), 1680-1687. <https://doi.org/10.1172/JCI103569>
- Frank, N. R., Mead, J., Siebens, A. A., & Storey, C. F. (1956). *Measurements of Pulmonary Compliance in Seventy Healthy Young Adults*. *Journal of Applied Physiology, 9*(1), 38-42. <https://doi.org/10.1152/jappl.1956.9.1.38>
- Galindo, B., & Teston, B. (1989). Physiologia: Un logiciel d'analyse des paramètres physiologiques de la parole. In *Travaux interdisciplinaires du Laboratoire Parole et Langage* (Vol. 13, p. 197-217).

- Gardner, W. N., Langdon, N., & Parkes, J. D. (1987). Breathing in Parkinson's disease. *Advances in Neurology*, 45, 271-274.
- Gelfer, C. E., Harris, K. S., Collier, R., & Baer, T. (1983). Is declination actively controlled? In I. Titze & R. Scherer (Éds.), *Vocal Fold Physiology: Biomechanics, Acoustics and Phonatory Control* (Denver Center for the Performing Arts, Denver, CO, p. 113-126).
- Gentil, M., Chauvin, P., Pinto, S., Pollak, P., & Benabid, A. L. (2001). Effect of Bilateral Stimulation of the Subthalamic Nucleus on Parkinsonian Voice. *Brain and Language*, 78(2), 233-240. <https://doi.org/10.1006/brln.2001.2466>
- Ghio, A. (2007). L'onde sonore : Réalités physiques et perception. In P. Auzou, V. Rolland, S. Pinto, & C. Ozsancak, *Les dysarthries*. Solal.
- Ghio, A. (2013). Bilan instrumental de la dysphonie. In *Rééducation Orthophonique : L'évaluation vocale* (Ortho Edition, p. 9-29).
- Ghio, A., Meunier, C., Petrone, C., Lalain, M., Meynadier, Y., Marczyk, A., Duez, D., Robert, D., Revis, J., Viallet, F., & Giovanni, A. (2022). 30 ans de recherches en phonétique clinique au LPL. *TIPA. Travaux interdisciplinaires sur la parole et le langage*, 38. <https://doi.org/10.4000/tipa.5854>
- Ghio, A., Pouchoulin, G., Viallet, F., Giovanni, A., Woisard, V., Crevier-Buchman, L., Hirsch, F., Fauth, C., & Fredouille, C. (2021). Du recueil à l'exploitation des corpus de parole « pathologique » : Comment accéder à la variation physiopathologique ? *Corpus*, 22. <https://doi.org/10.4000/corpus.5677>
- Ghio, A., Robert, D., Grigoli, C., Mas, M., De looze, C., Mercier, C., & Viallet, F. (2014). *Les anomalies de la fréquence fondamentale chez le locuteur Parkinsonien : Contraste entre les effets respectifs de l'hypodopaminergie dûe à la maladie de Parkinson et de l'apport thérapeutique par L-DOPA*. 2, 63-70.

- Ghio, A., Teston, B., Giovanni, A., Viallet, F., Meynadier, Y., & Demolin, D. (2022). Fiche technique EVA. *TIPA. Travaux interdisciplinaires sur la parole et le langage*, 38. <https://doi.org/10.4000/tipa.5675>
- Giegerich, H. J. (1992). *English Phonology : An Introduction* (1^{re} éd.). Cambridge University Press. <https://doi.org/10.1017/CBO9781139166126>
- Giovanni, A. (2021). *La voix : Anatomie, physiologie et exploration*. De Boeck supérieur.
- Giovanni, A., Demolin, D., Heim, C., & Triglia, J.-M. (2000). Estimated Subglottic Pressure in Normal and Dysphonic Subjects. *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology*, 109(5), 500-504. <https://doi.org/10.1177/000348940010900511>
- Giovanni, A., Ouaknine, M., & Garrel, R. (2006). Physiologie de la phonation. *EMC - Oto-rhino-laryngologie*, 1(1), 1-15. [https://doi.org/10.1016/S0246-0351\(03\)32532-2](https://doi.org/10.1016/S0246-0351(03)32532-2)
- Giovanni; Buchman; Woisard Bassols; Garrel. (2021). *LA VOIX anatomie, physiologie et explorations*. DE BOECK SUPERIEUR.
- Goberman, A. M. (2005). Correlation between acoustic speech characteristics and non-speech motor performance in Parkinson Disease. *Medical Science Monitor: International Medical Journal of Experimental and Clinical Research*, 11(3), CR109-116.
- Goberman, A. M., & Coelho, C. (2002). Acoustic analysis of Parkinsonian speech I : Speech characteristics and L-DOPA therapy. *NeuroRehabilitation*, 17(3), 237-246. <https://doi.org/10.3233/NRE-2002-17310>
- Godino-Llorente, J. I. (Éd.). (2020). *Automatic assessment of Parkinsonian speech : First workshop, AAPS 2019, Cambridge, Massachusetts, USA, September 20-21, 2019: revised selected papers*. Springer.

- Gómez González, M. de los Á., & Sánchez Roura, T. (2016). The Production and Classification of Speech Sounds. In *English Pronunciation for Speakers of Spanish* (p. 44-83). De Gruyter. <https://doi.org/10.1515/9781501510977-008>
- Goozee, J. V., Murdoch, B. E., Theodoros, D. G., & Thompson, E. C. (1998). Notes and Discussion The effects of age and gender on laryngeal aerodynamics. *International Journal of Language & Communication Disorders*, 33(2), 221-238. <https://doi.org/10.1080/136828298247884>
- Gracco, L. C., Gracco, V. L., Löfqvist, A., & Marek, K. (1992). *An aerodynamic evaluation of Parkinsonian dysarthria : Laryngeal and supralaryngeal manifestations*.
- Grattan-Guinness, I., & Cooke, R. (2005). *Landmark writings in Western mathematics 1640-1940*. Elsevier.
- Grigoli, C., Mas, M., Ghio, A., Deloaze, C., & Robert, D. (2013). *Influence de la L-DOPA et des styles de parole sur la F0 du locuteur parkinsonien*. Congrès de la Société Française de Phoniatrie, Paris, France.
- Gudrun. (s. d.). *Qu'est-ce que la maladie de Parkinson ? Comment y faire face ?*
- Halle, M. (2013). *From Memory to Speech and Back : Papers on Phonetics and Phonology 1954-2002*. De Gruyter Mouton.
- Halle, M., & Stevens, K. N. (1971). *A note on laryngeal features* (N° 101; Quarterly Progress Report, p. 198-213). MIT Research Lab. of Electronics.
- Hanson, D. G., Gerratt, B. R., & Ward, P. H. (1984). Cinegraphic observations of laryngeal function in parkinson's disease: *The Laryngoscope*, 94(3), 348-353. <https://doi.org/10.1288/00005537-198403000-00011>

- Hanson, H. M. (2009a). Effects of obstruent consonants on fundamental frequency at vowel onset in English. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 125(1), 425-441. <https://doi.org/10.1121/1.3021306>
- Hanson, H. M. (2009b). Effects of obstruent consonants on fundamental frequency at vowel onset in English. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 125(1), 425-441. <https://doi.org/10.1121/1.3021306>
- Hardcastle, W. J., & Marchal, A. (1990). *Speech Production and Speech Modelling*. Springer Netherlands.
- Hart, J. T., Collier, R., & Cohen, A. (1990). *A Perceptual Study of Intonation : An Experimental-Phonetic Approach to Speech Melody* (1^{re} éd.). Cambridge University Press. <https://doi.org/10.1017/CBO9780511627743>
- Hartelius, L., & Svensson, P. (1994). Speech and Swallowing Symptoms Associated with Parkinson's Disease and Multiple Sclerosis : A Survey. *Folia Phoniatica et Logopaedica*, 46(1), 9-17. <https://doi.org/10.1159/000266286>
- Hausser-Hauw, C. (2018). *La maladie de Parkinson*: Presses Universitaires de France. <https://doi.org/10.3917/puf.hauss.2018.01>
- Hertrich, I., & Ackermann, H. (1993). Acoustic analysis of speech prosody in Huntington's and Parkinson's disease : A preliminary report. *Clinical Linguistics & Phonetics*, 7(4), 285-297. <https://doi.org/10.1080/02699209308985568>
- Higgins, M. B., & Saxman, J. H. (1991a). A Comparison of Selected Phonatory Behaviors of Healthy Aged and Young Adults. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 34(5), 1000-1010. <https://doi.org/10.1044/jshr.3405.1000>

- Higgins, M. B., & Saxman, J. H. (1991b). A Comparison of Selected Phonatory Behaviors of Healthy Aged and Young Adults. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 34(5), 1000-1010. <https://doi.org/10.1044/jshr.3405.1000>
- Hillman, R. E., Holmberg, E. B., Perkell, J. S., Walsh, M., & Vaughan, C. (1989). Objective Assessment of Vocal Hyperfunction : An Experimental Framework and Initial Results. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 32(2), 373-392. <https://doi.org/10.1044/jshr.3202.373>
- Hixon, T. J., Weismer, G., & Hoit, J. D. (2020). *Preclinical speech science : Anatomy, physiology, acoustics, and perception* (Third edition). Plural Publishing.
- Hoit, J. D., & Hixon, T. J. (1987). Age and Speech Breathing. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 30(3), 351-366. <https://doi.org/10.1044/jshr.3003.351>
- Hoit, J. D., Hixon, T. J., Altman, M. E., & Morgan, W. J. (1989). Speech Breathing in Women. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 32(2), 353-365. <https://doi.org/10.1044/jshr.3202.353>
- Hollien, H., Hollien, P. A., & De Jong, G. (1997). Effects of three parameters on speaking fundamental frequency. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 102(5), 2984-2992. <https://doi.org/10.1121/1.420353>
- Hollien, H., & Shipp, T. (1972). Speaking Fundamental Frequency and Chronologic Age in Males. *Journal of Speech and Hearing Research*, 15(1), 155-159. <https://doi.org/10.1044/jshr.1501.155>
- Holmes, L. C., Leeper, H. A., & Nicholson, I. R. (1994). Laryngeal Airway Resistance of Older Men and Women as a Function of Vocal Sound Pressure Level. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 37(4), 789-799. <https://doi.org/10.1044/jshr.3704.789>

- Holzer, H. (1975). Chemistry and biology of macromolecular inhibitors from yeast acting on proteinases A and B, and carboxypeptidase Y. *Advances in Enzyme Regulation*, 13, 125-134. [https://doi.org/10.1016/0065-2571\(75\)90011-4](https://doi.org/10.1016/0065-2571(75)90011-4)
- Hombert, J.-M., Ohala, J. J., & Ewan, W. G. (1979). Phonetic Explanations for the Development of Tones. *Language*, 55(1), 37. <https://doi.org/10.2307/412518>
- Hovestadt, A., Bogaard, J. M., Meerwaldt, J. D., Van Der Meche, F. G., & Stigt, J. (1989). Pulmonary function in Parkinson's disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 52(3), 329-333. <https://doi.org/10.1136/jnnp.52.3.329>
- Huber, J. E., & Spruill, J. (2008). Age-Related Changes to Speech Breathing With Increased Vocal Loudness. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 51(3), 651-668. [https://doi.org/10.1044/1092-4388\(2008/047\)](https://doi.org/10.1044/1092-4388(2008/047))
- Illes, J., Metter, E. J., Hanson, W. R., & Iritani, S. (1988). Language production in Parkinson's disease : Acoustic and linguistic considerations. *Brain and Language*, 33(1), 146-160. [https://doi.org/10.1016/0093-934X\(88\)90059-4](https://doi.org/10.1016/0093-934X(88)90059-4)
- Jankowski, L., Purson, A., Teston, B., & Viallet, F. (2004). *Effets de la L-DOPA sur la dysprosodie et le fonctionnement laryngien de patients parkinsoniens*. pp.285-288. <https://hal.science/hal-00173733/>
- Jean, R. (2018). *Production de la parole et voix humaine. Chapitre 9 : Production de la parole et voix humaine*. <https://fr.readkong.com/page/chapitre-9-production-de-la-parole-et-voix-humaine-1753669>
- Jiang, J., O'Mara, T., Chen, H.-J., Stern, J. I., Vlagos, D., & Hanson, D. (1999). Aerodynamic measurements of patients with parkinson's disease. *Journal of Voice*, 13(4), 583-591. [https://doi.org/10.1016/S0892-1997\(99\)80012-5](https://doi.org/10.1016/S0892-1997(99)80012-5)

- Jiménez-Jiménez, F. J., Gamboa, J., Nieto, A., Guerrero, J., Orti-Pareja, M., Molina, J. A., García-Albea, E., & Cobeta, I. (1997). Acoustic voice analysis in untreated patients with Parkinson's disease. *Parkinsonism & Related Disorders*, 3(2), 111-116. [https://doi.org/10.1016/S1353-8020\(97\)00007-2](https://doi.org/10.1016/S1353-8020(97)00007-2)
- Kent, R. D., Kent, J. F., Weismer, G., & Duffy, J. R. (2000). What dysarthrias can tell us about the neural control of speech. *Journal of Phonetics*, 28(3), 273-302. <https://doi.org/10.1006/jpho.2000.0122>
- Keyser, J. D., & Vincken, W. (1985). L-DOPA-induced respiratory disturbance in Parkinson's disease suppressed by tiapride. *Neurology*, 35(2), 235-235. <https://doi.org/10.1212/WNL.35.2.235>
- Kohler, K. J. (1982). F₀ in the Production of Lenis and Fortis Plosives. *Phonetica*, 39(4-5), 199-218. <https://doi.org/10.1159/000261663>
- Kreiman, J., & Gerratt, B. R. (2020). Acoustic Analysis and Voice Quality in Parkinson Disease. In J. I. Godino-Llorente (Éd.), *Automatic Assessment of Parkinsonian Speech* (Vol. 1295, p. 1-23). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-030-65654-6_1
- Laaridh, I. (2017). *Évaluation de la parole dysarthrique : Apport du traitement automatique de la parole face à l'expertise humaine*. Environnements Informatiques pour l'Apprentissage Humain. Université d'Avignon.
- Ladefoged, P. (1963). Some Physiological Parameters in Speech. *Language and Speech*, 6(3), 109-119. <https://doi.org/10.1177/002383096300600301>
- Ladefoged, P. (1968). LINGUISTIC ASPECTS OF RESPIRATORY PHENOMENA. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 155(1), 141-151. <https://doi.org/10.1111/j.1749-6632.1968.tb56758.x>

- Ladefoged, P. (1975). *Three areas of experimental phonetics : Stress and respiratory activity, the nature of vowel quality, units in the perception and production of speech* (4. impr). Oxford Univ. Press.
- Ladefoged, P., & Catford, J. C. (1979). Fundamental Problems in Phonetics. *Language*, 55(4), 904. <https://doi.org/10.2307/412751>
- Ladefoged, P., & Loeb, G. (2001). Preliminary studies on respiratory activity in speech. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 110(5), 2737-2737. <https://doi.org/10.1121/1.4777500>
- Landron, S. (2017). *L'opposition de voisement des occlusives orales du français par des locuteurs taiwanais*. Université Sorbonne Nouvelle Paris 3.
- Laver, J. (1994). *Principles of Phonetics* (1^{re} éd.). Cambridge University Press. <https://doi.org/10.1017/CBO9781139166621>
- Lea, W. A. (1973). Segmental and suprasegmental influences on fundamental frequency contours. In L. M. Hyman (Éd.), *Consonant Types and Tone* (University of Southern California, Los Angeles, CA, p. 15-70).
- Lepage, C. (2012). Les symptômes non moteurs la face cachée de la maladie de Parkinson. In *Le Médecin du Québec* (Vol. 47).
- Leuchter, I. (2010). Evaluation des troubles de la voix – une approche multiparamétrique. In *Rev Med Suisse* (Vol. 4, p. 1863_1867).
- Lieberman, P. (1975). *Intonation, perception, and language* (3. printing). MIT Press.
- Lisker, L. (1970). Supraglottal Air Pressure in the Production of English Stops. *Language and Speech*, 13(4), 215-230. <https://doi.org/10.1177/002383097001300401>
- Locco, J. (2005). *La production des occlusives dans la maladie de Parkinson* [Université Aix-Marseille 1]. <https://www.theses.fr/2005AIX10093>

- Löfqvist, A., Carlborg, B., & Kitzing, P. (1982). Initial validation of an indirect measure of subglottal pressure during vowels. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 72(2), 633-635. <https://doi.org/10.1121/1.388046>
- Logemann, J. A., Fisher, H. B., Boshes, B., & Blonsky, E. R. (1978). Frequency and Cooccurrence of Vocal Tract Dysfunctions in the Speech of a Large Sample of Parkinson Patients. *Journal of Speech and Hearing Disorders*, 43(1), 47-57. <https://doi.org/10.1044/jshd.4301.47>
- Malécot, A. (1968). The Force of Articulation of American Stops and Fricatives as a Function of Position. *Phonetica*, 18(2), 95-102. <https://doi.org/10.1159/000258603>
- Malécot, A. (1970). The Lenis-Fortis Opposition : Its Physiological Parameters. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 47(6B), 1588-1592. <https://doi.org/10.1121/1.1912092>
- Mawdsley, C., & Gamsu, C. V. (1971). Periodicity of Speech in Parkinsonism. *Nature*, 231(5301), 315-316. <https://doi.org/10.1038/231315a0>
- Mazaux, J., & Orgogozo, J. (2007). *Echelle d'évaluation de l'aphasie (BDAE/HDAE)*. Boston Diagnostic Aphasia Examination (Goodglass et Kaplan, 1972).
- Melcon, M. C., Hoit, J. D., & Hixon, T. J. (1989). Age and Laryngeal Airway Resistance during Vowel Production. *Journal of Speech and Hearing Disorders*, 54(2), 282-286. <https://doi.org/10.1044/jshd.5402.282>
- Metter, E. J., & Hanson, W. R. (1986). Clinical and acoustical variability in hypokinetic dysarthria. *Journal of Communication Disorders*, 19(5), 347-366. [https://doi.org/10.1016/0021-9924\(86\)90026-2](https://doi.org/10.1016/0021-9924(86)90026-2)

- Mikhailov, G. K. (2005). Daniel Bernoulli, *Hydrodynamica* (1738). In *Landmark Writings in Western Mathematics 1640-1940* (p. 131-142). Elsevier.
<https://doi.org/10.1016/B978-044450871-3/50090-5>
- Miller, C. J., & Daniloff, R. (1993). Airflow measurements : Theory and utility of findings. *Journal of Voice*, 7(1), 38-46. [https://doi.org/10.1016/S0892-1997\(05\)80110-9](https://doi.org/10.1016/S0892-1997(05)80110-9)
- Mittman, C., Edelman, N. H., Norris, A. H., & Shock, N. W. (1965). Relationship between chest wall and pulmonary compliance and age. *Journal of Applied Physiology*, 20(6), 1211-1216. <https://doi.org/10.1152/jappl.1965.20.6.1211>
- Mohr, B. (1971). Intrinsic Variations in the Speech Signal. *Phonetica*, 23(2), 65-93.
<https://doi.org/10.1159/000259332>
- Morgan, E. E., & Rastatter, M. (1986). Variability of Voice Fundamental Frequency in Elderly Female Speakers. *Perceptual and Motor Skills*, 63(1), 215-218.
<https://doi.org/10.2466/pms.1986.63.1.215>
- Morris, R. J., & Brown, W. S. (1987). Age-related voice measures among adult women. *Journal of Voice*, 1(1), 38-43. [https://doi.org/10.1016/S0892-1997\(87\)80022-X](https://doi.org/10.1016/S0892-1997(87)80022-X)
- Mueller, P. (1997). The Aging Voice. *Seminars in Speech and Language*, 18(02), 159-169.
<https://doi.org/10.1055/s-2008-1064070>
- Mueller, P. B. (1971). Parkinson's Disease : Motor-Speech Behavior in a Selected Group of Patients. *Folia Phoniatica et Logopaedica*, 23(5), 333-346.
<https://doi.org/10.1159/000263516>
- Mueller, P. B., Sweeney, R. J., & Baribeau, L. J. (1984). Acoustic and morphologic study of the senescent voice. *Ear, Nose, & Throat Journal*, 63(6), 292-295.

- Müller, E. M., & Brown, W. S. (1980). Variations in the supraglottal air pressure waveform and their articulatory interpretation. In *Speech and Language : Advances in Basic Research and Practice* (Academic Press, Vol. 4).
- Müller, J., Wenning, G. K., Verny, M., McKee, A., Chaudhuri, K. R., Jellinger, K., Poewe, W., & Litvan, I. (2001). Progression of Dysarthria and Dysphagia in Postmortem-Confirmed Parkinsonian Disorders. *Archives of Neurology*, *58*(2), 259. <https://doi.org/10.1001/archneur.58.2.259>
- Netsell, R. (1982). Speech motor control and selected neurologic disorders. In *Speech Motor Control* (p. 247-261). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-028892-5.50024-4>
- Nguyen, N., & Adda-Decker, M. (Éds.). (2013). *Méthodes et outils pour l'analyse phonétique des grands corpus oraux*. Hermès Science Publications [u.a.].
- O'Callaghan, A., & Walker, R. (2018). A review of pulmonary function in Parkinson's disease. *Journal of Parkinsonism and Restless Legs Syndrome, Volume 8*, 13-23. <https://doi.org/10.2147/JPRLS.S114309>
- O'Gorman Tuura, R. L., Baumann, C. R., & Baumann-Vogel, H. (2018). Beyond Dopamine : GABA, Glutamate, and the Axial Symptoms of Parkinson Disease. *Frontiers in Neurology*, *9*, 806. <https://doi.org/10.3389/fneur.2018.00806>
- Ohala, J. (1970). *Aspects of the Control and Production of Speech*. University of California, Los Angeles.
- Ohala, J. J. (1983). The Origin of Sound Patterns in Vocal Tract Constraints. In P. F. MacNeilage (Éd.), *The Production of Speech* (p. 189-216). Springer New York. https://doi.org/10.1007/978-1-4613-8202-7_9
- Ohala, J. J., & Eukel, B. W. (1976). Explaining the intrinsic pitch of vowels. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *60*(S1), S44-S44. <https://doi.org/10.1121/1.2003351>

- Ohala, J. J., & Ewan, W. G. (1973). Speed of Pitch Change. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 53(1), 345-345. <https://doi.org/10.1121/1.1982441>
- Pegoraro Krook, M. I. (1988). Speaking Fundamental Frequency Characteristics of Normal Swedish Subjects Obtained by Glottal Frequency Analysis. *Folia Phoniatica et Logopaedica*, 40(2), 82-90. <https://doi.org/10.1159/000265888>
- Perelló, J. (1962). *La théorie muco-ondulatoire de la phonation* (Masson et Cie, Vol. 79).
- Piccirillo, J. F., Fuller, D., Painter, C., & Fredrickson, J. M. (1998). Multivariate Analysis of Objective Vocal Function. *Annals of Otology, Rhinology & Laryngology*, 107(2), 107-112. <https://doi.org/10.1177/000348949810700205>
- Pinto, S., Ghio, A., Teston, B., & Viallet, F. (2010). La dysarthrie au cours de la maladie de Parkinson. Histoire naturelle de ses composantes : Dysphonie, dysprosodie et dysarthrie. *Revue Neurologique*, 166(10), 800-810. <https://doi.org/10.1016/j.neurol.2010.07.005>
- Pinto, S., Ghio, A., Teston, B., & Viallet, F. (2011). Parkinson's disease dysphonia : Results from 273 patients of the Aix-en-Provence Parkinsonian speech database. *Proceedings of Movement Disorder Society*, 15, 351.
- Pinto, S., Ozsancak, C., Tripoliti, E., Thobois, S., Limousin-Dowsey, P., & Auzou, P. (2004). Treatments for dysarthria in Parkinson's disease. *The Lancet Neurology*, 3(9), 547-556. [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(04\)00854-3](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(04)00854-3)
- Poluha, PatriciaC., Teulings, H.-L., & Brookshire, RobertH. (1998). Handwriting and speech changes across the levodopa cycle in Parkinson's disease. *Acta Psychologica*, 100(1-2), 71-84. [https://doi.org/10.1016/S0001-6918\(98\)00026-2](https://doi.org/10.1016/S0001-6918(98)00026-2)
- Ponchard, C., Ghio, A., Buchman, L. C., & Demolin, D. (2020). Automatic Processing of Aerodynamic Parameters in Parkinsonian Dysarthria. In J. I. Godino-Llorente (Éd.),

- Automatic Assessment of Parkinsonian Speech* (Vol. 1295, p. 60-76). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-030-65654-6_4
- Ramig, L. A., & Ringel, R. L. (1983). Effects of Physiological Aging on Selected Acoustic Characteristics of Voice. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 26(1), 22-30. <https://doi.org/10.1044/jshr.2601.22>
- Robb, M., Gilbert, H., & Lerman, J. (2005). Influence of Gender and Environmental Setting on Voice Onset Time. *Folia Phoniatrica et Logopaedica*, 57(3), 125-133. <https://doi.org/10.1159/000084133>
- Rousseaux, M., Krystkowiak, P., Kozłowski, O., Zsancak, C., Blond, S., & Deste, A. (2004). Effects of subthalamic nucleus stimulation on parkinsonian dysarthria and speech intelligibility. *Journal of Neurology*, 251(3), 327-334. <https://doi.org/10.1007/s00415-004-0327-1>
- Rousselot, P., & Laclotte, F. (1902). *Précis de prononciation français* (H. Welter).
- Ruau, C. (2008). Production de la Parole. In *Précis d'audioprothèse* (p. 1-38). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-2-294-06342-8.50001-X>
- Russell, A., Penny, L., & Pemberton, C. (1995). Speaking Fundamental Frequency Changes Over Time in Women : A Longitudinal Study. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 38(1), 101-109. <https://doi.org/10.1044/jshr.3801.101>
- Rusz, J., Čmejla, R., Růžičková, H., Klempíř, J., Majerová, V., Picmausová, J., Roth, J., & Růžička, E. (2013). Evaluation of speech impairment in early stages of Parkinson's disease : A prospective study with the role of pharmacotherapy. *Journal of Neural Transmission*, 120(2), 319-329. <https://doi.org/10.1007/s00702-012-0853-4>

- Sabaté, M., González, I., Ruperez, F., & Rodríguez, M. (1996). Obstructive and restrictive pulmonary dysfunctions in Parkinson's disease. *Journal of the Neurological Sciences*, *138*(1-2), 114-119. [https://doi.org/10.1016/0022-510X\(96\)00003-2](https://doi.org/10.1016/0022-510X(96)00003-2)
- Sanabria, J., Ruiz, P. G., Gutierrez, R., Marquez, F., Escobar, P., Gentil, M., & Cenjor, C. (2001). The Effect of Levodopa on Vocal Function in Parkinson's Disease: *Clinical Neuropharmacology*, *24*(2), 99-102. <https://doi.org/10.1097/00002826-200103000-00006>
- Sapienza, C. M., & Dutka, J. (1996). Glottal Airflow Characteristics of Women's Voice Production Along an Aging Continuum. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, *39*(2), 322-328. <https://doi.org/10.1044/jshr.3902.322>
- Sapir, S. (2014). Multiple Factors Are Involved in the Dysarthria Associated With Parkinson's Disease : A Review With Implications for Clinical Practice and Research. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, *57*(4), 1330-1343. https://doi.org/10.1044/2014_JSLHR-S-13-0039
- Sarr, M., Ghio, A., Espesser, R., Teston, B., Drame, M., & Viallet, F. (2011). Relevance of Aerodynamic Evaluation in Parkinsonian Dysarthria. In J. Dushanova (Éd.), *Diagnostics and Rehabilitation of Parkinson's Disease*. InTech. <https://doi.org/10.5772/23443>
- Sarr, M. M., Pinto, S., Jankowski, L., Teston, B., Purson, A., Ghio, A., Régis, J., Peragut, J.-C., & Viallet, F. (2009). Contribution de la mesure de la pression intra-orale pour la compréhension des troubles de la coordination pneumophonique dans la dysarthrie parkinsonienne. *Revue Neurologique*, *165*(12), 1055-1061. <https://doi.org/10.1016/j.neurol.2009.03.012>
- Sarr, M., Pinto, S., Jankowski, L., Purson, A., Ghio, A., Espesser, R., Teston, B., & Viallet, F. (2009). *L-DOPA and STN stimulation effects on pneumophonic coordination in*

Parkinsonian dysarthria : Intra-oral pressure measurements. International Congress of Parkinson's Disease and Movement Disorders, Paris.

Sathyaprabha, T. N., Kapavarapu, P. K., Pall, P. K., Thennarasu, K., & Raju, T. R. (2005). Pulmonary functions in Parkinson's disease. *The Indian Journal of Chest Diseases & Allied Sciences*, 47(4), 251-257.

Schiel, F. (1999). *Automatic Phonetic Transcription of Non-Prompted Speech.* <https://doi.org/10.5282/UBM/EPUB.13682>

Schwab, S., Keller, E., Zellner, B., Connan, P.-Y., & Siebenhaar, B. (1998). *Conventions de segmentation pour la construction de diphtongues.* Université de Leipzig. https://home.uni-leipzig.de/siebenh/subfolder/PraatEinfuehrung/PraatManual/Convention_de_Segmentation.pdf

Sébillot, P. (2015). Chapitre 3. Le traitement automatique des langues face aux données textuelles volumineuses et potentiellement dégradées : Qu'est-ce que cela change ? : In *Big Data* (p. 43-60). De Boeck Supérieur. <https://doi.org/10.3917/dbu.caan.2014.02.0043>

Shadle, C. H. (2010). The Aerodynamics of Speech. In W. J. Hardcastle, J. Laver, & F. E. Gibbon (Éds.), *The Handbook of Phonetic Sciences* (1^{re} éd., p. 39-80). Wiley. <https://doi.org/10.1002/9781444317251.ch2>

Silverman, K. (1986). F₀ Segmental Cues Depend on Intonation : The Case of the Rise after Voiced Stops. *Phonetica*, 43(1-3), 76-91. <https://doi.org/10.1159/000261762>

Skodda, S., Grönheit, W., & Schlegel, U. (2011). Intonation and Speech Rate in Parkinson's Disease : General and Dynamic Aspects and Responsiveness to Levodopa Admission. *Journal of Voice*, 25(4), e199-e205. <https://doi.org/10.1016/j.jvoice.2010.04.007>

- Smitheran, J. R., & Hixon, T. J. (1981). A Clinical Method for Estimating Laryngeal Airway Resistance during Vowel Production. *Journal of Speech and Hearing Disorders*, 46(2), 138-146. <https://doi.org/10.1044/jshd.4602.138>
- Solla, P., Cannas, A., Ibba, F. C., Loi, F., Corona, M., Orofino, G., Marrosu, M. G., & Marrosu, F. (2012). Gender differences in motor and non-motor symptoms among Sardinian patients with Parkinson's disease. *Journal of the Neurological Sciences*, 323(1-2), 33-39. <https://doi.org/10.1016/j.jns.2012.07.026>
- Solomon, N. P., & Hixon, T. J. (1993). Speech Breathing in Parkinson's Disease. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 36(2), 294-310. <https://doi.org/10.1044/jshr.3602.294>
- sqlab. (2009). EVA 2. sqlab. <http://www.sqlab.fr/evaRootUK.htm>
- Stathopoulos, E. T., & Weismer, G. (1985). An aerodynamic study of stress in children and adults. *Journal of Phonetics*, 13(3), 343-355. [https://doi.org/10.1016/S0095-4470\(19\)30764-8](https://doi.org/10.1016/S0095-4470(19)30764-8)
- Stevens, K. N. (2000). *Acoustic phonetics* (1. paperback ed). MIT Press.
- Stoicheff, M. L. (1981). Speaking Fundamental Frequency Characteristics of Nonsmoking Female Adults. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 24(3), 437-441. <https://doi.org/10.1044/jshr.2403.437>
- Subtelny, J. D., Worth, J. H., & Sakuda, M. (1966). Intraoral Pressure and Rate of Flow During Speech. *Journal of Speech and Hearing Research*, 9(4), 498-518. <https://doi.org/10.1044/jshr.0904.498>
- Teston, B. (2007). L'étude instrumentale des gestes dans la production de la parole : Importance de l'aérophonométrie. In SOLAL (Éd.), *Les Dysarthries* (p. 115-117). P. Auzou. (hal-00173547v2)

- Teston, B., Ghio, A., & Galindo, B. (1999). *A multisensor data acquisition and processing system for speech production investigation*. pp.2251-2254. <https://hal.science/hal-00173731>
- Titze, I. R. (1976). On the mechanics of vocal-fold vibration. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 60(6), 1366-1380. <https://doi.org/10.1121/1.381230>
- Titze, I. R. (1989a). On the relation between subglottal pressure and fundamental frequency in phonation. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 85(2), 901-906. <https://doi.org/10.1121/1.397562>
- Titze, I. R. (1989b). Physiologic and acoustic differences between male and female voices. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 85(4), 1699-1707. <https://doi.org/10.1121/1.397959>
- Titze, I. R. (1994). Mechanical stress in phonation. *Journal of Voice*, 8(2), 99-105. [https://doi.org/10.1016/S0892-1997\(05\)80302-9](https://doi.org/10.1016/S0892-1997(05)80302-9)
- Titze, I. R., & Martin, D. W. (1998). *Principles of Voice Production*. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 104(3), 1148-1148. <https://doi.org/10.1121/1.424266>
- Tolep, K., & Kelsen, S. G. (1993). Effect of aging on respiratory skeletal muscles. *Clinics in Chest Medicine*, 14(3), 363-378.
- Tortora, G. J., Grabowski, S. R., Boudreault, F., Boyer, M., Desorcy, M.-C., Imbach, A., & Ferron, A. (2001). *Principes d'anatomie et de physiologie* (3e éd. française). De Boeck Université ; Renouveau pédagogique.
- Tripoliti, E., Zrinzo, L., Martinez-Torres, I., Frost, E., Pinto, S., Foltynie, T., Holl, E., Petersen, E., Roughton, M., Hariz, M. I., & Limousin, P. (2011). Effects of subthalamic stimulation on speech of consecutive patients with Parkinson disease. *Neurology*, 76(1), 80-86. <https://doi.org/10.1212/WNL.0b013e318203e7d0>

- Tripoliti, E., Zrinzo, L., Martinez-Torres, I., Tisch, S., Frost, E., Borrell, E., Hariz, M. I., & Limousin, P. (2008). Effects of contact location and voltage amplitude on speech and movement in bilateral subthalamic nucleus deep brain stimulation : Effects on Speech and Movement in STN-DBS. *Movement Disorders*, 23(16), 2377-2383. <https://doi.org/10.1002/mds.22296>
- Tsuboi, T., Watanabe, H., Tanaka, Y., Ohdake, R., Yoneyama, N., Hara, K., Nakamura, R., Watanabe, H., Senda, J., Atsuta, N., Ito, M., Hirayama, M., Yamamoto, M., Fujimoto, Y., Kajita, Y., Wakabayashi, T., & Sobue, G. (2015). Distinct phenotypes of speech and voice disorders in Parkinson's disease after subthalamic nucleus deep brain stimulation. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 86(8), 856-864. <https://doi.org/10.1136/jnnp-2014-308043>
- Tubach, J.-P. (1989). *La Parole et son traitement automatique*. Masson.
- Tzelepis, G. E., McCool, F. D., Friedman, J. H., & Hoppin, F. G. (1988). Respiratory Muscle Dysfunction in Parkinson's Disease. *American Review of Respiratory Disease*, 138(2), 266-271. <https://doi.org/10.1164/ajrccm/138.2.266>
- Vaissière, J. (2006). *La phonétique*. Presses universitaires de France.
- Van Den Berg, J. (1968). Mechanism of the larynx and the laryngeal vibrations. In B. Malmberg (Éd.), *Manual of phonetics* (p. 278-308). North Holland Publishing.
- Vaysse, R., Ghio, A., Astésano, C., Farinas, J., & Villat, F. (2022). *Analyse macroscopique des variations et modulations de F0 en lecture dans la maladie de Parkinson : Données sur 320 locuteurs*. XXXIVe Journées d'Études sur la Parole – JEP 2022, Ile de Noirmoutier.
- Viallet, F., & Teston, B. (2007). La dysarthrie dans la maladie de Parkinson. In *Les Dysarthries, SOLAL* (P. Auzou, p. pp.169-174).

- Viallet, F., Yohann Meynadier, Lagrue, B., Mignard, P., & R. Gantcheva. (2000). *The reductions of tonal range and of average pitch during speech production in off parkinsonians are restored by L-DOPA*. <https://doi.org/10.13140/RG.2.1.3857.8169>
- VIDAL. (2023). *La stimulation cérébrale profonde*. VIDAL. <https://www.vidal.fr/maladies/systeme-nerveux/maladie-parkinson/stimulation-cerebrale-profonde.html>
- Vincken, W. G., Gauthier, S. G., Dollfuss, R. E., Hanson, R. E., Darauay, C. M., & Cosio, M. G. (1984). Involvement of Upper-Airway Muscles in Extrapyrarnidal Disorders : A Cause of Airflow Limitation. *New England Journal of Medicine*, 311(7), 438-442. <https://doi.org/10.1056/NEJM1984081631110704>
- Witten, I. H., & Witten, I. H. (Éds.). (2017). *Data mining : Practical machine learning tools and techniques* (Fourth Edition). Elsevier.
- Wolfe, V., Fitch, J., & Cornell, R. (1995). Acoustic Prediction of Severity in Commonly Occurring Voice Problems. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 38(2), 273-279. <https://doi.org/10.1044/jshr.3802.273>
- Wolfe, V. I., Garvin, J. S., Bacon, M., & Waldrop, W. (1975). Speech changes in Parkinson's disease during treatment with L-DOPA. *Journal of Communication Disorders*, 8(3), 271-279. [https://doi.org/10.1016/0021-9924\(75\)90019-2](https://doi.org/10.1016/0021-9924(75)90019-2)
- Wong, S. L., Gilmour, H., & Ramage-Morin, P. L. (2014). Parkinson's disease : Prevalence, diagnosis and impact. *Health Reports*, 25(11), 10-14.
- Xu, Y., & Xu, A. (2021). Consonantal F₀ perturbation in American English involves multiple mechanisms. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 149(4), 2877-2895. <https://doi.org/10.1121/10.0004239>

- Yohann Meynadier, Lagrue, B., Mignard, P., & Viallet, F. (1999). *Effects of L-DOPA treatment on the production and the perception of vocal intonation by parkinsonians*.
<https://doi.org/10.13140/RG.2.1.1302.9200>
- Yu, P., Garrel, R., Nicollas, R., Ouaknine, M., & Giovanni, A. (2007). Objective Voice Analysis in Dysphonic Patients : New Data Including Nonlinear Measurements. *Folia Phoniatica et Logopaedica*, 59(1), 20-30. <https://doi.org/10.1159/000096547>
- Yu, S., Hassid, S., & Demolin, D. (2019). *A Phonetic Study of Subglottal Pressure Effects on Stress and Fundamental Frequency*. International Congress of Phonetic Sciences, Melbourne, Australia. <hal-02502503>
- Zhang, Z. (2021). The Physical Aspects of Vocal Health. *Acoustics Today*, 17(3), 60.
<https://doi.org/10.1121/AT.2021.17.3.60>
- Zraick, R. I., Smith-Olinde, L., & Shotts, L. L. (2012). Adult Normative Data for the KayPENTAX Phonatory Aerodynamic System Model 6600. *Journal of Voice*, 26(2), 164-176.
<https://doi.org/10.1016/j.jvoice.2011.01.006>
- Zwirner, P., Murry, T., & Woodson, G. E. (1991). Phonatory function of neurologically impaired patients. *Journal of Communication Disorders*, 24(4), 287-300.
[https://doi.org/10.1016/0021-9924\(91\)90004-3](https://doi.org/10.1016/0021-9924(91)90004-3)

Étude des paramètres de variation des mesures aérodynamiques et acoustiques dans la parole normale et parkinsonienne chez les femmes

Résumé

Cette thèse porte sur les troubles de la parole qui se manifestent chez les femmes atteintes de la maladie de Parkinson. Nous avons choisi de nous concentrer sur une population féminine car, bien que les femmes atteintes de la maladie de Parkinson représentent une part importante de la population, les études prenant en compte le sexe féminin comme une variable cruciale sont fortement sous-représentées. De plus, les mesures aérodynamiques sont rarement exploitées. Ces constats ont motivé cette recherche en soulignant la nécessité d'une description objective, quantifiée et détaillée de la voix parkinsonienne. Pour cela, nous avons réalisé une évaluation instrumentale multiparamétrique sur un corpus de 74 femmes, dont 37 femmes parkinsoniennes et 37 témoins, appariées par âge. Notre recherche se distingue par (1) l'élaboration d'un cadre conceptuel et méthodologique pour le traitement de la parole normale et dysarthrique, en utilisant une approche innovante pour segmenter et mesurer automatiquement les données aérodynamiques et acoustiques ; (2) la mise en place d'une étude multiparamétrique qui intègre des mesures acoustiques et aérodynamiques, et qui explore la relation entre la pression sous-glottique et la fréquence fondamentale ; (3) l'élaboration d'un modèle de production normale afin d'identifier les déviations spécifiques à la parole parkinsonienne ; (4) l'identification des sources de variation des paramètres aérodynamiques et acoustiques, tels que les effets du vieillissement ou de la prise de mesure ; et (5) la détection des caractéristiques les plus altérées et des mesures les plus performantes pour discriminer la parole parkinsonienne via une analyse multiparamétrique et une tâche de classification automatique des marqueurs vocaux.

Mots clés : Maladie de Parkinson, Dysarthrie, Femmes, Aérodynamique, Acoustique, Vieillesse, Consonnes occlusives, TAL

Study of variation parameters of aerodynamic and acoustic measurements in normal and Parkinsonian speech among women.

Abstract

This thesis focuses on the speech disorders that occur in women suffering from Parkinson's disease. We chose to focus on a female population because, although women with Parkinson's disease represent a significant portion of the population, studies that consider gender as a crucial variable are strongly underrepresented. Moreover, aerodynamic measures are rarely exploited. These observations motivated this research, highlighting the need of an objective, quantified, and detailed description of the voice of women with Parkinson's disease. To this end, we carried out a multiparametric instrumental evaluation on a corpus of 74 women, including 37 with Parkinson's and 37 controls, matched according to their age. Our research stands out by (1) the development of a conceptual and methodological framework for the processing of normal and dysarthric speech, using an innovative approach to segment and automatically measure aerodynamic and acoustic data; (2) the implementation of a multiparametric study that integrates acoustic and aerodynamic measurements, and explores the relationship between subglottal pressure and fundamental frequency; (3) the establishment of a normal production model to identify deviations specific to Parkinsonian speech; (4) the identification of sources of variation in aerodynamic and acoustic parameters, such as the effects of aging or the measurement process; and (5) the detection of the most altered features and the most effective measurements to discriminate Parkinsonian speech through a multiparametric analysis and an automatic classification task of vocal markers.

Keywords: Parkinson's disease, Dysarthria, Women, Aerodynamics, Acoustics, Aging, Stop consonants, NLP

Université Sorbonne Nouvelle
École Doctorale 622- Sciences du langage
4 rue des Irlandais, 75005, Paris