



HAL
open science

Apport des mesures stabilométriques pour l'évaluation de l'effort vocal : cas des paralysies laryngées unilatérales

Estelle Bogdanski

► To cite this version:

Estelle Bogdanski. Apport des mesures stabilométriques pour l'évaluation de l'effort vocal : cas des paralysies laryngées unilatérales. Médecine humaine et pathologie. 2024. dumas-04788490

HAL Id: dumas-04788490

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-04788490v1>

Submitted on 18 Nov 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.



Distributed under a Creative Commons Attribution - ShareAlike 4.0 International License

Université Sorbonne Nouvelle — Paris 3

Institut de Linguistique et Phonétique Générales et Appliquées (ILPGA)

Laboratoire de Phonétique et Phonologie, UMR 7018

Apport des mesures stabilométriques pour l'évaluation de l'effort vocal : cas des paralysies laryngées unilatérales

MEMOIRE DE MASTER 2 RECHERCHE MENTION SCIENCES DU LANGAGE

Parcours : Phonétique et Phonologie

Présenté par

Estelle BOGDANSKI

Sous la direction d'Antoine GIOVANNI et Lise CREVIER-BUCHMAN

Année universitaire 2023 - 2024



Déclaration sur l'honneur anti-plagiat du 25 septembre 2024

Document sous droits non diffusable,
conformément à l'article 4 des conditions de diffusion des mémoires de l'université sur DUMAS.

Résumé

De nombreuses études ont exploré la relation entre la posture, l'effort musculaire et la production de la voix. L'objectif de cette étude est d'analyser les changements posturaux au repos et durant la phonation chez des sujets souffrant d'une paralysie laryngée unilatérale, avant et après correction du plan glottique, sous l'angle de l'analyse stabilométrique.

Il s'agit d'une étude rétrospective des données collectées en service hospitalier dans le cadre du soin courant. Notre population était composée de 5 sujets présentant une paralysie laryngée unilatérale séquellaire d'une chirurgie de la base du cou ou du thorax, venus consulter en service ORL, et dont l'orientation thérapeutique était une médialisation par injection volumatrice d'acide hyaluronique sous anesthésie locale.

Chaque patient a bénéficié d'un bilan vocal multiparamétrique incluant une analyse perceptive (GRB), des mesures acoustiques (temps maximal de phonation, jitter, Fo, rapport harmoniques sur bruit) et aérodynamiques (débit d'air buccal) ainsi qu'une auto-évaluation de la voix (VHI-30) ; ce bilan vocal était complété d'une évaluation stabilométrique sur la plateforme Multitest Equilibre® au repos puis en phonation normale (lecture de texte et description d'image) et en phonation projetée avec les mêmes supports. Les variables classiques de posturographie statique, telles que la vitesse (mm/s) et la surface de déplacement (cm²) du centre de pression (CdP), ont été mesurées durant 30 secondes et complétées par l'apport de l'Indice d'Instabilité Posturale (IIP) et de l'analyse spectrale en ondelettes (dépense énergétique) calculés par le logiciel intégré à la plateforme. Ces données ont été analysées en regard des mesures issues des bilans vocaux pré et post opératoires.

Tous les sujets présentaient une amélioration de leur voix après médialisation, les scores d'analyse perceptive ainsi que les scores d'auto-évaluation étaient significativement différents ($p < 0,05$). Concernant les paramètres stabilométriques, ce sont les tâches de phonation à hauteur et intensité confortables qui présentaient les meilleures améliorations : la vitesse et la surface de déplacement du CdP étaient diminuées et la dépense énergétique était moins importante. Les stratégies posturales seraient donc plus efficaces après la médialisation du pli vocal paralysé grâce à une amélioration des entrées proprioceptives et vestibulaires. Les tâches de phonation projetée présentaient des résultats variables selon les patients mais, à partir de 15 secondes de production vocale, nous avons observé une

fatigabilité à mesure de la tâche nécessitant une plus grande dépense énergétique pour assurer le contrôle postural.

Les résultats de notre étude suggèrent : 1) que l'effort vocal compensatoire d'une paralysie laryngée affecte les capacités de contrôle de la posture ; 2) que la correction du plan glottique par médialisation améliore conjointement la voix et les stratégies posturales ; 3) que l'analyse spectrale par ondelettes est un outil pertinent pour rendre compte de l'effort vocal ; 4) que la stabilométrie statique, utilisé en service de soin pour l'exploration des vertiges, est un outil pouvant servir à monitorer les changements posturaux lors de modifications des capacités phonatoires.

Remerciements

Les auteurs déclarent n'avoir aucun conflit d'intérêt.

Je remercie Lise Crevier-Buchmann et Nicolas Audibert de m'avoir accordé l'autorisation de m'inscrire dans ce Master 2 malgré l'éloignement géographique et les contraintes liées à mon activité professionnelle. Je remercie également les enseignants de ce master qui nous ont dispensé des cours d'une grande qualité. Les connaissances acquises renforceront mes compétences cliniques.

Je remercie Antoine Giovanni pour son encadrement, sa disponibilité et son écoute bienveillante. C'est un honneur de s'inscrire, à un modeste niveau, dans la lignée des travaux qu'il a entrepris sur l'analyse de la voix. Ce Master 2 était un projet inassouvi depuis la fin de mes études d'Orthophonie, la poursuite vers un Doctorat sera l'aboutissement de ce parcours.

Je remercie Marie Cachi-Pouyenne de m'avoir suivie dans cette aventure du Master 2. Notre collaboration professionnelle et universitaire est toujours très enrichissante. Notre soutien mutuel nous aura aidé à accomplir cette année.

Je remercie Clémence Forges d'avoir été notre antenne parisienne, sa présence sur place était précieuse.

Je remercie Ralph Haddad pour son tutorat implicite ainsi que mes autres collègues de travail, Annabelle Capel, Alexia Mattei et Samia Siouani qui m'ont apporté leur soutien durant cette année.

Je remercie Antoine Marlier et le service technique de la société FRAMIRAL® qui ont eu la courtoisie de répondre à mes nombreuses questions concernant les rouages de leur logiciel.

Je remercie Xavier et Elsa de me suivre, de gré ou de force, dans mes multiples projets.

Table des matières

Introduction.....	1
Etat de l'art.....	2
1. Posture	2
1.1. Définitions	2
1.2. Biomécanique de la posture	2
1.3. Contrôle postural	5
1.4. Évaluations de la posture	6
2. Posture et voix.....	17
2.1. Relations posturales et phonatoires	17
2.2. Évaluation posturale et dysphonie	18
2.3. Posturographie et rééducation	22
3. Contexte de l'hypothèse	23
3.1. Comment analyser la pertinence de l'hypothèse « avant - après »	23
3.2. Situation clinique choisie : la paralysie laryngée unilatérale.....	23
Objectifs et hypothèses	30
Matériel et méthode.....	31
Etude	31
Population	31
Matériel.....	32
Protocole	33
Analyses.....	36
Résultats	38
Discussion.....	80
Conclusion	85
Bibliographie.....	86

Annexes	99
Résumé court.....	115

Introduction

L'importance d'un bon alignement postural pour la production vocale est communément admise dans la littérature et dans la pratique clinique. L'implication des muscles de la posture joue également un rôle de soutien et permet d'adapter le geste vocal aux différentes situations de communication. Or, à ce jour, l'évaluation posturale dans le cadre du bilan vocal demeure à la libre appréciation du praticien sans aucun protocole ni outil spécifique.

Les appareils disponibles dans les services de soins hospitaliers, comme par exemple les plateformes d'exploration des vertiges en service ORL, permettent-ils de s'approcher des protocoles de laboratoires de recherche ? Sont-ils utilisables tels quels ou ont-ils besoin d'être modifiés ? Quelles seraient les mesures qui permettraient d'identifier des indices de l'effort vocal ?

Ce travail s'inscrit dans la continuité des études menées entre 1998 et 2001 par l'équipe de recherche du service ORL du CHU La Conception à Marseille en partenariat avec le Laboratoire Parole et Langage d'Aix en Provence.

Dans un premier temps nous rapporterons les données issues de la littérature dans le domaine de l'évaluation posturale puis nous ferons le lien avec l'évaluation de la voix.

Sous l'angle de la stabilométrie, nous analyserons et comparerons l'effort vocal compensatoire induit par la paralysie laryngée unilatérale avant et après correction du plan glottique.

Une discussion et une conclusion avec des ouvertures sur des pistes de recherches complémentaires clôtureront ce manuscrit.

Etat de l'art

1. Posture

1.1. Définitions

Pour définir la notion de posture, plusieurs concepts sous-jacents sont à considérer. Du latin *aptitudo*, l'attitude est la « manière de tenir son corps » au regard de la circonstance présente (Gendrier, 2004). Pour Paillard, *l'attitude fondamentale* s'organise selon une architecture propre à une espèce en fonction de son mode de locomotion et constitue un aspect fondamental de l'activité motrice « en tant que début, accompagnement, ou fin d'un mouvement dirigé dans l'espace » (Paillard, 1971 ; Paillard, 1976). Elle sert de référentiel, sur laquelle se construisent les schémas posturaux et cinétiques, et doit requérir le minimum d'efforts musculaires.

Une distinction est faite entre la *position* – désignant la localisation des différentes parties du squelette dans l'espace – et la *posture* ou *attitude posturale* qui désigne l'organisation des différentes parties du corps les unes par rapport aux autres (Gendrier, 2004). Elle nécessite une certaine connaissance et une certaine conscience de la position des différentes parties du corps dans l'espace. Appelée proprioception, cette « perception de soi » (Sherrington, 1906) est rendue possible grâce au système vestibulaire, aux récepteurs élémentaires (contact, température, douleur) et aux mécanorécepteurs (cutanés, musculaires, tendineux, articulaires). Dans ses travaux, Roll considère qu'il s'agit du « sens premier, celui qui donne sens à tous les autres sens » (Roll, 2006).

1.2. Biomécanique de la posture

Modèle du pendule inversé

La posture debout – dite orthostatique - fait référence à une colonne vertébrale « neutre » dont les 33 vertèbres sont alignées verticalement et les 4 courbures naturelles sont respectées (Figure 1). Sur le plan sagittal, il s'agit du cou (C1-C7) courbé vers l'intérieur, de la région thoracique (T1-T12) inclinée vers l'extérieur et la région lombaire (L1-L5) pliée vers l'intérieur. Le sacrum (S1-S5 soudés) et le coccyx reposent entre les os du bassin. Un bassin

neutre implique un alignement vertical des épines iliaques antéro-supérieures et de la symphyse pubienne.

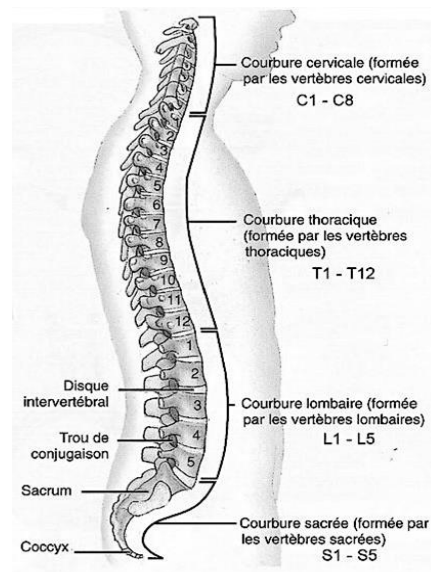


Figure 1 . Coupe sagittale des quatre courbures vertébrales physiologiques.

D'après Netter.

Lors de cette posture, les contraintes internes telles que les activités circulatoire et respiratoire, ou externes, tendent à créer un déséquilibre permanent se manifestant par des oscillations posturales qui nécessitent des ajustements posturaux pour maintenir le centre de masse (CdM) sur le polygone de sustentation (surface au sol située sous et entre les deux pieds) (Caron et al., 2004). Ce mouvement d'oscillation autour du point d'appui fixe est appelé « modèle du pendule inversé » et résulte de déplacements des centres de pression (CdP) grâce à des micro mouvements des chevilles et des pieds (Winter, 1995).

En effet, l'information transmise par les 104 mécanorécepteurs de la plante des pieds contribue activement à la prise de conscience de la posture du corps (Kennedy PM et Inglis JT, 2002 ; Buldt et al., 2018) (Figure 2).



*Figure . Distribution des mécanorécepteurs cutanées sur la sole plantaire.
D'après Kennedy et Inglis.*

Centre de masse et centre de pression

Le centre de masse (CdM) du corps humain est généralement considéré comme confondu avec le centre de gravité (CdG) du corps humain (Gagey et al., 1999). La projection au sol du CdM représente une force verticale dirigée vers le bas reflétant le poids du corps. Par opposition, il en résulte une force verticale proportionnelle dirigée vers le haut dont le point d'application au sol est appelé centre de pression (CdP) (Massion, 1997). Le CdM est considéré par plusieurs auteurs comme la variable contrôlée par le CdP (Duarte et al., 2000 ; Gurkinkel et al., 1980). Tant que le système est instable, le CdP se déplace plus rapidement dans toutes les directions pour ramener le CdM vers sa position moyenne. Les mouvements du CdP stabilisent donc le CdM (Figure 3).

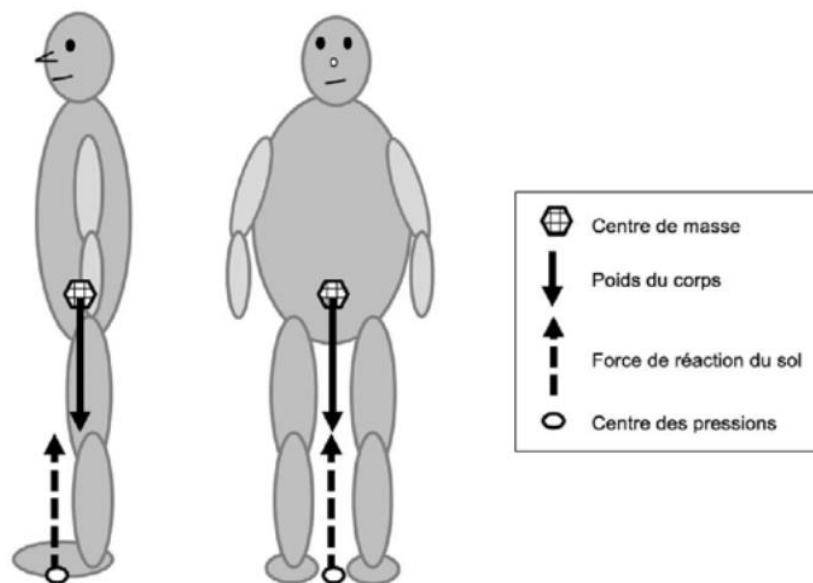


Figure 3. Schématisation biomécanique de la position orthostatique.
D'après Gasq et Cormier.

1.3. Contrôle postural

Le contrôle de la posture permet la stabilisation du corps ainsi que l'orientation et l'organisation des différents segments corporels pour préparer et supporter le mouvement (Paillard, 2016). Son organisation fonctionnelle repose sur la synergie de trois processus (Takakusaki, 2017 ; Peterka, 2018) (Figure 4). Le premier consiste en la prise d'afférences sous forme d'informations visuelles (référentiel allocentré), vestibulaires (référentiel géocentré ou gravitaire) et proprioceptives (référentiel égo-centré). Le second concerne l'intégration de ces informations au niveau du système nerveux central. De ces deux étapes résulte l'*activité motrice posturale* qui s'organise en réaction d'opposition à la pesanteur ; d'une part par l'activité musculaire tonique antigravitaire (tonus postural) qui est permanente et qui sert de support à la réalisation des mouvements et d'autre part par l'activité phasique qui correspond aux ajustements posturaux (Gendrier, 2004 ; Paillard, 2016 ; Takakusaki, 2017 ; Peterka, 2018).

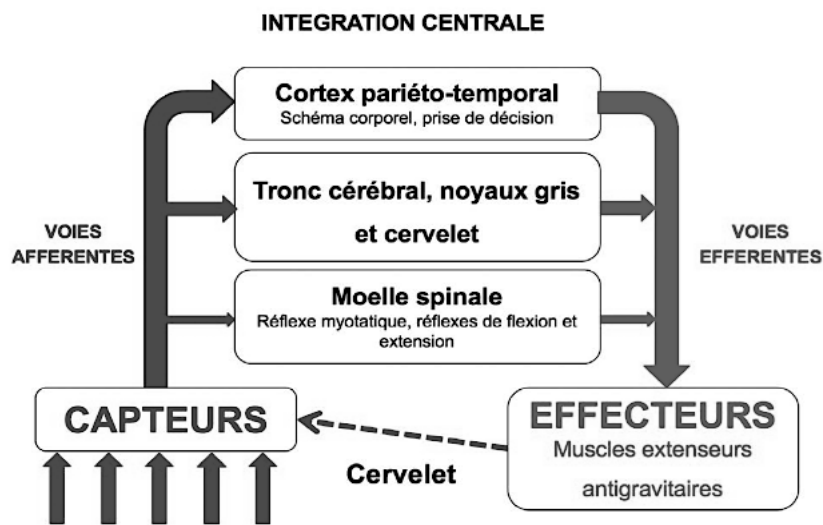


Figure 4. Schématisation de l'organisation fonctionnelle du contrôle de la posture orthostatique. D'après Gasa et Cormier.

Ces ajustements moteurs peuvent être anticipés et exécutés en amont des perturbations provoquées par des actes moteurs volontaires. Ils ont alors pour effet de prévenir et de minimiser les conséquences déstabilisantes de l'action motrice prévue. Ils maintiennent ainsi l'équilibre ou l'orientation des segments corporels par une régulation neurophysiologique dite en « boucle ouverte » (Kandel et al., 2000 ; Richard et al., 2007). Lorsque les ajustements posturaux sont réactionnels, ils sont réalisés a posteriori d'une déstabilisation imprévue et relèvent d'une régulation dite en « boucle fermée » ou « rétroaction » ou « rétrocontrôle » (Kandel et al., 2000 ; Richard et al., 2007).

Outre cette fonction antigravitaire, l'*activité motrice posturale* a également une fonction d'interface avec l'extérieur en s'adaptant à l'environnement et en construisant la représentation spatiale.

1.4. Évaluations de la posture

1.4.1. Évaluation clinique

En Italie, les *Directives nationales sur la classification et la mesure de la posture et de ses dysfonctionnements* indiquent que l'évaluation globale de la posture doit être effectuée par le biais d'une collecte complète de données anamnestiques, d'un examen de l'attitude posturale

statique et dynamique, d'une évaluation de l'appui de la plante du pied sur la surface (statique et dynamique), d'une évaluation du système masticoire, d'une analyse des potentielles anomalies corporelles, d'une analyse des systèmes oculomoteur et visuel, d'une analyse de la fonction du rachis ainsi que du bassin et des épaules, et du point d'appui principal des membres supérieurs et inférieurs (Ministero della Salute, 2017).

Un consensus d'experts européens, réunis en 2021, indique que l'approche des dysfonctions posturales nécessite une équipe multidisciplinaire et interdisciplinaire (Saggini et al., 2021). Sur base de la littérature et de l'expertise des auteurs présents, ce consensus précise qu'une évaluation posturale doit comprendre des manœuvres de convergence des pieds, des potentiels myogéniques évoqués vestibulaires oculaires (o-VEMP) et potentiels (c-VEMP), un test de marche sur place, un test de pas de Fukuda, un test de Finkelstein (test du pouce), un test de Nahmani, un test de Romberg, un test de rotation de la tête, un test d'impulsion vidéo de la tête, un test d'impulsion fonctionnelle de la tête et un test de Meersseman (Saggini et al., 2021). De plus, sur le plan frontal, ils recommandent de vérifier l'écart entre le plan bi-pupillaire, le plan de la largeur bi-acromiale et celui des crêtes iliaques à « l'aide d'outils spécifiques, tels que des inclinomètres et des niveaux à bulle » (Saggini et al. 2021). En ce qui concerne le plan sagittal, à l'aide du fil à plomb, ils recommandent d'évaluer : la flèche cervicale (distance normale environ 3 à 4 cm du fil), le plan dorsal, la flèche lombaire (distance normale environ 3 à 4 cm du fil) et le plan fessier. (Saggini et al., 2021) (Figure 1).

Des échelles d'analyse ont été développées pour permettre de quantifier l'instabilité posturale, telles que le *Berg Balance Scale (BBS)* et le *Timed Up and Go Test (TUG)*. Certaines sont spécifiques pour évaluer le retentissement de contextes pathologiques : le *Postural Assessment Scale for Stroke (PASS)* après un accident vasculaire cérébral, le *International Cooperative Ataxia Rating Scale (ICARS)* et le *Scale for the Assessment and Rating of Ataxia (SARA)* en cas d'ataxie cérébelleuse (Podsiadlo, 1991 ; Berg, 1992 ; Trouillas et al., 1997 ; Benaim et al., 1999 ; Schmitz-Hübsch et al., 2006). D'autres permettent d'évaluer la posture cervicale, telles que : The neck disability Index (Vernon H et Mior S, 1991), *The Copenhagen Neck Functional Disability Scale (Jordan et al., 1998)*.

Dans le cadre de l'évaluation du geste vocal global, une échelle posturale a été élaborée au cours d'un mémoire d'orthophonie mais n'a pas été publiée : S-STRAV (Lobryeau-Desnus et al., 2011) (Annexe 1).

1.4.2. Évaluation instrumentale

La *posturographie* est un terme générique englobant tous les aspects de l'analyse posturale, des aspects cinématiques jusqu'aux mesures réalisées avec des plateformes de force en conditions statique et dynamique (Bloem et al., 2003). Il s'agit d'une évaluation objective à partir de mesures quantitatives du positionnement du corps mais aussi de ses capacités de régulation, active et passive, de l'équilibre. Certaines techniques peuvent manipuler ces paramètres à des fins d'explorations expérimentales (Bloem et al., 2003).

Posturographie statique

La posturographie statique fait référence à toutes les techniques qui mesurent la position debout calme, avec ou sans surface d'appui fixe instrumentée, et sans aucune perturbation physique du corps (Bloem et al., 2003). La *stabilométrie* est le terme consacré pour l'étude de la stabilité posturale sur plateforme de force afin d'enregistrer les positions successives du centre des pressions (CdP) au cours du temps (Figures 5 et 6). Cet examen permet de quantifier indirectement les asymétries d'appui selon l'axe médio-latéral (asymétrie entre les deux pieds) ou antéro-postérieur (asymétrie entre l'avant et l'arrière des pieds) ainsi que les oscillations posturales selon trois mesures :

- la surface de balancement, en cm² – décrite par la projection du CdP et qui est sous contrôle laryn্থique (Yasuda et al., 1999) ;
- la vitesse de balancement, en mm/s – correspondant à la vitesse moyenne de déplacement du centre de pression (CdP) ainsi qu'à la distance parcourue, elle serait sous contrôle proprioceptif et implique une stratégie posturale (Nagakawa et al., 1993) ;
- le taux de stabilité, exprimé en %.

Ces mesures statiques du centre de pression (CdP) se révèlent être un outil fiable pour étudier la stabilité posturale générale (Ruhe et al., 2010).

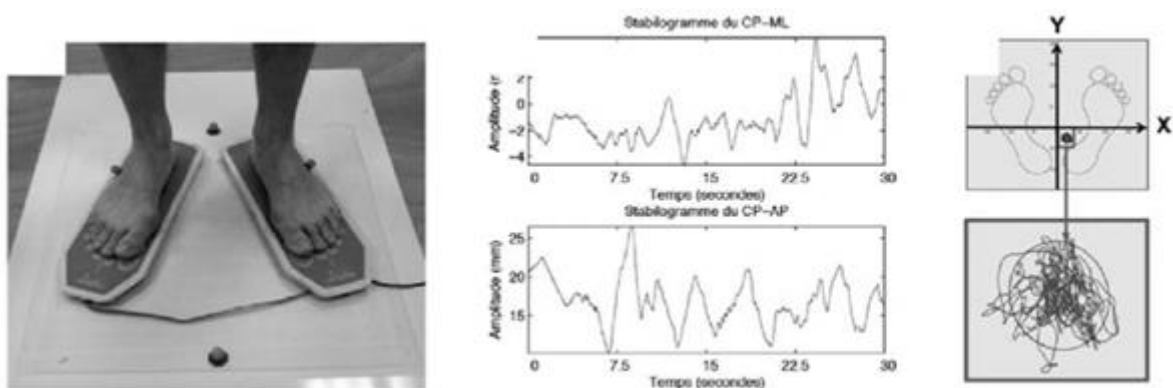


Figure 5. Plateforme de force mesurant la répartition du centre des pressions au cours du temps. D'après Gasq et Cormier.

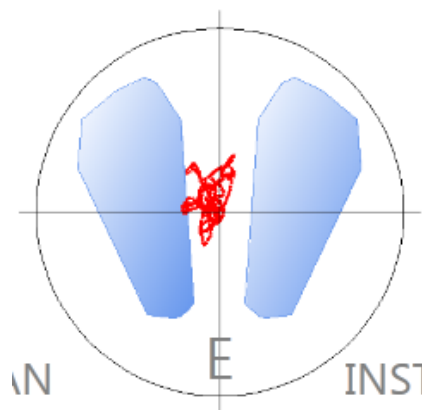


Figure 6. Représentation du tracé issu du stabilogramme par le logiciel PosturoPro® de la société Framiral®

Développées par le Laboratoire de Neurosciences Intégratives et Adaptatives à Marseille (UMR 6149), plusieurs méthodes d'analyses mathématiques permettent d'étudier le stabilogramme avec plus de précision (Lacour et al., 2004 ; Dumitrescu et Lacour, 2006). La décomposition du signal stabilométrique en ondelettes (analyse du contenu fréquentiel en fonction du temps) fournit une carte tridimensionnelle des déplacements du CdP. Certains logiciels intégrés aux plateformes de posturographie, tel que PosturoPro® ou Multitest6® de la société Framiral®, établissent ainsi une cartographie 3D de l'enregistrement postural avec le temps en abscisses, la fréquence en ordonnées et la puissance du contenu fréquentiel figurée par un code couleurs (Figure 7). Cette représentation permet une analyse qualitative avec, pour une fréquence donnée ou une bande de fréquences déterminée, les couleurs chaudes (jaune, orangée et rouge) qui représentent des puissances hautes correspondant à une dépense énergétique élevée pour maintenir l'équilibre postural tandis que les couleurs froides (vert, bleu et blanc) traduisent des puissances faibles ou nulles donc une moindre dépense énergétique (Framiral).

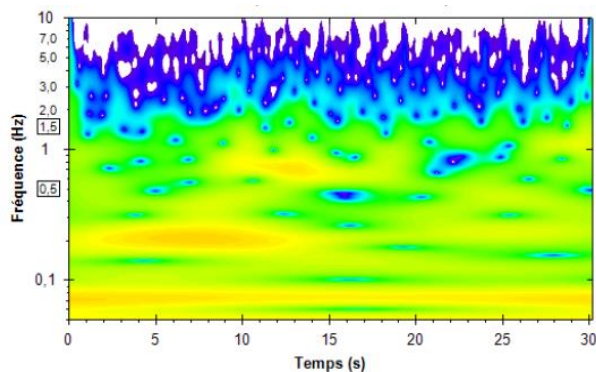


Figure 7. Représentation 3D des ondelettes dans le sens antéro-postérieur par le logiciel PosturoPro® de la société Framiral®.

D'un point de vue quantitatif, trois analyses sont réalisées :

- l'*analyse de diffusion* permet de déterminer le passage d'un mode de régulation posturale en « boucle ouverte » - c'est-à-dire des déplacements « stochastiques » du CdP - à mode de régulation en « boucle fermée » faisant intervenir des stratégies posturales (Collins et De Lucas, 1993) (Figure 8). Cette analyse serait essentiellement utile pour mettre en évidence les sujets à risque de chute.

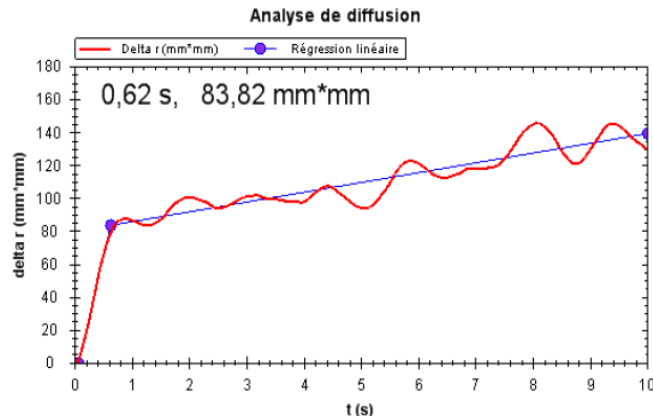


Figure 8. Représentation de l'analyse de diffusion par le logiciel PosturoPro®. D'après Framiral®.

- l'analyse fractale permet de déterminer si deux points consécutifs de l'échantillonnage stabilométrique sont corrélés ou non (Dumitrescu et Lacour, 2004). L'absence de corrélation entre deux points signifierait qu'il n'y a pas de correction posturale. Les points de Hausdorff (en bleu) représentent les moments d'absence de contrôle postural. Un grand nombre de ces points indiquerait une bonne qualité d'équilibre. Le rapport du nombre de points corrélés sur le nombre de points de l'échantillonnage donne un pourcentage situé entre 0 (faible stabilité) et 1 (stabilité correcte) (Figure 9).

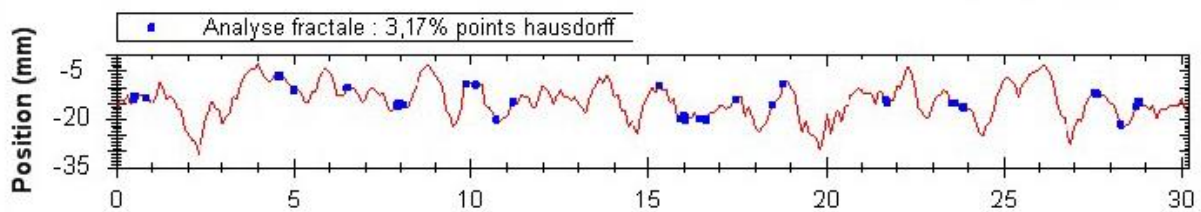


Figure 9. Représentation de l'analyse fractale par le logiciel PosturoPro®. D'après Framiral®.

- l'analyse spectrale permet d'analyser deux aspects fréquentiels : le *temps d'annulation* d'une fréquence donnée ou d'une bande de fréquences, correspond aux périodes pendant lesquelles le sujet ne fournit aucun effort pour s'équilibrer (donc aucune dépense d'énergie) (Dumitrescu et Lacour, 2004). Présenté sous forme d'un graphe, il permet de calculer l'intégrale (somme) des surfaces dont la valeur détermine un *Indice*

de Contrôle Postural (ICP) (Figure 10). Un ICP haut est signe d'une bonne stabilité. La puissance des fréquences peut également être représentée sous forme de graphe à partir duquel le calcul de l'intégrale (somme) des surfaces détermine un *Indice de Puissance (IP)* qui évolue à l'inverse de l'ICP et représente l'énergie dépensée durant la séquence (Figure 11). Un IP bas est signe d'une bonne stabilité. L'association de ces deux paramètres permet donc d'analyser la capacité de contrôle postural en regard de l'énergie dépensée (Figure 12). Un indice composite a été élaboré à partir de ces deux premiers, permettant un aperçu global, il s'agit de l'*Indice d'Instabilité Posturale (IIP)* dont les valeurs normales sont situées entre 0,5 et 1,70 (Figure 13).

Par ailleurs, le contenu spectral se divise en trois bandes : les basses fréquences (0 – 0,5Hz) correspondent à une coordination en phase entre le bas et le haut du corps ainsi qu'aux oscillations du centre de gravité, sous contrôle du système vestibulaire (Collins et De Luca, 1993 ; Kohen-Raz et al., 1996 ; Gagey, 1998 ; Saffer et al., 2008) ; les fréquences moyennes (0,5 – 1,5 Hz) reflètent les contractions musculaires de rattrapage de la position d'équilibre sous contrôle cérébelleux (Collin et De Luca, 1993) ; la bande de fréquences hautes (1,5 – 10 Hz) renseigne sur la coordination en anti-phase entre le haut et le bas du corps et traduit le contrôle proprioceptif (Kohen-Raz et al., 1996 ; Creath et al., 2005 ; Saffer et al., 2008 ; Zhang et al., 2007).

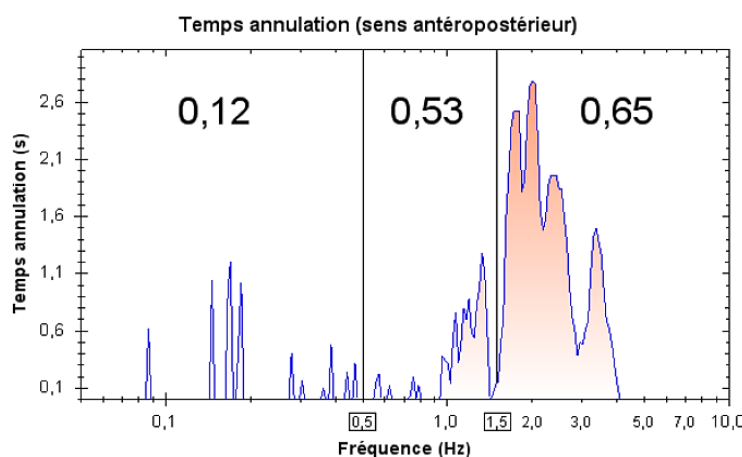


Figure 10. Représentation du calcul des temps d'annulation par le logiciel PosturoPro®.

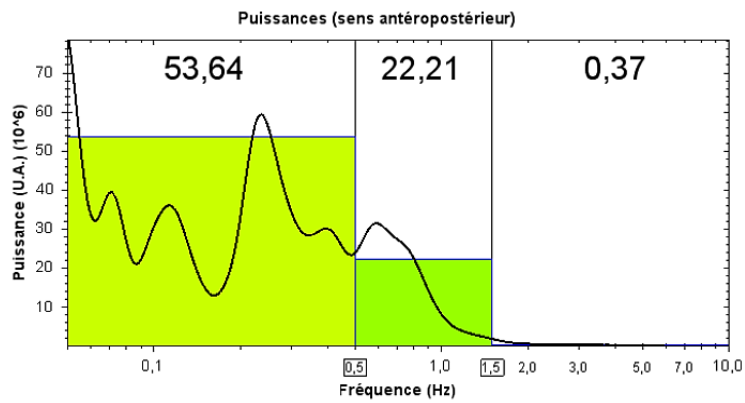


Figure 11. Représentation des puissances des fréquences par le logiciel PosturoPro®.

Fréquences	Indices puissance (U.A.)	Indices puissance (log)	Indices de contrôle (ICP)
0.05 - 0.5 Hz	IP1y = 30966381,77	IP1y = 74,91	ICP1y = 0,19
0.5 - 1.5 Hz	IP2y = 1165515,63	IP2y = 60,67	ICP2y = 0,83
1.5 - 10 Hz	IP3y = 28579,87	IP3y = 44,56	ICP3y = 0

Figure 12. Représentation du tableau de synthèse de l'Indice de Puissance (IP) et de l'Indice de Contrôle Postural (ICP) par le logiciel PosturoPro®.

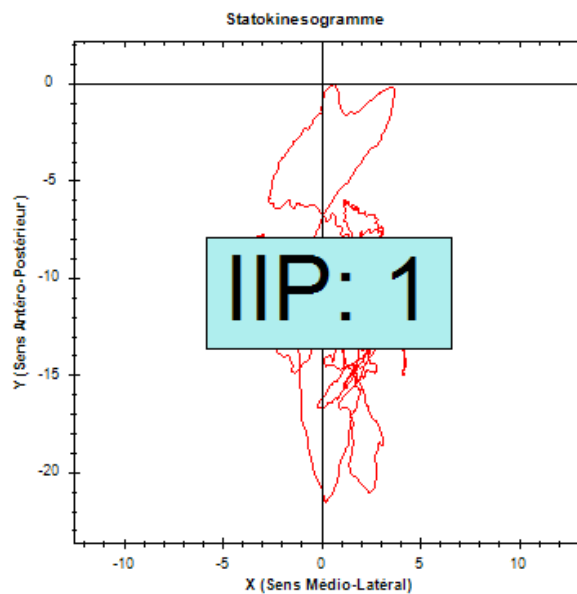
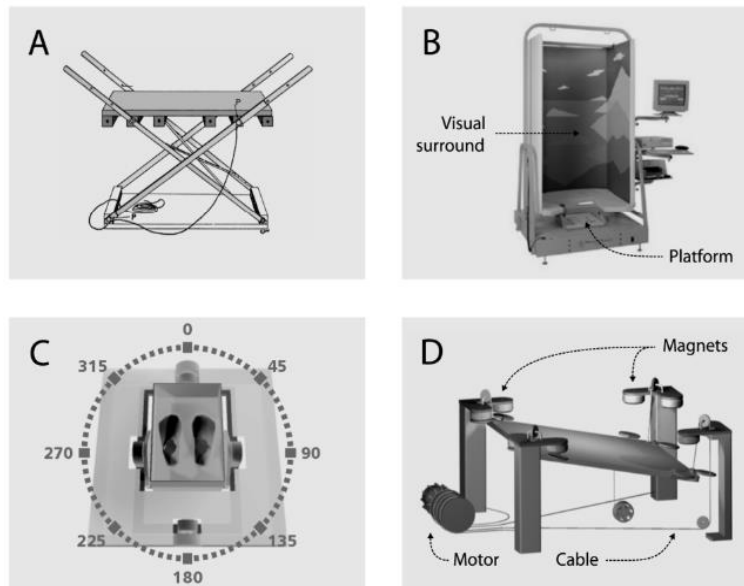


Figure 13. Représentation de l'Indice d'Instabilité Posturale (IIP) par le logiciel PosturoPro®.

Posturographie dynamique

Les techniques de posturographie dynamique utilisent des perturbations physiques de la position debout, à l'aide d'une surface d'appui instable ou motorisée, ou d'une force externe appliquée à une ou plusieurs parties du corps (Bloem et al., 2003) (Figure 14).



*Figure 14. Différents modèles de plateformes dynamiques de posturographie.
D'après Bloem et al., 2003.*

La posturographie est donc un outil permettant de mieux comprendre les mécanismes physiopathologiques des troubles de l'équilibre. Néanmoins, sur base de la littérature, aucune des techniques existantes n'est actuellement en mesure d'influencer de manière significative la prise de décision clinique chez les patients individuels (Visser et al., 2008). L'importance de l'expérience clinique du praticien restant un aspect fondamental de l'évaluation d'une posture correcte (Saggini et al., 2021).

Analyse cinématique

Lorsque l'évaluation de la posture s'intéresse plus précisément aux mouvements corporels, ce sont des capteurs de position fixés sur différents segments du corps qui permettent d'enregistrer leur position. Les informations obtenues comprennent les changements absolus dans les angles des articulations ainsi que les changements positionnels. Cette approche a été utilisée pour quantifier les mouvements de la tête, du tronc, des bras et des jambes (Bloem et al., 2003). Si la fréquence d'échantillonnage est suffisamment rapide, on peut alors enregistrer la vitesse de déplacement de ces segments corporels ou leur accélération, soit directement à partir des capteurs de position soit à l'aide d'accéléromètres (Figure 15).

Une autre possibilité, plus complexe, consiste à utiliser des systèmes d'analyse optique du mouvement à l'aide de plusieurs caméras - jusqu'à six - dirigées vers le sujet sous différents angles. Ces caméras surveillent les signaux dérivés de marqueurs qui sont généralement fixés à des repères anatomiques standards, tels que l'acromion de l'épaule ou la malléole latérale de la cheville (Figure 14). Certains systèmes utilisent des marqueurs réfléchissants passifs qui reflètent la lumière d'une source placée au centre ou des diodes qui émettent activement de la lumière infrarouge (Figure 15).

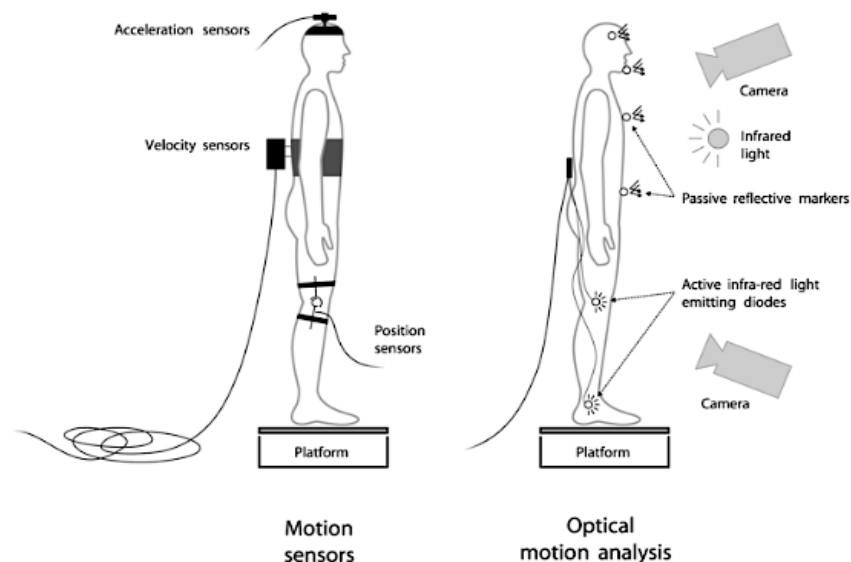


Figure 15. Représentations des capteurs de mouvements mécaniques (accéléromètre, capteur de vitesse, capteur de position) et optiques (caméra, lumière infrarouge, marqueurs réfléchissants). D'après Bloem et al., 2003.

Enfin, d'autres outils sont également déployés pour compléter l'analyse de la posture, parmi elles figurent : l'analyse de la marche et de la course, les mesures stéréoscopiques de la colonne vertébrale, l'électromyographie des muscles.

2. Posture et voix

2.1. Relations posturales et phonatoires

La posture joue un rôle essentiel dans la respiration (Urquhart et al., 2005 ; Zafar et al., 2018). D'une part car elle conditionne les capacités de contraction séquentielle des muscles du plancher pelvien dont l'activité est liée à celle des muscles abdominaux profonds, tels que le muscle transverse, lors de l'expiration (Devreese et al., 2007). Ceci participe à une bonne stabilité lombo-pelvienne (Hodges et al., 2007 ; O'Sullivan et al., 2002). D'autre part car un alignement postural correct permet également d'assurer un volume pulmonaire satisfaisant pour assurer une phonation efficace (Gould, 1971 ; Torpe et al., 2001 ; Heman-Ackah, 2005 ; Wilson Arboleda et al., 2008).

Par sa position particulière - en avant des vertèbres cervicales et suspendu entre le plancher buccal et la cage thoracique - le larynx est soumis aux contraintes mécaniques induites par les mouvements respiratoires et posturaux du haut du corps (Scotto et al., 1998 ; Petterson et al., 2002 ; Kooijman et al., 2005). Les positionnements des structures avoisinantes modifient ainsi l'étirement ou la tension de sa musculature extrinsèque de même que sa hauteur et son degré de proéminence dans la loge viscérale du cou (Fink, 1956 et 1974 ; Iwarsson et al., 1998 ; Iwarsson et al., 2001 ; Rubin, 2005). Les capacités de résonance du tractus vocal sont ainsi influencées par la configuration posturale globale (Jones, 1972 ; Muto et al., 2002 ; Rubin, 2004 ; Caçador, 2018).

Les chanteurs ont particulièrement conscience des enjeux posturaux pour la réalisation de leurs performances vocales (Johnson et al., 2009 ; D'Amario et al., 2023). En particulier, les chanteurs lyriques disposent de connaissances anatomiques et posturales dans le cadre de leur formation, ils ont ainsi une meilleure qualité vocale et une meilleure attention sur les sensations de douleur et de fatigue vocale (Somme et al., 2024). En situation naturelle, leur contrôle postural apparaît identique aux sujets non-chanteurs néanmoins une nette différence apparaît en situation de chant et ce qui signifie qu'ils acquièrent un apprentissage du contrôle postural. Le niveau d'expérience du chanteur est corrélé avec cette compétence (Peultier-Celli et al., 2020). Par ailleurs, l'utilisation d'un instrument durant le chant implique des modifications posturales ayant un impact négatif sur l'expiration et les performances vocales (Longo et al., 2020).

2.2. Évaluation posturale et dysphonie

Les interactions entre la posture et la dysfonction vocale ont pris de l'ampleur depuis l'introduction des classifications anglo-saxonnes de « vocal abuse / misuse syndrome », de « Bogart-Bacall syndrome » et de « muscle tension dysphonia » (Morrison et al., 1983 ; Koufman et al., 1988 ; Morrison et al., 1993 ; Van Houtte et al., 2011). Bien qu'une posture correcte apparaisse nécessaire pour une production vocale efficace, la relation entre la dysphonie et la posture ne semble pas clairement établie (Cardoso et al., 2017).

Sur le plan sagittal, il existerait des différences posturales dans l'alignement de la colonne vertébrale entre les sujets dysphoniques et les sujets sains avec notamment une longueur thoracique et un indice de cyphose plus élevés chez les sujets pathologiques (Franco et al., 2014). Ceci sous-entend que la posture jouerait un rôle prédisposant dans l'apparition d'une dysfonction vocale. Néanmoins, au niveau cervical, la dysphonie serait davantage liée à des altérations fonctionnelles qu'à des problématiques posturales (Bigaton et al., 2010). Il s'agirait donc d'une conséquence des mouvements et comportements cervicaux.

La logique inverse, c'est-à-dire l'incidence de la dysfonction vocale sur la posture, a également été explorée. Ainsi, lors de l'évaluation posturographique, certains auteurs mesuraient des valeurs dans la limite de la normale chez les sujets dysphoniques (Bruno et al., 2007 ; Caçador et al., 2018 ; Picciotti et al., 2023) ; tandis que d'autres observaient des altérations des paramètres stabilométriques (centre de pression, stabilité posturale, vitesse, longueur et surface du tracé) qui tendaient à s'améliorer de façon significative après rééducation vocale (Nacci et al., 2012 ; Lobryeau-Desnus et al. 2010). Dans le cas des lésions bénignes des plis vocaux (polypes, kystes, oedèmes de Reinke), seuls les nodules seraient associés à des données pathologiques en stabilométrie (Nacci et al., 2017).

Une troisième approche consiste à analyser le comportement postural durant la phonation, plus particulièrement durant l'effort vocal. Cet objectif de recherche a fait l'objet de plusieurs études menées par l'équipe marseillaise du CHU La Conception et du Laboratoire Parole et Langage entre 1998 et 2010. Dans la première, il s'agissait de comparer le déplacement du centre de gravité (CdG) et l'activité segmentaire chez des femmes sans plainte vocale et des femmes présentant une dysphonie (lésions bénignes des plis vocaux), lors de la production de voix projetée (Grini et al., 1998). Pour l'analyse segmentaire, un accéléromètre mesurait le mouvement de la tête afin de relever la mesure de l'angle entre le

menton, l'oreille et la tête. Chez les sujets sans plainte vocale, l'effort vocal entraînait des altérations segmentaires de la posture, avec une extension de la tête vers l'arrière et une avancée synchrone du menton. Ces altérations posturales segmentaires s'accompagnaient de changements posturaux globaux. Chez les sujets dysphoniques, lors de la phonation, un mouvement plus ample et irrégulier ainsi qu'un angle plus large entre le menton, l'oreille et l'épaule étaient observés. Par ailleurs, les sujets dysphoniques présentaient un déplacement plus important du centre de gravité vers l'avant, ce qui entraînait une instabilité donc une augmentation de la tension musculaire pour maintenir la posture et l'équilibre.

Afin d'étayer cette observation sur l'activation musculaire pendant l'effort vocal, cette étude a été complétée par la mesure simultanée du déplacement du CdG et de l'activité électromyographique des muscles des membres inférieurs. Une corrélation a été établie entre l'augmentation de la variance de la vitesse de déplacement du CdG et l'augmentation du signal électrique provenant des muscles posturaux (Grini et al., 2000).

Par la suite, cette même équipe émettait l'hypothèse que l'augmentation du travail musculaire phonatoire lié au forçage vocal pouvait être détectée avec des appareillages issus de la pratique clinique tels que les plateformes de posturographie servant à l'exploration des vertiges (Giovanni et al., 2006). Trois conditions expérimentales étaient étudiées : debout au repos versus debout en portant un poids de 3 kg à bout de bras ; debout en lisant un texte à un auditeur à 1,5 mètres versus en lisant à un auditeur placé à 4 mètres de distance ; debout en lisant dans le silence versus dans un environnement bruyant simulé par le port d'un casque audio. L'indice de mesure utilisé était le VCOP rms (root mean square of the Variance of Center of Pressure) c'est-à-dire la moyenne quadratique (racine carrée de la moyenne des carrés) de la vitesse de variation du centre de pression. Pour chaque condition, les différences étaient significatives et confirmaient l'augmentation de l'activité musculaire globale lors de l'effort vocal, en particulier les mouvements antero-postérieurs.

Le geste vocal a également été étudié à l'aide du système optoélectronique d'analyse du mouvement ELITE® (Ferrigno et Pedotti, 1985) qui consiste en la reconnaissance de marqueurs réfléchissants placés sur les segments anatomiques, en plus de la plateforme posturographique (Figure 16). Les sujets, non dysphoniques, devaient dicter des logatomes à un auditeur placé de dos à une dizaine de mètres : d'abord dans un environnement calme puis avec la même simulation d'environnement bruyant (casque audio). Les résultats confirment

les modifications posturales ainsi que l'augmentation du travail musculaire global contemporains du forçage vocal (Giovanni et al., 2006).

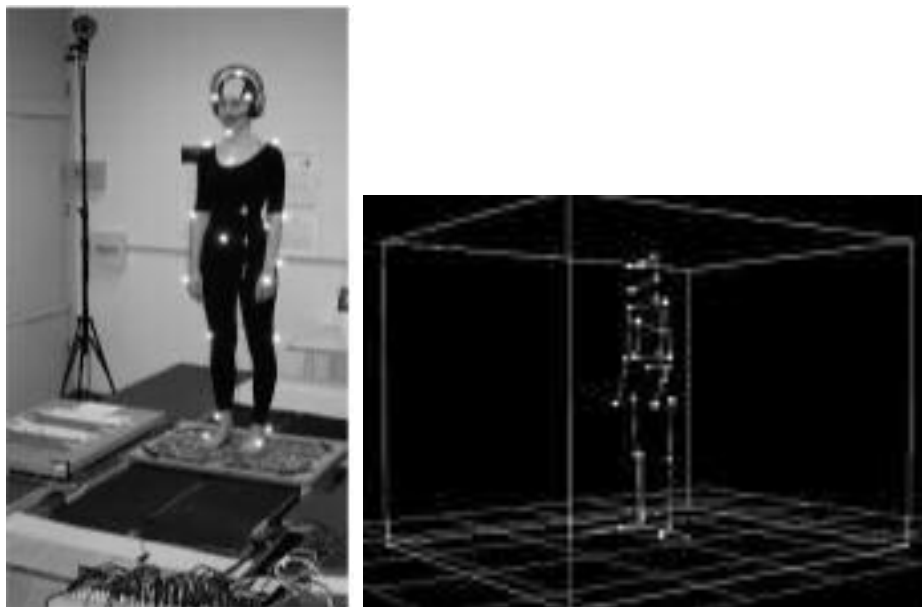


Figure 16. Représentation de l'instrumentation avec le modèle ELITE®.

D'après Giovanni et al., 2006.

Par la suite, une plateforme de posturographie statique était utilisée pour mesurer la VCOP rms simultanément à l'électromyographie chez des individus sans pathologie vocale. Quatre conditions d'expérimentation étaient réalisées : debout avec les yeux ouverts versus les yeux fermés ; debout au repos versus en tenant un poids de 3 kg ; debout en lisant un texte à un auditeur situé à 1,5 m versus en lisant à une distance de 4 m ; debout en lisant dans le silence versus dans un environnement bruyant. Dans les conditions phonatoires entraînant un effort vocal, la VCOP rms moyenne était significativement augmentée. Les auteurs ont conclu que l'utilisation de la VCOP rms pouvait être un indice utilisable lors de l'évaluation du geste vocal (Giovanni et al., 2008).

Cherchant à évaluer comment la posture et l'acoustique vocale sont modifiées lors de l'effort vocal, les investigations ont été poursuivies en couplant le système d'analyse du mouvement ELITE®, la station EVA2® (SQLab-LPL, Aix en Provence, France) et l'électroglottographie. Les sujets, non dysphoniques, devaient dicter des chiffres à un observateur dans 3 conditions représentant les différents comportements d'effort vocal : à une

distance de 4 m dans un environnement silencieux ; à une distance de 10 m dans un environnement silencieux ; à une distance de 10 m dans un environnement bruyant (moyenne de 90 dB). Les résultats montraient une augmentation proportionnelle de l'amplitude et de la durée des mouvements segmentaires avec l'augmentation de l'effort vocal, en particulier l'implication de petits mouvements céphaliques lors d'un effort vocal modéré et de mouvements céphalique importants associés à ceux du tronc pour les efforts vocaux plus importants (Lagier et al., 2009).

Enfin, utilisant une population et des conditions expérimentales similaires, une dernière étude avait pour objectif de déterminer si les mouvements du corps sont la conséquence de l'effort vocal ou s'ils sont inhérents au comportement d'effort. Les résultats confirmaient l'augmentation de l'amplitude et de la durée des mouvements du corps de façon proportionnelle à l'augmentation de l'effort vocal. Le mouvement corporel anticiperait donc la phonation. En particulier, les mouvements de la tête seraient impliqués dans la stratégie d'amélioration de l'efficacité vocale tandis que la flexion du tronc permettrait de soutenir l'effort de communication (Lagier et al., 2010).

2.3. Posturographie et rééducation

La rééducation vocale aurait un effet positif sur les valeurs stabilométriques (Bruno et al., 2007 et 2020). Ceci suggère d'une part qu'une attention particulière serait portée sur le contrôle postural durant la phonation (Bruno et al., 2007) ; d'autre part, qu'une meilleure conscience proprioceptive serait acquise grâce à la rééducation ce qui permettrait d'améliorer les performances posturales (Nacci et al., 2012 ; Bruno et al., 2020). Par ailleurs, la combinaison des rééducations posturale et vocale améliorerait les performances en phonation, la gêne ressentie ainsi que les entrées somatosensorielles et visuelles (Caçador et al., 2020 ; Picciotti et al., 2023). La stratégie d'équilibre deviendrait ainsi plus efficace (Lobryeau-Desnus et al., 2010 ; Caçador et al., 2018 et 2020). La composante vestibulaire, pourrait parfois être modifiée mais les avis des auteurs divergent à ce sujet (Lobryeau-Desnus et al., 2010 ; Caçador et al., 2018 et 2020; Picciotti et al., 2023).

La stabilométrie serait donc un outil pertinent pour démontrer les altérations posturales basales chez les sujets présentant des troubles de la voix (Nacci et al., 2012 ; Bruno et al., 2020). Elle permettrait également d'évaluer la bonne intégration du processus rééducatif ainsi que les effets bénéfiques de la rééducation (Bruno et al., 2007 et 2020 ; Nacci et al., 2012).

3. Contexte de l'hypothèse

3.1. Comment analyser la pertinence de l'hypothèse « avant - après »

La littérature permet d'objectiver qu'il existe un lien entre la posture et le geste vocal.

Qu'il s'agisse d'un lien de causalité ou d'une interrelation, les mesures posturographiques tendent à être modifiées lorsque les locuteurs sont en situation d'effort vocal ponctuel ou permanent. Dans un contexte pathologique, telle que la dysphonie, les sujets sont souvent amenés à intensifier l'effort vocal pour maintenir une phonation audible. Or, comme cité précédemment, cet effort phonatoire a des conséquences sur l'ensemble des muscles de la posture.

Nous avons choisi de nous intéresser au cas de la paralysie laryngée unilatérale qui est une pathologie qui induit une fuite glottique et entraîne chez le sujet la nécessité de "forcer" sur sa voix pour essayer d'obtenir une vibration du plan glottique. L'orientation thérapeutique étant souvent en faveur d'une médialisation du pli vocal paralysé, l'amélioration drastique de la fermeture glottique en phonation diminue de façon importante l'effort vocal en période post opératoire. Cette population nous a donc semblé une excellente population d'étude pour comparer chez le même sujet la condition "effort" (avant le geste) et la condition "sans effort" (après le geste) sous l'angle de la stabilométrie. Plus de détails concernant la physiopathologie et les axes thérapeutiques de cette pathologie sont décrits ci-dessous.

3.2. Situation clinique choisie : la paralysie laryngée unilatérale

La paralysie laryngée unilatérale (PLU) est une pathologie fréquente qui touche près de 5,13 personnes par an sur 100 000 habitants (Nouraei, 2015). Il s'agit d'une immobilité unilatérale du larynx par atteinte nerveuse unilatérale du nerf laryngé inférieur, aussi appelé nerf récurrent (Figure 17). Cette paralysie peut résulter d'une atteinte nerveuse isolée ou faire partie d'un tableau clinique plus étendu avec notamment l'atteinte du pharynx, du voile du palais et le sphincter inférieur de l'œsophage.

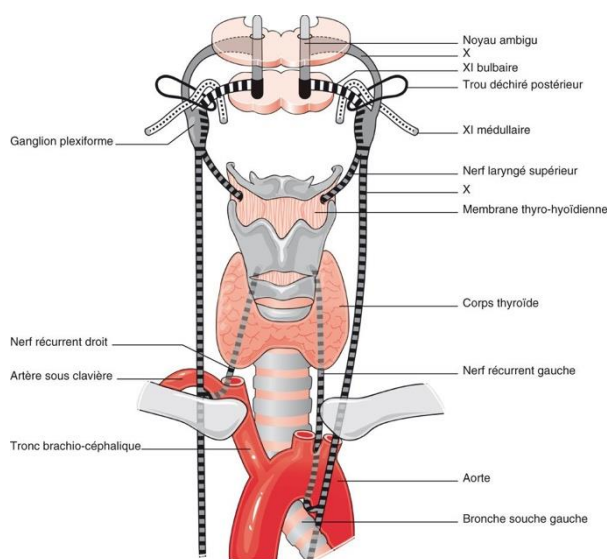


Figure 17. Innervation du larynx. D'après le Collège des Enseignants de Neurologie, 2019.

3.2.1. Physiopathologie

Lors de l'observation du plan glottique, trois positions d'éloignement du pli vocal par rapport à la ligne médiane peuvent être décrites : médiane donc équivalente à une position fermée, paramédiane (entre 0 et 1,5 mm de la ligne médiane) et latérale (plus de 2,5 mm de la ligne médiane) (Koufman, 1995) (Figure 18). De cette position va dépendre l'atteinte fonctionnelle et la sévérité du handicap ressenti par le patient. En effet, plus le pli vocal paralysé est latéralisé moins la fermeture glottique est compétente.

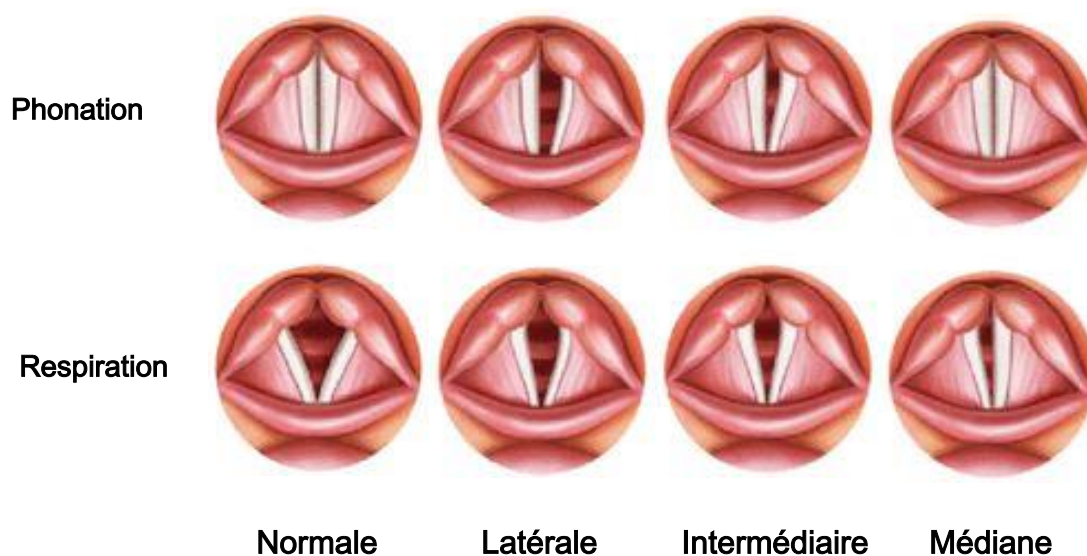


Figure 18. Configurations glottiques selon la position du pli vocal gauche

Dysphonie

Cette dysfonction laryngée entraîne une fuite d'air en raison de la béance glottique lors de la phonation. Il en résulte une voix souvent très soufflée (Krom, 1995 ; Lotto et al., 1997) et peu endurante (Muller, 1973). Cette incapacité glottique à opérer une résistance efficace au flux d'air pulmonaire se traduit acoustiquement par une mesure du rapport harmonique/bruit affaibli (Hartl et al., 2001 ; Oguz et al., 2007 ; Jesus et al., 2015, Kumar et al., 2019).

Par ailleurs, l'immobilité provoque un affaissement et une perte de tonus du pli vocal ainsi qu'une certaine atrophie musculaire. Cette asymétrie morphologique et ce différentiel de positionnement entre les deux plis vocaux entraîne des irrégularités de vibration (Ishizaka et al., 1976 ; Smith et al., 1992 ; Sulica et al., 2006) donc un défaut de synchronisation. Les irrégularités de fréquences altèrent la périodicité du signal et se traduisent acoustiquement par une mesure du jitter plus élevée (Hartl et al., 2001 ; Oguz et al., 2007 ; Pinho et al., 2013 ; Jesus et al., 2015 ; Kumar et al., 2019 ; Lovato et al., 2019). Les mêmes observations sont faites pour les irrégularités d'amplitude de vibration estimées par le shimmer (Hartl et al., 2001 ; Oguz et al., 2007 ; Pinho et al., 2013 ; Jesus et al., 2015 ; Lovato et al., 2019).

Concernant la fréquence fondamentale (f_0), les modifications varient selon l'étiologie, la position du pli vocal et l'ancienneté du trouble. La f_0 peut en effet demeurer stable ((Woo et al., 1991 ; Jesus et al., 2015, Kumar, 2019) ou être modifiée en raison des difficultés de synchronisation cordale (Madill et al., 2011 ; Vogel, 2011). Certains auteurs retrouvent néanmoins des perturbations formantiques (Schwarz et al., 2011) des premier et deuxième formants (Lee et al., 2013) en raison de la recherche de compensation fonctionnelle.

La tessiture vocale, ou ensemble des notes confortablement produites, est réduite (Kumar, 2019) du fait des difficultés de synchronisation des plis vocaux et de la difficulté à ajuster la tension et l'étirement du pli vocal paralysé.

En analyse perceptive, une paralysie laryngée est communément classée avec des scores élevés sur l'échelle d'Hirano (Hirano, 1981) avec une majoration des critères de raucité (R) et de souffle (S) (Hartl et al., 2001 ; Little et al., 2011 ; Pinho et al., 2013 ; Jesus et al., 2015 ; Heikkinen et al., 2021).

Trouble respiratoire

Les troubles respiratoires, souvent au second plan, peuvent se manifester sur les deux phases de la respiration mais résulter de deux problématiques différentes : un défaut d'abduction cordale entraînant une difficulté inspiratoire par réduction du diamètre de la filière laryngée ; un défaut d'abduction lors de la phonation entraînant une fuite glottique donc une hyperventilation due à la nécessité d'effectuer des reprises d'air plus fréquentes. Selon certaines équipes, un syndrome d'hyperventilation serait retrouvé en laboratoire d'explorations fonctionnelles chez 80% des patients après une chirurgie thyroïdienne (Bequignon, 2019).

Dysphagie

Les troubles de déglutition sont également présents dans plus de 20% des cas de paralysies laryngées unilatérales (Schiedermayer, 2020) en raison de l'absence d'étanchéité du plan glottique et du défaut de protection des voies aériennes inférieures. Ils sont majorés en cas d'atteinte nerveuse centrale, dans un contexte post-opératoire du thorax ou de la zone cérébrale. La plainte des patients concerne essentiellement la prise de liquides ou d'aliments dispersibles. Néanmoins, lorsque le pli vocal est en position intermédiaire ou médiane, la déglutition demeure relativement fonctionnelle par compensation du pli vocal sain. La variabilité des symptômes et des plaintes des patients diffère selon le site d'atteinte, la cause, l'évolution et la capacité de compensation (Zealer et al., 2004).

3.2.2. Diagnostic

Bilan étiologique

D'après les dernières recommandations de la Société Française d'ORL, il est préconisé de faire réaliser une tomodensitométrie cervico-faciale et thoracique avec injection de produit de contraste iodée dans le but de rechercher une masse tumorale sur le trajet du nerf vague. Une échographie thyroïdienne et une IRM cérébrale peuvent venir compléter ce bilan (SFORL, 2022). Si l'imagerie est sans particularité, une cause neuropathique périphérique peut être recherchée avec un bilan biologique. Lorsqu'aucun élément issu de ce bilan ne permet de statuer sur l'étiologie de la paralysie, elle est alors qualifiée d'idiopathique (Walton, 2019).

Évaluation clinique

L'examen de référence demeure l'examen laryngé dynamique par voie trans-nasale avec endoscope souple, aussi appelé nasofibroscopie, car il permet d'apprécier l'ensemble du larynx dans ses différentes fonctions et de tester sa sensibilité. L'objectif principal est d'apprécier la position de la corde vocale paralysée par rapport à la ligne médiane et en comparaison au pli vocal sain, au repos, en phonation, en reniflement (SFORL, 2022).

Il est également possible de réaliser un électromyogramme (EMG) si l'orientation thérapeutique nécessite un complément d'information car il permet d'estimer le pronostic de non-récupération (SFORL, 2022).

Évaluation fonctionnelle

La dysphonie est l'atteinte fonctionnelle prédominante car l'immobilité laryngée unilatérale impacte le processus de phonation à différents degrés. La Société Européenne de Laryngologie (ELS) a établi un consensus autour de l'évaluation objective de la voix (Dejonckere et al., 2001) qui a été remis à jour avec la participation de l'Union Européenne des Phoniatries (UEP) (Lechien et al., 2023). Un consensus spécifique pour l'évaluation des paralysies laryngées a été établi en 2018 par l'ELS, avec pour épreuves : la passation de l'auto-questionnaire *Voice Handicap Index* (VHI) par le patient (Benninger et al., 1998 ; Woisard, 2004), une analyse qualitative subjective de la sévérité de la dysphonie évaluée de 0 (normale) à 3 (sévère) sur l'échelle G (grade global) R (raucité) B (souffle) de Hirano (Hirano, 1981), un enregistrement vocal sur une tâche de lecture et la production de 3 voyelles /a/ successives, la mesure du temps maximal de phonation sur la voyelle /a/ (Mattei et al., 2018).

Concernant la dysphagie, l'évaluation standard consiste à réaliser des essais alimentaires sous contrôle de la nasofibroscopie mais en cas de suspicion de fausses-routes silencieuses, c'est-à-dire de pénétrations laryngées des aliments sans réflexe de toux, un examen complémentaire en vidéoradioscopie peut être réalisé (SFORL, 2022).

Enfin, des mesures spirométriques ou un bilan fonctionnel respiratoire plus exhaustif peuvent compléter ces évaluations.

3.2.3. Traitements

Intervention médicale

L'objectif est de réaliser une augmentation du volume du pli vocal paralysé pour améliorer le contact lorsque le pli vocal sain est en adduction. L'intervention consiste à injecter des produits biocompatibles, tels que la graisse autologue (prélevée sur le patient) ou des produits de synthèses résorbables (acide hyaluronique, hydroxyapatite de calcium) ou non résorbables (téflon, silicone), présentant des propriétés biomécaniques proches de la structure naturelle du pli vocal (Wang, 2020). L'injection est réalisée au bloc opératoire sous anesthésie générale ou lors de la consultation médicale avec anesthésie locale des fausses-nasales et du larynx. L'effet fonctionnel est quasi immédiat, avec une latence de quelques heures à quelques jours selon les patients. Ce type d'intervention permet une rapide amélioration de la qualité de vie du patient et est proposé en première intention, en l'absence de symptômes sévères, si le pronostic de récupération est incertain (SFORL, 2022).

Intervention chirurgicale

D'autres solutions thérapeutiques, plus invasives, permettent d'obtenir une correction du plan glottique. Afin d'obtenir une médialisation plus pérenne, une thyroplastie peut être proposée en chirurgie ambulatoire ou avec une courte hospitalisation. La technique chirurgicale consiste à avoir un abord cervical et laryngé puis de réaliser une découpe d'une fenêtre du cartilage thyroïde pour y placer un implant en silicone, dit « implant de Montgomery ». Le pli vocal paralysé est ainsi médialisé dans sa partie postérieure. L'effet fonctionnel est immédiat (SFORL, 2022).

Dans certains cas particuliers de PLU définitive, si le pli vocal immobile est trop éloigné de la ligne médiane et que l'on observe une bascule du cartilage aryténoïde, une adduction aryténoïdienne peut être proposée mais la technique est difficile et les risques de complications plus élevés (SFORL, 2022).

Enfin, la réinnervation laryngée peut être proposée en deuxième intention pour les patients âgés de plus de 60 ans qui présentent un échec au premier traitement et dont la paralysie cordale est définitive. La technique consiste alors à réaliser une anastomose entre le tronc du nerf laryngé inférieur et l'anse du nerf hypoglosse (SFORL, 2022).

Rééducation orthophonique

La rééducation vocale réalisée par un orthophoniste peut être prescrite dans un premier temps pour accompagner le patient durant les premières semaines et lui apprendre à compenser la béance glottique à l'aide du pli vocal sain au travers d'exercices ciblés et de postures de compensation. L'objectif est ici fonctionnel et doit s'intéresser aux quatre fonctions laryngées : la voix, la déglutition, la respiration, la protection des voies aériennes inférieures grâce à la toux. Dans un second temps, lorsqu'une médialisation a été réalisée par le corps médical, la rééducation s'intéressera à adapter le geste vocal à la nouvelle configuration glottique voire réduire le forçage compensatoire qui s'était spontanément installé au niveau supraglottique ou cervical (SFORL, 2022).

Les axes thérapeutiques reposent sur des accords professionnels et le programme rééducatif reste à la discrétion de chaque praticien. L'efficacité de cette prise en charge n'a pas encore été prouvée de façon significative (Walton et al., 2017) mais demeure un bon accompagnement du patient et permet une surveillance de l'évolution vocale.

Toute rééducation débute par un bilan vocal reposant sur le recueil de la plainte du patient à l'aide de l'auto-questionnaire *Voice Handicap Index*, sur l'évaluation perceptive de la sévérité de la dysphonie et de ses caractéristiques, ainsi que sur l'enregistrement de la voix afin d'apprécier les compétences vocales du patient et de les comparer dans le temps.

Objectifs et hypothèses

La littérature indique que l'effort vocal semble entraîner une modification de la posture globale et segmentaire (Caçador et al., 2018). Dans le cadre de la dysphonie, en particulier dans le cas de la paralysie laryngée unilatérale, cet effort vocal devient indispensable pour compenser la fuite glottique et assurer une phonation suffisamment perceptible par les auditeurs.

Cependant, à ce jour, l'évaluation posturale dans le cadre du bilan du geste vocal ne fait pas partie du bilan clinique recommandé (Lechien et al., 2023). Lorsqu'elle est réalisée, cette évaluation reste à l'appréciation du praticien - orthophoniste ou ORL - sans qu'aucune formation spécifique ne soit dispensée. Aucune échelle d'évaluation standardisée, en français, ne permet de protocoliser et d'harmoniser cette évaluation. Par ailleurs, bien que la littérature rapporte des essais d'évaluation instrumentale de l'effort vocal, aucun appareillage n'est aujourd'hui utilisé dans la pratique courante. Il n'existe, du reste, pas d'appareillage spécifiquement désigné pour l'analyse de la posture dans le contexte des dysphonies.

Or, les appareillages permettant l'analyse instrumentale de la posture sont largement répandus dans les cabinets et les centres de consultation ORL et font partie du bilan standard de nos patients lorsqu'une intervention chirurgicale est prévue. Nous avons voulu voir s'il était possible de confirmer l'intérêt de ces appareillages et des logiciels embarqués pour compléter l'analyse posturale dans le cadre des dysphonies.

A la lumière des études précédentes (Giovanni et al., 2006 et 2008) et en regard des appareillages aujourd'hui disponibles en service de soin hospitalier, nous faisons l'hypothèse que les mesures stabilométriques issues des plateformes d'exploration des vertiges permettront de fournir des indices de l'effort vocal.

Afin de pouvoir vérifier notre hypothèse, nous avons analysé les mesures stabilométriques et vocales (acoustiques et aérodynamiques) de sujets atteints de paralysie laryngée unilatérale ayant bénéficié d'une médialisation. Comme mentionné précédemment, cette intervention permet la correction du plan glottique en phonation donc améliore l'effort vocal en post-opératoire. Pour chaque sujet, une comparaison a été faite entre le bilan initial (pré-opératoire) et le bilan de contrôle un mois plus tard (post-opératoire) en vue d'identifier les tâches et les mesures stabilométriques les plus saillantes donc les plus pertinentes pour rendre compte de l'effort vocal.

Matériel et méthode

Etude

Il s'agit d'une étude rétrospective à partir des données issues des soins courants. Elle a été déclarée sur le portail d'accès aux données de santé (PADS) et validée par la Direction de la Recherche de l'Assistance-Publique des Hôpitaux de Marseille (APHM) le 11/04/2024 sous la référence PADS24-66_dgr.

Les données étaient collectées entre septembre 2023 et avril 2024, au sein de l'unité de laryngo-phoniatrie du service d'Otorhinolaryngologie et de Chirurgie Cervico-Faciale du Centre Hospitalo-Universitaire La Conception (APHM), à Marseille, en France.

Population

Les sujets inclus dans cette étude étaient des patients locuteurs français, adultes, ayant consulté le service ORL du CHU La Conception (APHM) à Marseille pour une dysphonie et dont le diagnostic de paralysie laryngée unilatérale a été posé après examen laryngé en nasofibroscopie. L'étiologie était secondaire à une intervention chirurgicale ou sans autre cause identifiée qu'une neuropathie périphérique. L'orientation thérapeutique proposée par l'équipe de laryngo-phoniatrie était une médialisation par injection d'acide hyaluronique en vidéolaryngoscopie interventionnelle sous anesthésie locale.

Étaient exclus les sujets présentant des troubles neurologiques, des troubles psychiatriques, des troubles de la communication, des troubles de l'équilibre connus, une affection des membres inférieurs ou ayant recours à un accessoire d'aide à la mobilité (béquille, canne, déambulateur). Le suivi d'une rééducation orthophonique, passée ou en cours, n'était pas un critère d'exclusion car les effets de la rééducation vocale dans le cadre des paralysies laryngées ne sont pas encore prouvés de façon significative (Walton et al., 2017).

Matériel

Acoustique et aérodynamique

Les enregistrements étaient réalisés en cabine insonorisée par l'investigateur principal de l'étude (E.BOGDANSKI). Une partie des enregistrements était effectuée avec le logiciel Audacity® installé sur ordinateur Microsoft relié à une interface audio Firewire. Un microphone omnidirectionnel, sur pied, muni d'un filtre anti-pop était placé à une distance de 50 cm du patient. Les fichiers sonores obtenus étaient récupérés en format « .wav » pour un traitement acoustique ultérieur sur le logiciel Praat®. L'autre partie des enregistrements était faite à l'aide du dispositif EVA2® (SQLab-LPL, Aix en Provence, France) ainsi que du logiciel Sesane® (SQLab, Aix en Provence, France) pour l'acquisition, le traitement et l'analyse du débit d'air buccal.

Dans la salle de posturographie, la voix était enregistrée l'aide d'un micro-casque électrostatique cardioïde MicroMic C 520, placé à 6 cm du coin des lèvres. Le micro-casque était relié à un enregistreur-numériseur portatif ZOOM H4n Pro par branchement en prise XLR/TRS. L'acquisition du signal vocal numérisé était stockée sur carte SD puis transférée et sauvegardée en format « .wav » pour un traitement ultérieur à l'aide du logiciel Praat® afin de relever l'intensité vocale moyenne (dB SPL).

Stabilométrique

L'évaluation stabilométrique était réalisée sur la plateforme Multitest Equilibre® de la société FRAMIRAL®, le plateau demeurait statique pour assurer des conditions écologiques de production de la parole. Les données stabilométriques étaient relevées et traitées par le logiciel Multitest6® de la société FRAMIRAL®, dans lequel est intégré le logiciel PosturoPro®.

Après une latence de 15 secondes, les positions du centre de pression étaient enregistrées à une fréquence de 50Hz soit toutes les 0.02 secondes - pour une durée totale de 30 secondes - conformément au logiciel Multitest6®.

Protocole

Enregistrements vocaux

Dans le cadre des soins courants, un bilan vocal multiparamétrique était réalisé conformément aux recommandations de l'ELS (Mattei et al., 2018). Les sujets étaient placés, assis, dans une cabine insonorisée pour réaliser les tâches vocales suivantes :

- Temps maximal de phonation
- 3 /a/ successifs
- Lecture de texte

Puis, en station debout, un pince-nez était placé sur les narines tandis que la bouche était positionnée dans le masque de la station EVA2® afin de mesurer le débit d'air buccal lors de la production de 3 /a/ successifs.

Enregistrements posturaux

Les sujets étaient installés sur la plateforme Multitest Equilibre® après s'être déchaussés (Figure 19). Les pieds étaient placés sur les empreintes du plateau. La barre de sécurité était fermée et verrouillée. Ils avaient pour consigne de maintenir la position debout statique sans contact avec les barrières de la plateforme (excepté en cas de sensation de chute ou de malaise). Les bras restaient donc dans une position naturelle, relâchés le long du corps. Le micro-casque était placé à 6 cm de la bouche et relié à l'enregistreur Zoom H4n Pro. Les affiches format A3 comportant le texte à lire et l'image à décrire étaient fixés au mur à une distance de 3 mètres (Figure 20).



Figure 19. Plateforme Multitest Equilibre® FRAMIRAL®



Figure 20. Photo d'un patient en cours de procédure dans la salle de posturographie.

Les enregistrements posturaux étaient réalisés sous 5 conditions :

- Silence, yeux ouverts, plateforme stable, avec fixation d'un point laser rouge projeté sur un mur à une distance de 3 mètres
- Lecture, à intensité et hauteur vocales confortables, du premier paragraphe de « La chèvre de Monsieur Seguin » (Daudet, 1869) (Annexe 2)
- Description, à intensité et hauteur vocales confortables, de l'image « The theft cookie » issue de la batterie de test BDAE-3® utilisée en neurologie (Goodglass et al., 2001) (Annexe 3)
- Lecture, en voix projetée « comme s'il y avait un public », du premier paragraphe de « La chèvre de Monsieur Seguin »
- Description, en voix projetée « comme s'il y avait un public », de l'image « The theft cookies » issue de la batterie de test BDAE-3® utilisée en neurologie

Afin de pouvoir synchroniser les productions vocales et les données stabilométriques, lors de l'analyse des données, un « top » était produit verbalement simultanément à un coup réalisé sur la plateforme.

Autres données collectées

Les données cliniques issues des dossiers des patients inclus dans l'étude sont l'âge et le sexe, la cause de la paralysie laryngée (iatrogène ou non) et le côté atteint, la réalisation ou non d'une rééducation orthophonique, le score au questionnaire VHI-30 (Annexe 4), l'estimation de la sévérité de la dysphonie sur une échelle de Lickert (Annexe 5). L'identité des patients était pseudonymisée sous le format **NoMP**Prénom**Sexe** (exemple : Estelle BOGDANSKI -> BIEF).

Analyses

Acoustique et aérodynamique

L'analyse acoustique était réalisée avec le logiciel Praat® et l'analyse aérodynamique avec le logiciel Sesane® (SQLab-LPL, Aix en Provence, France). Les mesures relevées étaient les suivantes : Fo (Hz), intensité moyenne estimée (dB SPL), Jitter (%), rapport harmoniques sur bruit (dB), temps maximal de phonation (secondes), débit d'air buccal (dm³/seconde).

Perceptive

Une analyse perceptive était effectuée, par l'investigateur principal (E.BOGDANSKI) sur écoute du texte lu « La chèvre de Monsieur Seguin » à hauteur et intensité confortables. Une cotation de la sévérité de la dysphonie était réalisée en suivant l'échelle GRBAS de Hirano (Hirano, 1981). Conformément aux recommandations de l'ELS (Mattei et al., 2018), seuls les critères G (grade global) R (raucité) B (souffle) ont été évalués dans le cas de la paralysie laryngée unilatérale. La cotation est faite en suivant les critères suivants : 0 normal, 1 léger, 2 moyen, 3 sévère.

Stabilométrique

L'analyse stabilométrique était réalisée à l'aide du logiciel Multitest6® de la société Framiral®. Les éléments suivants ont été relevés : indice d'instabilité posturale (IIP), vitesse de déplacement (mm/seconde), surface de déplacement (cm²), taux de stabilité (%), analyse par ondelettes.

Concernant l'axe antéro-postérieur, correspondant à l'axe y du stabilogramme, des calculs ont été effectués à l'aide du logiciel Excel® : accélérations, moyenne des accélérations, déviation standard des accélérations, coefficient de variation des accélérations.

Statistique

L'analyse statistique a été réalisée avec le logiciel R®. Compte-tenu de la petite taille de la population, le test non paramétrique de Wilcoxon-Mann-Whitney a été utilisé pour comparer les valeurs issues des bilans vocaux avant et après traitement. Pour les données issues des bilans stabilométriques, en particulier les moyennes des accélérations dans l'axe antéro-postérieur, c'est le test paramétrique de Student-Welch qui était utilisé.

Résultats

En raison du défaut de maintenance du logiciel Multitest6®, durant plusieurs mois, seulement 5 sujets ont été inclus dans notre étude : 3 hommes et 2 femmes. Ils étaient âgés de 58,4 ans en moyenne. Le plus jeune avait 32 ans et le plus âgé en avait 78.

Le pli vocal paralysé était le gauche dans 60% des cas et le droit dans 40%. Tous présentaient une paralysie laryngée séquellaire d'une chirurgie (3 pulmonaires, 1 base du crâne, 1 thyroïde). Aucun des sujets inclus n'a eu une section de son nerf vague ou récurrent pendant l'intervention chirurgicale, ce qui suppose un probable simple étirement ou une irritation des fibres nerveuses. Les patients avaient donc un potentiel de récupération spontanée. Ainsi, 80% d'entre eux ont entrepris une rééducation orthophonique en première intention, de durée variable, mais avec un résultat vocal insuffisant. Tous se plaignaient de la persistance de leur dysphonie – voix faible, instable et soufflée - qui les avait amenés à consulter le service ORL du CHU La Conception. Après examen laryngé en nasofibroscopie, par un médecin ORL de notre équipe, et compte-tenu de leurs profils cliniques, une médialisation du pli vocal paralysé par injection volumatrice d'acide hyaluronique sous anesthésie locale a été proposée aux 5 sujets. Les données détaillées concernant les patients inclus dans l'étude sont présentées dans le Tableau I.

Tableau I. Caractéristiques des sujets inclus dans notre étude

Pseudonyme	Sexe	Age	Côté atteint	Rééducation	Chirurgie
CTJF	femme	78	gauche	oui	pulmonaire
RESM	homme	44	droit	oui	pulmonaire
BEDF	femme	66	droit	oui	base du crâne
MIFM	homme	32	gauche	oui	thyroïde
POAM	homme	72	gauche	non	pulmonaire

Résultats des auto-évaluations

La durée totale de l'examen en cabine insonorisée (enregistrements acoustiques et aérodynamiques puis passation du VHI-30 et estimation de la sévérité de la dysphonie) durait environ 10 minutes. Aucun sujet n'a demandé à cesser la passation.

Toutes les moyennes des scores obtenus au VHI-30 avant et après traitement étaient significativement différentes ($p < 0,05$) : le score total avant (moyenne = 70,20 ; sd = 7,01) et le score total après (moyenne = 29,80 ; SD = 19,19) ont une p-value de 0,007 ; le score fonctionnel avant (moyenne = 23,40 ; SD = 4,72) et le score fonctionnel après ont une p-value de 0,011 ; le score émotionnel avant (moyenne = 22,20 ; SD = 4,44) et le score émotionnel après (moyenne = 8,20 ; SD = 6,34) ont une p-value de 0,007.

L'auto-évaluation de la sévérité de la dysphonie présentait une p-value significativement différente de 0,011 entre les scores initiaux (moyenne = 8 ; SD = 1,22) et les scores après la médialisation (moyenne = 4,20 ; SD = 1,92). Les résultats sont présentés dans le Tableau II.

*Tableau II. Moyennes et écarts-types des scores obtenus au VHI-30 et à l'auto-évaluation de la sévérité du trouble vocal avant et après médialisation. La significativité ($p < 0,05$) est mentionnée par un *.*

Moyennes	Avant médialisation	SD	Après médialisation	SD	p-value
Score total /120	70,20	7,01	29,80	19,19	0,007*
Score fonctionnel /40	23,40	4,72	7,60	5,90	0.011*
Score physique /40	24,80	2,95	14,00	8,37	0.021*
Score émotionnel /40	22,20	4,44	8,20	6,34	0.007*
Score de sévérité /10	8,00	1,22	4,20	1,92	0.011*

Résultats de l'évaluation perceptive

La comparaison des évaluations perceptives de la dysphonie montre une différence significative pour le grade global G avant (moyenne = 2,40 ; SD = 0,89) et après médialisation (moyenne = 0,80 ; SD = 0,84) avec une p-value de 0,040. De même, la raucité (R) présente une différence significative entre l'évaluation avant (moyenne = 2,40 ; SD = 0,89) et après traitement (moyenne = 0,60 ; SD = 0,55) avec une p-value de 0,021. Les résultats sont présentés dans le Tableau III.

Tableau III. Moyennes et écarts-types des évaluations perceptives GRB avant et après médialisation. La significativité ($p < 0,05$) est mentionnée par un *.

Moyennes	Avant médialisation	SD	Après médialisation	SD	p-value
G	2,40	0,89	0,80	0,84	0.040*
R	2,40	0,89	0,60	0,55	0.021*
B	1,60	1,14	0,40	0,89	0.113

Résultats acoustiques et aérodynamiques

Les mesures acoustiques et aérodynamiques étaient au nombre de 5 : Fo, temps maximal de phonation (TMP), Jitter, rapport harmoniques sur bruit (HNR), débit d'air buccal (DAB). Aucune de ces mesures ne présente une moyenne significativement différente avant et après traitement. Seul le temps maximal de phonation est à la limite de la significativité ($p = 0,051$). Les résultats sont présentés dans le Tableau IV.

*Tableau IV. Moyennes et écarts-types des mesures acoustiques et aérodynamiques avant et après médialisation. La significativité ($p < 0,05$) est mentionnée par un *.*

Moyennes	Avant médialisation	SD	Après médialisation	SD	p-value
TMP (sec)	6,4	1,51	17,6	11,17	0.051
Jitter (%)	0,78	0,63	0,36	0,21	0.339
HNR (dB)	7,69	4,72	13,40	3,43	0.059
DAB (dm ³ /sec)	0.514	0.278	0.264	0.160	0.095

Malgré l'absence de calibrage de l'intensité vocale moyenne - les conditions d'enregistrement étant strictement identiques entre elles - les valeurs de l'intensité vocale moyenne (en dB SPL) relevées sont intégrées aux résultats afin d'apporter des éléments complémentaires sur l'évolution des performances vocales des sujets. Aucune de ces mesures ne présente une moyenne significativement différente avant et après traitement. Les résultats sont présentés dans le Tableau V.

*Tableau V. Moyennes et écarts-types des mesures d'intensité vocale avant et après médialisation. La significativité ($p < 0,05$) est mentionnée par un *.*

Moyennes	Avant médialisation	SD	Après médialisation	SD	p-value
Lecture normale	54,4	1,67	53,2	2,16	0,342
Parole normale	53	4,24	52,2	1,30	0,749
Lecture projetée	60	4,82	61,2	4,20	1
Parole projetée	62,6	7,16	61,6	2,96	1

Résultats stabilométriques

Le logiciel Multitest6® a permis l'acquisition, le traitement et l'analyse de la position du centre de pression toutes les 0,02 secondes durant 30 secondes. Chaque condition de passation (repos, lecture normale, parole normale, lecture projetée, parole projetée) permettait ainsi de collecter 1 500 points de position du centre de pression, sur un axe x (latéral) et un axe y (antéro-postérieur). Un exemple de tableau de collecte des données brutes figure en Annexe 6. Au total, 5 enregistrements stabilométriques avant traitement et 5 enregistrements après traitement ont été effectués. La durée totale de l'examen durait environ 5 minutes. Aucun patient n'a demandé à cesser la passation.

Compte-tenu de la petite taille de la population et de la disparité des profils, les résultats sont présentés de façon qualitative et quantitative pour chaque sujet. Une analyse comparative des données posturographiques au sein de la population étudiée est ensuite présentée afin de rendre compte des tendances d'évolution avant et après traitement.

Cas MIFM

Résultats vocaux

Les données issues des bilans vocaux figurent dans le Tableau VI. Tous les paramètres sont améliorés après traitement et rejoignent des valeurs normales. La mesure du débit d'air buccal demeure encore supérieure à la norme ($< 0,2 \text{ dm}^3/\text{sec}$) mais cela n'apparaît pas ni en analyse perceptive ni dans la plainte du patient.

Tableau VI. Résultats vocaux pour le sujet MIFM avant et après traitement.

Sujet MIFM	Pré-traitement	Post-traitement
Fo	89	137
Temps maximal de phonation	6	16
Jitter	0,2	0,1
Rapport harmoniques sur bruit	7	18
Débit air buccal	0,704	0,390
Intensité moyenne lecture normale	57	55
Intensité moyenne lecture projetée	68	67
Intensité moyenne parole normale	60	53
Intensité moyenne parole projetée	63	65
Grade G	3	0
Grade R	3	0
Grade B	1	0
VHI	66	0
Gêne Fonctionnelle	23	0
Gêne Physique	20	0
Gêne Emotionnelle	24	0
Auto-évaluation sévérité du trouble	7	1

Résultats stabilométriques

Les données issues du bilan stabilométrique (vitesse de déplacement, surface, Indice d'Instabilité Posturale) sont sensiblement identiques avant et après traitement, elles figurent en Annexe 7. Lors du bilan de contrôle, nous observons que les situations de repos (IIP = 1,51) et de lecture normale (IIP = 1,67) conservent un indice d'instabilité posturale (IIP) dans la norme (<1,70). Les autres tâches de phonation conservent un IIP pathologique car, malgré une amélioration de la vitesse de déplacement, les surfaces en situation de parole présentent une augmentation (Tableau VII). Notons toutefois que lors de l'évaluation post-opératoire, le sujet MIFM avait produit ses descriptions d'image (parole normale et parole projetée) avec emphase.

Tableau VII. Sujet MIFM. Comparaison de l'indice d'instabilité posturale (IIP)

	Pré-traitement	Post-traitement
Repos	1	1.65
Lecture normale	1.66	1.67
Parole normale	2.06	2.3
Lecture projetée	2.81	2.56
Parole projetée	2.45	2.82

Pour une analyse plus fine, les tableaux ci-dessous présentent les écarts entre la valeur obtenue au repos et celle obtenue en phonation (calcul de la valeur en phonation moins la valeur au repos). Ces écarts sont ensuite comparés entre la situation avant traitement et la situation après traitement.

Les écarts de vitesse de déplacement sont diminués après médialisation, quelle que soit la tâche de phonation (Tableau VIII). Ce qui sous-entend un meilleur contrôle proprioceptif et une meilleure stratégie posturale (cf. page 12). En revanche, concernant les écarts de surface et de stabilité, nous observons des résultats différents : en tâches de lectures (normale et projetée) les écarts diminuent tandis qu'en tâches de parole (normale et projetée) les écarts augmentent (Tableau IX et Tableau X) surtout en parole projetée. Ceci signifierait, qu'après médialisation, le contrôle vestibulaire serait meilleur en lecture mais pas en tâche de parole.

Tableau XVIII. Sujet MIFM. Ecart de vitesse entre la situation de repos et la phonation

	Pré-traitement	Post-traitement
Repos vs Lecture normale	3,15	1,98
Repos vs Parole normale	6,15	4,28
Repos vs Lecture projetée	9,22	4,59
Repos vs Parole projetée	10,55	5,03

Tableau IX. Sujet MIFM. Ecart de surface entre la situation de repos et la phonation

	Pré-traitement	Post-traitement
Repos vs Lecture normale	0,86	0,84
Repos vs Parole normale	1,79	3,52
Repos vs Lecture projetée	5,5	2,4
Repos vs Parole projetée	3,6	7,04

Tableau X. Sujet MIFM. Ecart de stabilité (%) entre la situation de repos et la phonation

	Pré-traitement	Post-traitement
Repos vs Lecture normale	-1,89	-0,69
Repos vs Parole normale	-3,89	-4,30
Repos vs Lecture projetée	-9,26	-4,39
Repos vs Parole projetée	-6,08	-8,48

A partir des données brutes des positions en y (axe antero-postérieur), nous avons calculé la moyenne des accélérations (Tableau XI). Le t test de Student a été utilisé. Il y a une différence significative ($p = 2.532e-09$) entre la moyenne des accélérations au repos avant traitement (moyenne = 186,41 ; SD = 139,80) par rapport aux accélérations au repos après traitement (moyenne = 220,63 ; SD = 168,54). Il y a également une différence significative ($p = 3.855e-08$) entre la moyenne des accélérations en lecture projetée avant traitement (moyenne = 339,85 ; SD 318,25) par rapport aux accélérations en lecture projetée après

traitement (moyenne = 284,47 ; SD = 239,16). Les autres conditions de phonation ne présentent pas de différences significatives entre les deux situations. Les coefficients de variation sont sensiblement les mêmes avant et après traitement (Tableau XII).

*Tableau XI. Sujet MIFM. Comparaison des moyennes des accélérations avant et après traitement. La significativité ($p < 0,05$) est mentionnée par un *.*

Moyennes	Accélération	SD	Accélération	SD	p-value
	avant		après		
Repos	186,41	139,80	220,63	168,54	2.532e-09*
Lecture normale	232,68	187,35	227,74	183,82	0.421
Parole normale	268,66	225,96	258,94	213,18	0.186
Lecture projetée	339,85	318,25	284,47	239,16	3.855e-08*
Parole projetée	329,08	269,17	315,14	266,99	0.166

Tableau XII. Sujet MIFM. Comparaison des coefficients de variation avant et après traitement

	Coefficient de variation avant	Coefficient de variation après
Repos	0,75	0,76
Lecture normale	0,80	0,81
Parole normale	0,84	0,82
Lecture projetée	0,93	0,84
Parole projetée	0,81	0,85

L'analyse qualitative des ondelettes (cf. page 14) nous permet d'observer, en post-opératoire, une tendance à une baisse de dépense énergétique (moins de couleurs jaune, orange et rouge) lors des tâches de lecture normale (Figure 22), de parole normale (Figure 23) et de lecture projetée (Figure 24). Sans explication particulière, la situation de repos post-opératoire présente davantage de couleurs chaudes (Figure 21) donc plus de puissance. En

revanche, la parole projetée post-opératoire présente une dépense énergétique nettement supérieure au bilan initial, ce qui rejoint nos observations citées précédemment concernant l'emphase apportée au discours (Figure 25).

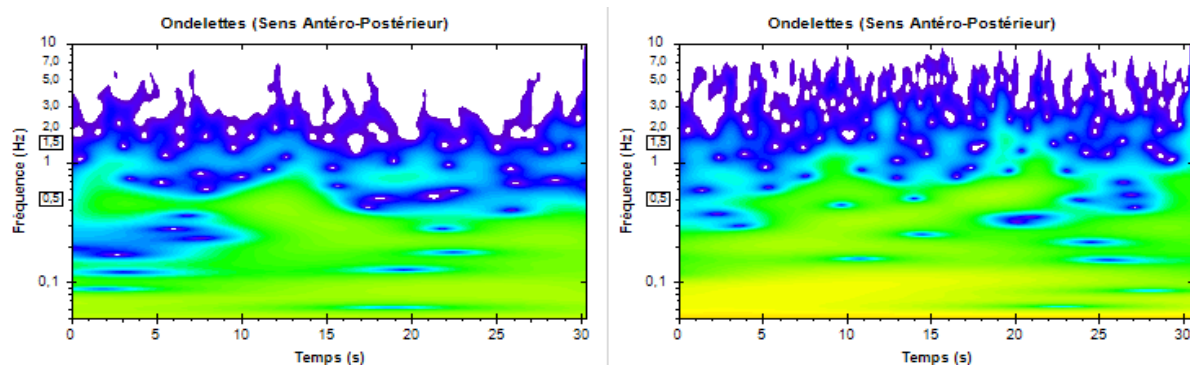


Figure 21. Sujet MIFM. Comparaison des ondelettes au repos, avant et après-traitement.

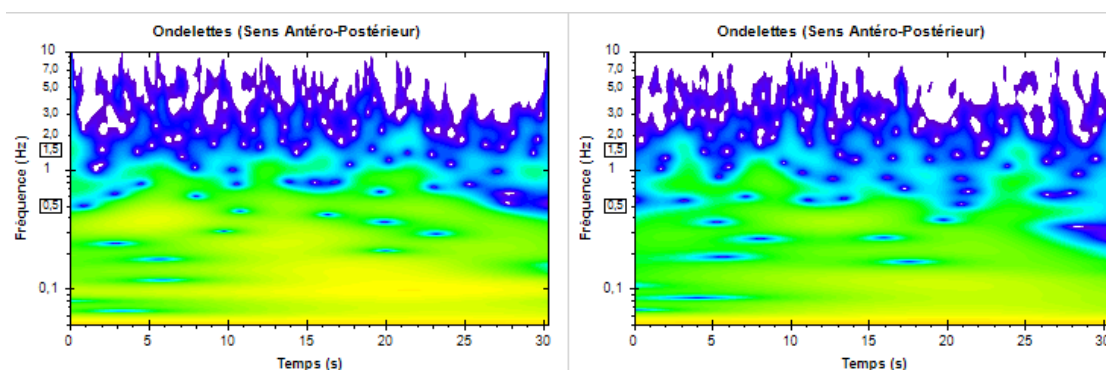


Figure 22. Sujet MIFM. Comparaison des ondelettes en lecture normale, avant et après-traitement.

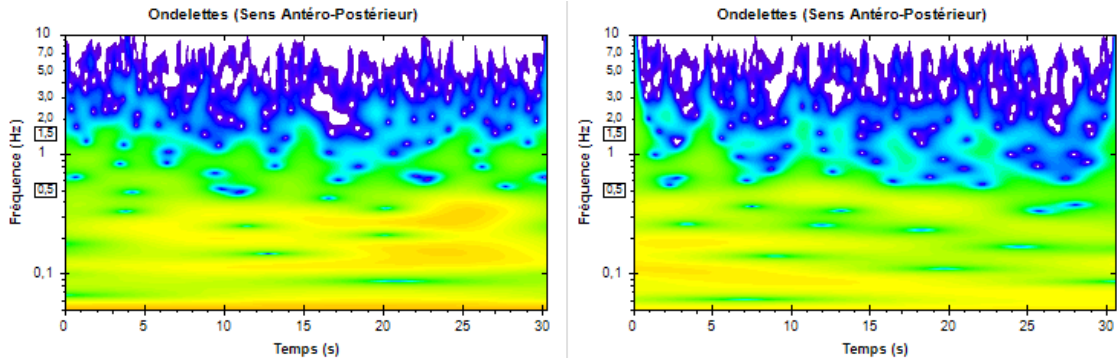


Figure 23. Sujet MIFM. Comparaison des ondelettes en parole normale, avant et après-traitement.

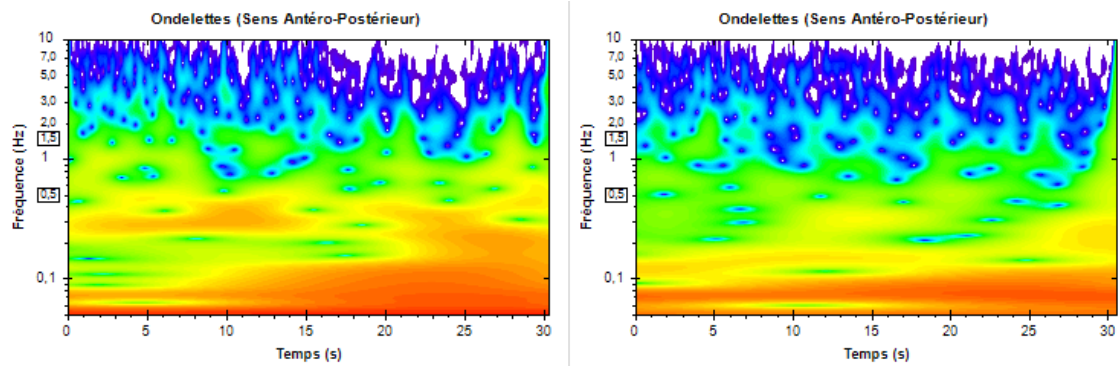


Figure 24. Sujet MIFM. Comparaison des ondelettes en lecture projetée, avant et après-traitement.

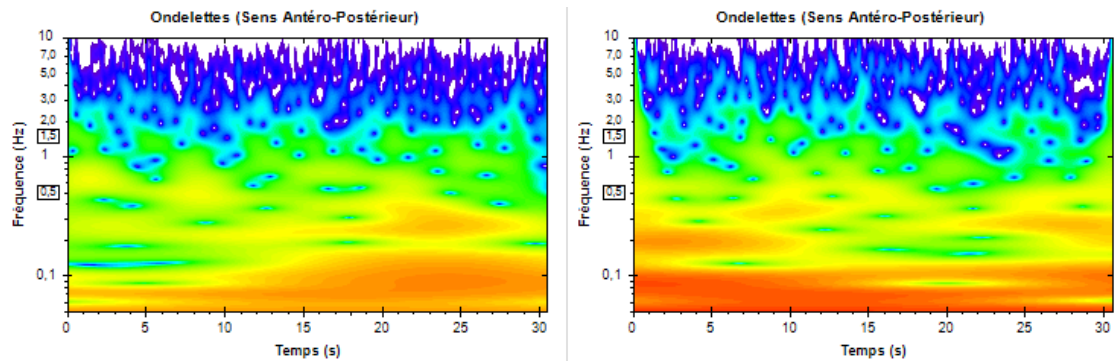


Figure 25. Sujet MIFM. Comparaison des ondelettes en parole projetée, avant et après-traitement.

Cas RESM

Résultats vocaux

Les données issues des bilans vocaux figurent dans le Tableau XIII. Tous les paramètres sont améliorés et se rapprochent des valeurs normales. Il persiste une légère raucité et le patient conserve une plainte vis-à-vis de ses capacités vocales.

Tableau XIII. Résultats vocaux pour le sujet RESM avant et après traitement.

	Pré-traitement	Post-traitement
Fo	145	158
Temps maximal de phonation	5	34
Jitter	0.3	0.3
Rapport harmoniques sur bruit	4	16
Débit air buccal	0.460	0.195
Intensité moyenne lecture normale	53	56
Intensité moyenne lecture projetée	61	64
Intensité moyenne parole normale	50	54
Intensité moyenne parole projetée	56	62
Grade G	2	1
Grade R	2	1
Grade B	2	0
VHI	76	41
Gêne Fonctionnelle	30	13
Gêne Physique	27	19
Gêne Emotionnelle	19	9
Auto-évaluation sévérité du trouble	8	4

Résultats stabilométriques

Les données issues du bilan stabilométrique (vitesse de déplacement, surface, Indice d'Instabilité Posturale), avant et après traitement, figurent en Annexe 8. Lors du bilan de contrôle, nous observons une diminution de la vitesse et de la surface de déplacement lors des tâches de phonation normale (lecture et parole) donc d'une amélioration de la stabilité globale et de l'indice d'instabilité posturale (IIP). En particulier, l'IIP de la lecture normale était auparavant pathologique (2,51) et s'est désormais normalisé (1,54). En revanche, les IIP obtenus pour la lecture projetée (2,35) et la parole projetée (2,05) demeurent pathologiques. Les stratégies de contrôle postural sont donc améliorées après médialisation, au repos et en situations de phonation normales (Tableau XIV).

Tableau XIV. Sujet RESM. Comparaison de l'indice d'instabilité posturale (IIP)

	Pré-traitement	Post-traitement
Repos	1.07	1.37
Lecture normale	2.51	1.54
Parole normale	1.54	1.71
Lecture projetée	1.31	1.81
Parole projetée	2.44	2.05

Pour une analyse plus fine, les tableaux ci-dessous présentent les écarts entre la valeur obtenue au repos et celle obtenue en phonation (calcul de la valeur en phonation moins la valeur au repos). Ces écarts sont ensuite comparés entre la situation avant traitement et la situation après traitement. Lors du bilan de contrôle, les tâches de phonation à hauteur et intensité confortables (lecture normale et parole normale) présentent des écarts de vitesse quasiment nuls (Tableau XV) et des écarts de surface très faibles voire nuls (Tableau XVI). Cette observation corrobore ce qui a été dit.

Concernant les tâches de phonation projetée (lecture et parole) - avant et après traitement - les écarts de vitesse par rapport à la situation de repos demeurent élevés (Tableau XV). En particulier, la lecture projetée présente des écarts plus hauts après médialisation quel

que soit la mesure. Néanmoins, nous remarquons une amélioration en parole projetée : les mouvements sont moins rapides et sur une surface plus réduite. Les mêmes observations sont faites sur les écarts de stabilité (Tableau XVII).

Après traitement, le sujet RESM présente donc une meilleure stratégie posturale globale, tant sur le plan proprioceptif que labyrinthique, lui permettant d'entrer en phonation normale sans perturbation posturale. La projection vocale continue d'être source de déséquilibre postural.

Tableau XV. Sujet RESM. Ecart de vitesse entre la situation de repos et la phonation

	Pré-traitement	Post-traitement
Repos vs Lecture normale	2.87	-0.51
Repos vs Parole normale	3.26	0
Repos vs Lecture projetée	5.39	6.29
Repos vs Parole projetée	8.74	6.95

Tableau XVI. Sujet RESM. Ecart de surface entre la situation de repos et la phonation

	Pré-traitement	Post-traitement
Repos vs Lecture normale	4.59	1.29
Repos vs Parole normale	1.45	-0.32
Repos vs Lecture projetée	1.97	2.16
Repos vs Parole projetée	4.11	1.85

Tableau XVII. Sujet RESM. Ecart de stabilité entre la situation de repos et la phonation

	Pré-traitement	Post-traitement
Repos vs Lecture normale	-7.55	0.5
Repos vs Parole normale	-3.23	0.58
Repos vs Lecture projetée	-3.52	-4.77
Repos vs Parole projetée	-6.54	-2.69

A partir des données brutes des positions en y (axe antero-postérieur), nous avons calculé la moyenne des accélérations (Tableau XVIII). Le *t test* de Student a été utilisé. La moyenne des accélérations au repos avant (moyenne = 188,69 ; SD = 146,25) et après traitement (moyenne = 204,89 ; SD = 159,19) était significativement différente avec une p-value de 0,003. De même, les moyennes des tâches de parole étaient significativement différentes avant et après traitement : parole normale avant (moyenne = 215,61 ; SD = 168,97) et parole normale après (moyenne = 244,84 ; SD = 211,93) avec une p-value de 3.027e-05 ; parole projetée avant (moyenne = 291,75 ; SD = 234,25) et parole projetée après (moyenne = 355,51 ; SD = 320,39) avec une p-value de 5.512e-10.

La comparaison des coefficients de variation permettait d'observer des coefficients plus élevés après-traitement pour les tâches suivantes : lecture normale, parole normale, lecture projetée (Tableau XIX).

*Tableau XVIII. Sujet RESM. Comparaison des moyennes des accélérations avant et après traitement. La significativité ($p < 0,05$) est mentionnée par un *.*

Moyennes	Accélération	SD	Accélération	SD	p-value
	avant		après		
Repos	188,69	146,25	204,89	159,19	0.003*
Lecture normale	211,56	172,39	220,88	224,91	0.195
Parole normale	215,61	168,97	244,84	211,93	3.027e-05*
Lecture projetée	272,71	224,19	274,98	229,55	0.784
Parole projetée	291,75	234,25	355,51	320,39	5.512e-10*

Tableau XIX. Sujet RESM. Comparaison des coefficients de variation avant et après traitement

	Coefficient de variation avant	Coefficient de variation après
Repos	0,78	0,78
Lecture normale	0,81	1,02
Parole normale	0,78	0,87
Lecture projetée	0,82	0,83
Parole projetée	0,80	0,90

L'analyse qualitative des ondelettes (cf. page 14) nous permet d'observer, lors du bilan de contrôle, une moindre dépense énergétique (moins de couleurs chaudes) dans toutes les conditions (Figures 26, 27, 28 et 30) - excepté pour la lecture projetée (Figure 29) qui présente de fortes puissances (couleur rouge) durant la deuxième partie du discours (15-30 secondes).

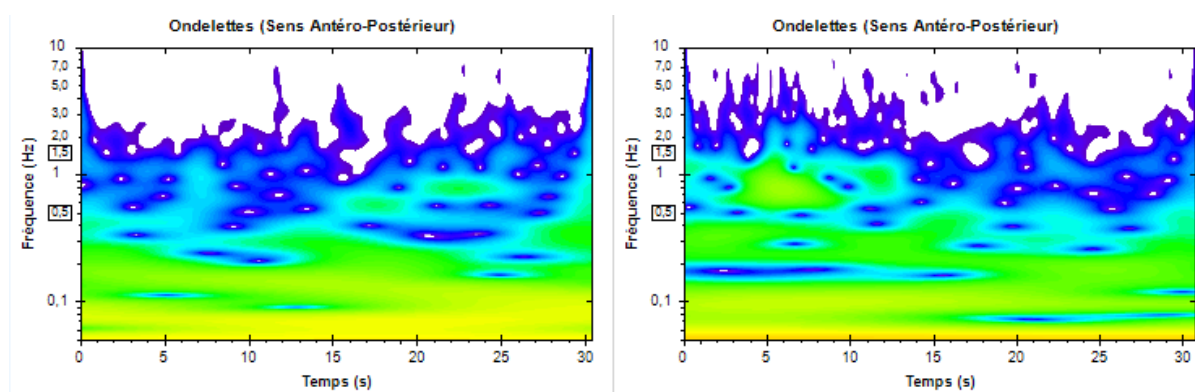


Figure 26. Sujet RESM. Comparaison des ondelettes au repos, avant et après-traitement.

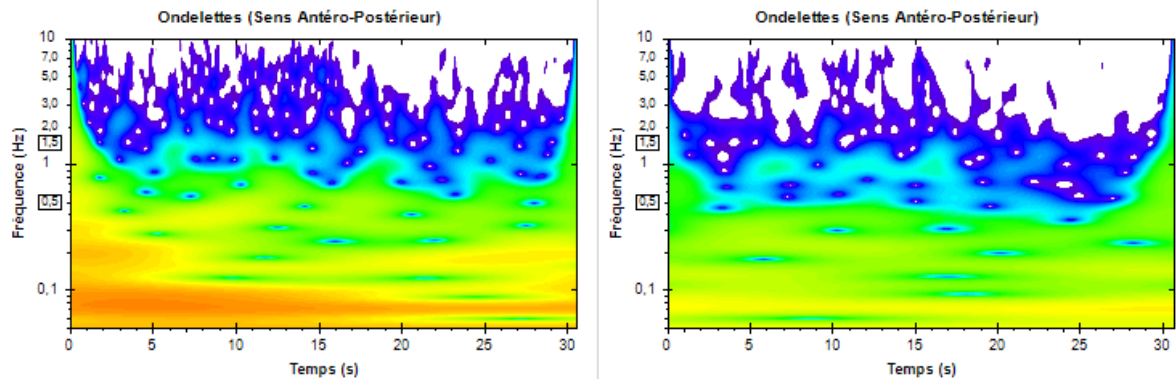


Figure 27. Sujet RESM. Comparaison des ondelettes en lecture, avant et après-traitement.

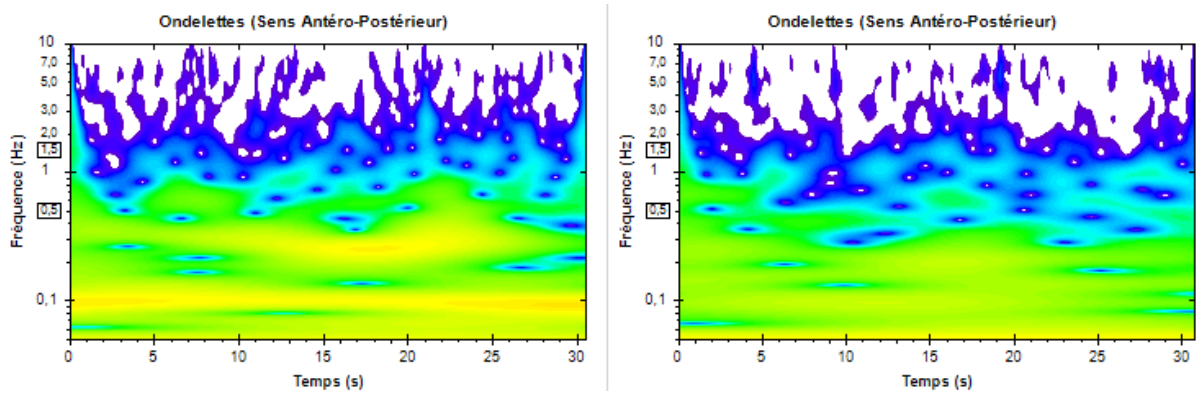


Figure 28. Sujet RESM. Comparaison des ondelettes en parole, avant et après-traitement.

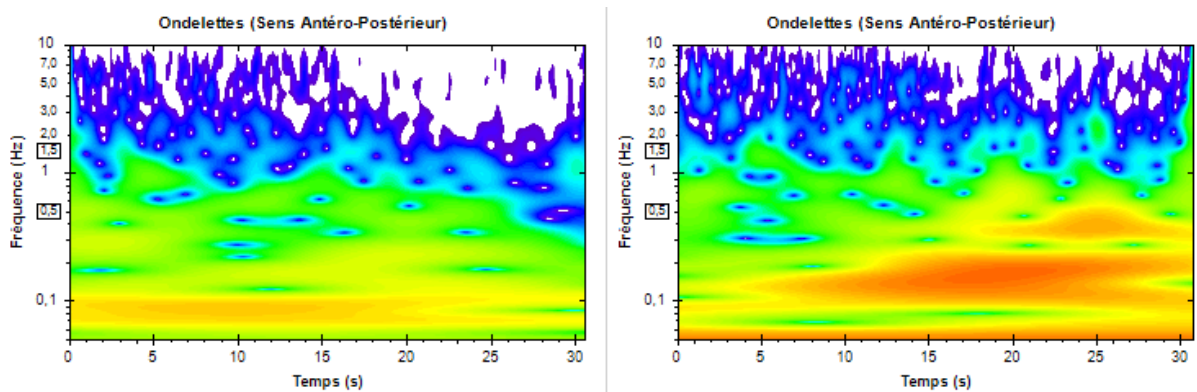


Figure 29. Sujet RESM. Comparaison des ondelettes en lecture projetée, avant et après-traitement.

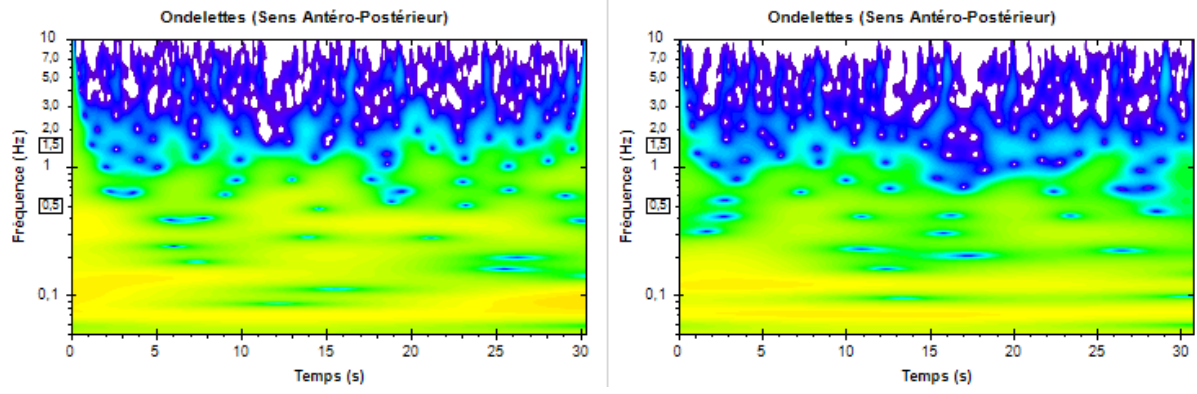


Figure 30. Sujet RESM. Comparaison des ondelettes en parole projetée, avant et après-traitement.

Cas POAM

Résultats vocaux

Les données issues des bilans vocaux figurent dans le Tableau XX. Tous les paramètres sont améliorés et se rapprochent des valeurs normales. Seul le débit d'air buccal demeure encore au-dessus des valeurs normales (<0,2 dm³/sec), ceci ressort également lors de l'analyse perceptive (B 2). Le patient rapporte la persistance d'un essoufflement.

Tableau XX. Résultats vocaux pour le sujet POAM avant et après traitement.

	Pré-traitement	Post-traitement
Fo	141	124
Temps maximal de phonation	9	22
Jitter	1.8	0.3
Rapport harmoniques sur bruit	6	12
Débit air buccal	0.742	0.405
Intensité moyenne lecture normale	54	51
Intensité moyenne lecture projetée	58	57
Intensité moyenne parole normale	50	52
Intensité moyenne parole projetée	57	57
Grade G	3	2
Grade R	3	1
Grade B	3	2
VHI	78	34
Gêne Fonctionnelle	25	9
Gêne Physique	24	13
Gêne Emotionnelle	29	12
Auto-évaluation sévérité du trouble	10	5

Résultats stabilométriques

Les données issues du bilan stabilométrique (vitesse de déplacement, surface, Indice d'Instabilité Posturale), avant et après traitement, figurent en Annexe 9. Lors du bilan de contrôle, nous observons une très importante diminution de la vitesse et de la surface de déplacement, suggérant une amélioration des stratégies posturales (proprioception) et un meilleur contrôle vestibulaire. Ces observations sont semblables à l'analyse de l'indice d'instabilité posturale (IIP) : toutes les valeurs sont améliorées (Tableau XXI). En particulier, les tâches de phonation normale se situent désormais en-deçà du seuil pathologique (<1,70) tandis que la lecture projetée s'en rapproche (1,85).

Tableau XXI. Sujet POAM. Comparaison de l'indice d'instabilité posturale (IIP)

	Pré-traitement	Post-traitement
Repos	1.66	1.63
Lecture normale	2.17	1.51
Parole normale	3.01	1.09
Lecture projetée	2.75	1.85
Parole projetée	4.36	3.52

Pour une analyse plus fine, les tableaux ci-dessous présentent les écarts entre la valeur obtenue au repos et celle obtenue en phonation (calcul de la valeur en phonation moins la valeur au repos). Ces écarts sont ensuite comparés entre la situation avant traitement et la situation après traitement. Nous observons une très nette différence entre les écarts de vitesse (Tableau XXII), de surface (Tableau XXIII) et de stabilité (Tableau XXIV) avant et après traitement. Les écarts après traitement sont faibles, laissant supposer que le sujet POAM conserve ses stratégies posturales quelle que soit la tâche à accomplir.

Tableau XXII. Sujet POAM. Ecart de vitesse entre la situation de repos et la phonation

	Pré-traitement	Post-traitement
Repos vs Lecture normale	2,65	0,07
Repos vs Parole normale	11,65	1,97
Repos vs Lecture projetée	9,18	2,32
Repos vs Parole projetée	37,13	13,96

Tableau XXIII. Sujet POAM. Ecart de surface entre la situation de repos et la phonation

	Pré-traitement	Post-traitement
Repos vs Lecture normale	1,71	-0,35
Repos vs Parole normale	9,05	0,22
Repos vs Lecture projetée	4,51	0,25
Repos vs Parole projetée	21,36	4,99

Tableau XXIV. Sujet POAM. Ecart de stabilité entre la situation de repos et la phonation

	Pré-traitement	Post-traitement
Repos vs Lecture normale	-4,44	0,78
Repos vs Parole normale	-9,91	0,1
Repos vs Lecture projetée	-9,91	-0,44
Repos vs Parole projetée	-18,38	-8,18

A partir des données brutes des positions en y (axe antero-postérieur), nous avons calculé la moyenne des accélérations (Tableau XXV). Le t test de Student a été utilisé. Dans toutes les conditions, les moyennes des accélérations post-médialisation sont significativement différentes de celles obtenues lors du bilan initial : p-value repos = 1.281e-07 ; p-value lecture normale = 0,002 ; p-value parole normale = 2.45e-09 ; p-value lecture projetée = 2.2e-16 ; p-value parole projetée = 2.2e-16.

Le coefficient de variation au repos est similaire avant et après traitement tandis que les autres sont légèrement diminués après traitement (Tableau XXVI).

*Tableau XXV. Sujet POAM. Comparaison des moyennes des accélérations avant et après traitement. La significativité ($p < 0,05$) est mentionnée par un *.*

Moyennes	Accélération avant	SD	Accélération après	SD	p-value
Repos	299,54	219,35	345,74	251,01	1.281e-07*
Lecture normale	370,94	282,90	342,24	250,24	0.002*
Parole normale	420,51	363,64	350,39	272,40	2.45e-09*
Lecture projetée	481,83	392,14	365,21	321,46	2.2e-16*
Parole projetée	819,50	822,89	445,95	461,95	2.2e-16*

Tableau XXVI. Sujet POAM. Comparaison des coefficients de variation avant et après traitement

	Coefficient de variation avant	Coefficient de variation après
Repos	0,73	0,73
Lecture normale	0,76	0,73
Parole normale	0,86	0,78
Lecture projetée	0,81	0,88
Parole projetée	1	0,97

L'analyse qualitative des ondelettes (cf. page 14) nous permet d'observer, lors du bilan de contrôle, une cartographique sensiblement identique au repos (Figure 31) mais une disparition des couleurs chaudes (jaune, orange, rouge) pour la lecture normale (Figure 32), la parole normale (Figure 33) et la lecture projetée (Figure 34). La tâche de parole projetée présente une diminution de ces couleurs en début de séquence (0 à 15 secondes) puis une intensification de la couleur rouge à la fin (15-30 secondes) dans toutes les bandes fréquentielles (Figure 35).

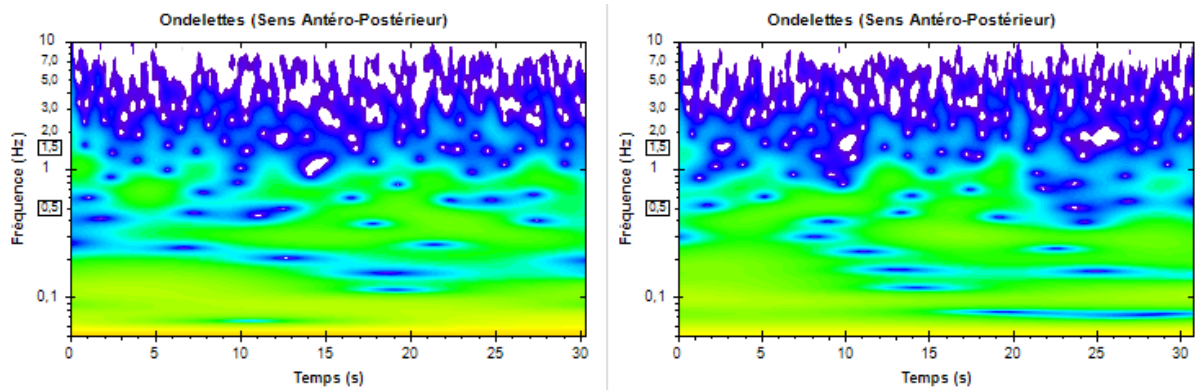


Figure 31. Sujet POAM. Comparaison des ondelettes au repos, avant et après-traitement.

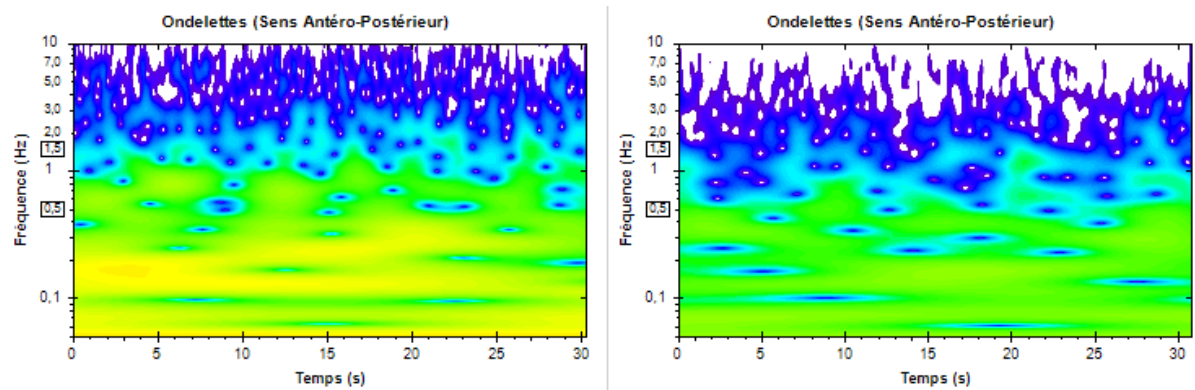


Figure 32. Sujet POAM. Comparaison des ondelettes en lecture, avant et après-traitement.

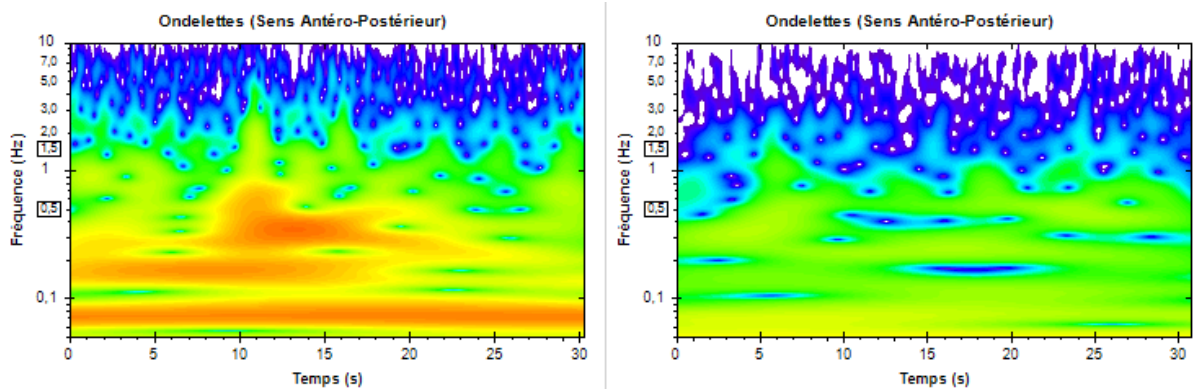


Figure 33. Sujet POAM. Comparaison des ondelettes en parole, avant et après-traitement.

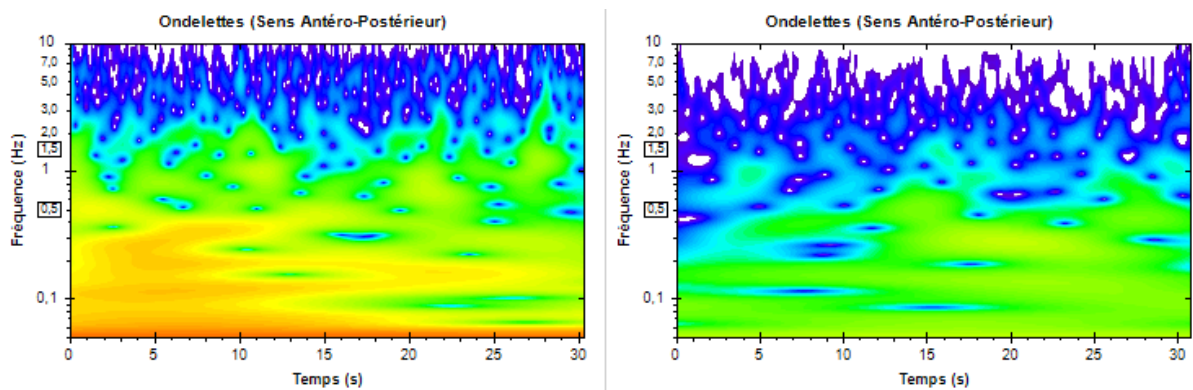


Figure 34. Sujet POAM. Comparaison des ondelettes en lecture projetée, avant et après-traitement.

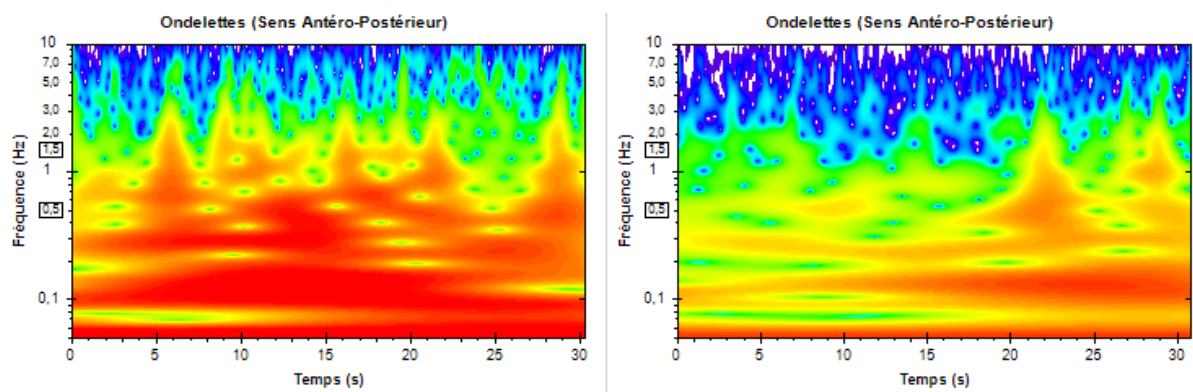


Figure 35. Sujet POAM. Comparaison des ondelettes en parole projetée, avant et après-traitement.

Cas BEDF

Résultats vocaux

Les données issues des bilans vocaux figurent dans le Tableau XXVII. Les paramètres sont sensiblement identiques après traitement mais le sujet BEDF présentait une légère dysphonie - classée G 1 en analyse perceptive - lors du bilan initial. La raucité a disparu, le timbre s'est amélioré et la plainte a diminué. L'auto-appréciation de la sévérité du trouble vocal est également améliorée.

Tableau XXVII. Résultats vocaux pour le sujet BEDF avant et après traitement.

	Pré-traitement	Post-traitement
Fo	171	171
Temps maximal de phonation	6	6
Jitter	0.7	0.7
Rapport harmoniques sur bruit	6	10
Débit air buccal	0.057	0.019
Intensité moyenne lecture normale	55	52
Intensité moyenne lecture projetée	61	60
Intensité moyenne parole normale	54	51
Intensité moyenne parole projetée	63	63
Grade G	1	0
Grade R	1	0
Grade B	0	0
VHI	70	24
Gêne Fonctionnelle	22	3
Gêne Physique	27	17
Gêne Emotionnelle	21	4
Auto-évaluation sévérité du trouble	8	5

Résultats stabilométriques

Les données issues du bilan stabilométrique (vitesse de déplacement, surface, Indice d'Instabilité Posturale), avant et après traitement, figurent en Annexe 10. Lors du bilan de contrôle, bien qu'ils soient améliorés par rapport à la situation de repos, les IIP de toutes les tâches de phonation sont au-dessus du seuil pathologique (1,70) (Tableau XXVIII).

Tableau XXVIII. Sujet BEDF. Comparaison de l'indice d'instabilité posturale (IIP)

	Pré-traitement	Post-traitement
Repos	1.5	1.23
Lecture normale	2.77	2.15
Parole normale	3.43	2.83
Lecture projetée	3.07	2.86
Parole projetée	3.26	2.97

Pour une analyse plus fine, les tableaux ci-dessous présentent les écarts entre la valeur obtenue au repos et celle obtenue en phonation (calcul de la valeur en phonation moins la valeur au repos). Ces écarts sont ensuite comparés entre la situation avant traitement et la situation après traitement. Nous observons une diminution des écarts de vitesse uniquement pour les tâches de phonation normale (lecture et parole) (Tableau XXIX). La même observation est faite concernant les écarts de surface (Tableau XXX). Les écarts de pourcentage de stabilité ne sont améliorés qu'au repos (Tableau XXXI).

Tableau XXIX. Sujet BEDF. Ecart de vitesse entre la situation de repos et la phonation

	Pré-traitement	Post-traitement
Repos vs Lecture normale	9.63	7.25
Repos vs Parole normale	16.54	15.26
Repos vs Lecture projetée	8.98	13.96
Repos vs Parole projetée	14.83	14.16

Tableau XXX. Sujet BEDF. Ecart de surface entre la situation de repos et la phonation

	Pré-traitement	Post-traitement
Repos vs Lecture normale	4.25	1.58
Repos vs Parole normale	19.18	3.92
Repos vs Lecture projetée	4.02	6.39
Repos vs Parole projetée	6.62	6.43

Tableau XXXI. Sujet BEDF. Ecart de stabilité entre la situation de repos et la phonation

	Pré-traitement	Post-traitement
Repos vs Lecture normale	-6.72	-3.19
Repos vs Parole normale	-3.19	-19.78
Repos vs Lecture projetée	-7.02	-9
Repos vs Parole projetée	-9.22	-9.26

A partir des données brutes des positions en y (axe antero-postérieur), nous avons calculé la moyenne des accélérations (Tableau XXXII). Le t test de Student a été utilisé. La situation de repos et les tâches de phonation normale (lecture et parole) sont significativement différentes après traitement : p-value de 4.409e-07 pour le repos ; p-value de 5.114e-06 pour la lecture normale ; p-value de 4.373e-13 pour la parole normale. Les coefficients de variation des accélérations sont meilleurs après-traitement (Tableau XXXIII).

*Tableau XXXII. Sujet BEDF. Comparaison des moyennes des accélérations avant et après traitement. La significativité ($p < 0,05$) est mentionnée par un *.*

Moyennes	Accélération avant	SD	Accélération après	SD	p-value
Repos	218,55	160,39	190,34	144,58	4.409e-07*
Lecture normale	296,32	353,95	247,67	211,59	5.114e-06*
Parole normale	378,86	362,90	295,64	253,85	4.373e-13*
Lecture projetée	319,03	315,54	313,31	295,44	0.608
Parole projetée	364,71	339,86	344,82	286,19	0.083

Tableau XXXIII. Sujet BEDF. Comparaison des coefficients de variation avant et après traitement

	Coefficient de variation avant	Coefficient de variation après
Repos	0,73	0,76
Lecture normale	1,19	0,85
Parole normale	0,96	0,86
Lecture projetée	0,99	0,94
Parole projetée	0,93	0,83

L'analyse qualitative des ondelettes (cf. page 14) nous permet d'observer, lors du bilan de contrôle, une diminution des couleurs chaudes (jaune, orange, rouge) pour toutes les conditions de passation (Figures 37, 38, 39, 40). Ce qui indique une moindre dépense énergétique pour accomplir les tâches de phonation. Cette amélioration est également visible en situation de repos (Figure 36). La dépense énergétique apparaît plus marquée en situation de parole projetée, avec une intensification durant la deuxième partie du discours (15-30 secondes) (Figure 40).

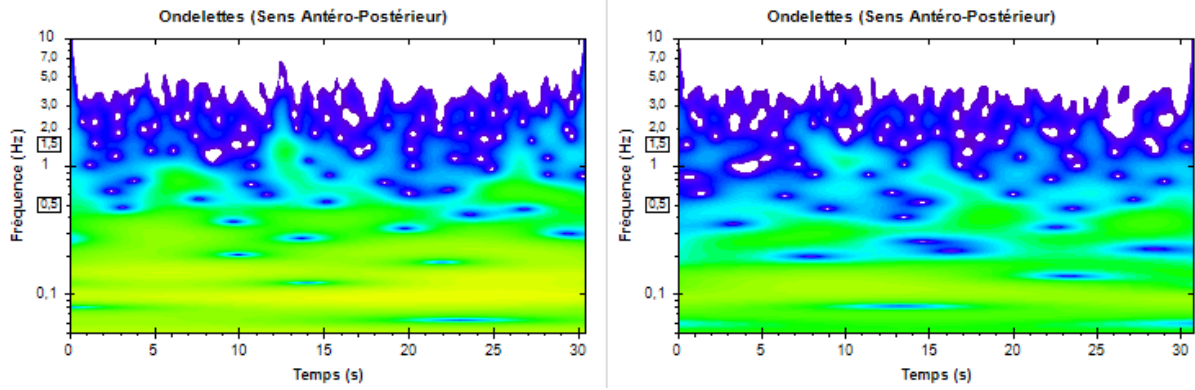


Figure 36. Sujet BEDF. Comparaison des ondelettes au repos, avant et après-traitement.

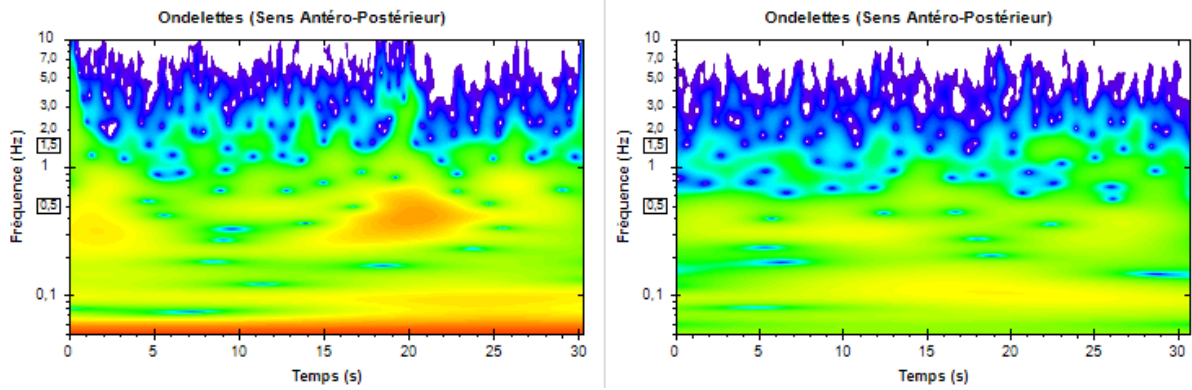


Figure 37. Sujet BEDF. Comparaison des ondelettes en lecture, avant et après-traitement.

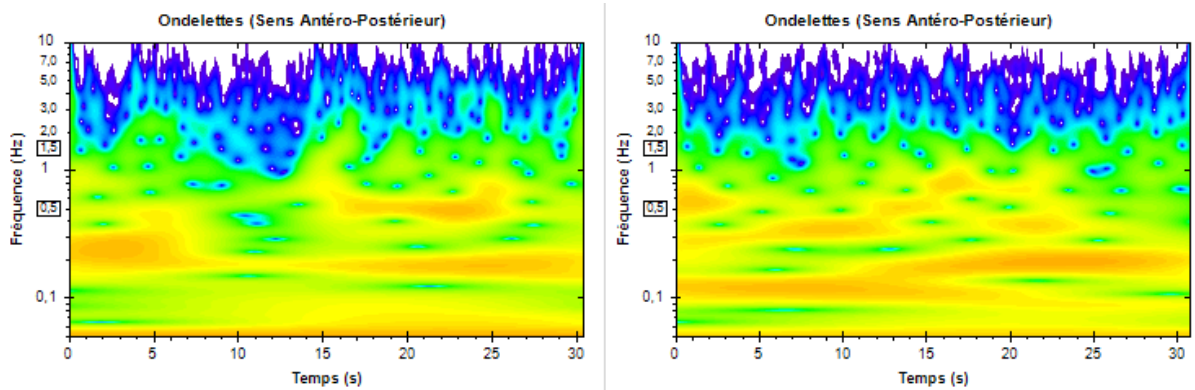


Figure 38. Sujet BEDF. Comparaison des ondelettes en parole, avant et après-traitement.

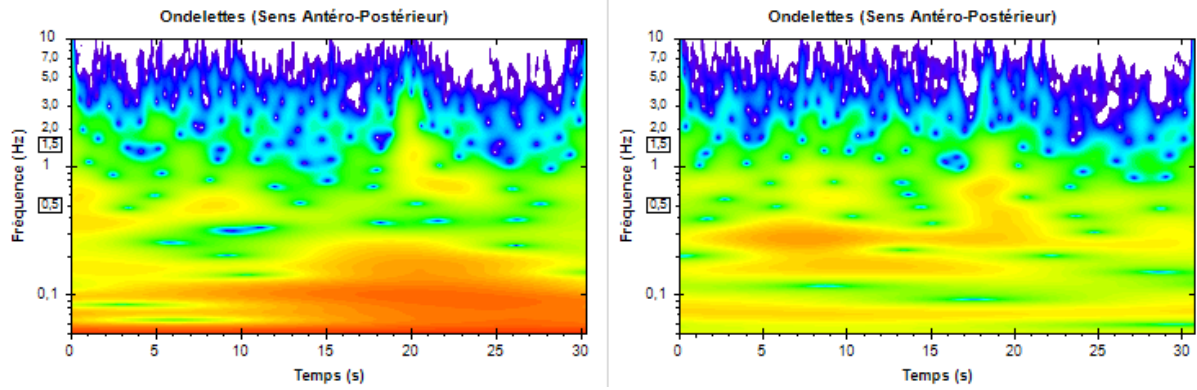


Figure 39. Sujet BEDF. Comparaison des ondelettes en lecture projetée, avant et après-traitement.

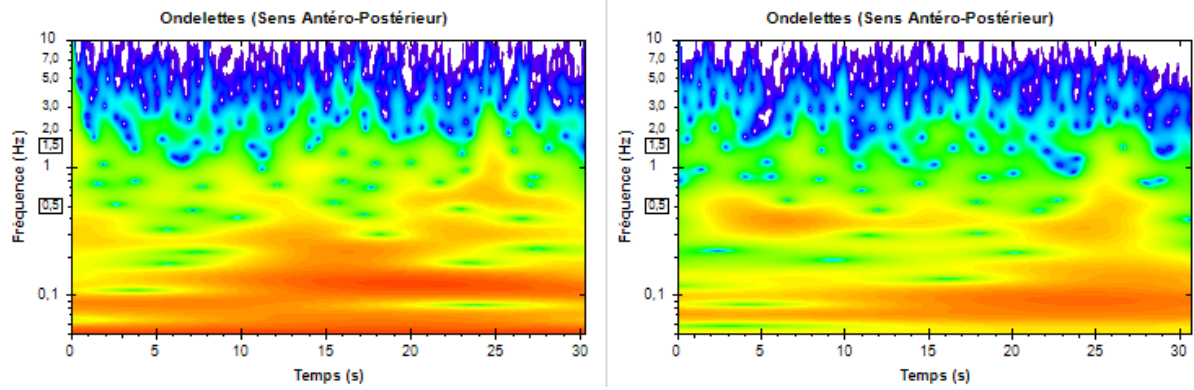


Figure 40. Sujet BEDF. Comparaison des ondelettes en parole projetée, avant et après-traitement.

Cas CTJF

Résultats vocaux

Les données issues des bilans vocaux figurent dans le Tableau XXXIII. La dysphonie est passé d'un grade sévère (G 3) à un grade léger (G 1) en analyse perceptive. La fuite glottique est diminuée (0,313 dm³/sec) et quasi imperceptible (B 0). Il persiste une légère raucité (R 1) et le timbre manque encore de richesse harmonique (11 dB). La plainte du sujet est améliorée mais la gêne physique reste au premier plan. L'auto-évaluation de la sévérité du trouble vocal a baissé d'un point.

Tableau XXXIII. Résultats vocaux pour le sujet CTJF avant et après traitement.

	Pré-traitement	Post-traitement
Fo	162	186
Temps maximal de phonation	6	9
Jitter	0.9	0.4
Rapport harmoniques sur bruit	15.45	11
Débit air buccal	0.611	0.313
Intensité moyenne lecture normale	53	52
Intensité moyenne lecture projetée	55	58
Intensité moyenne parole normale	51	51
Intensité moyenne parole projetée	74	61
Grade G	3	1
Grade R	3	1
Grade B	2	0
VHI	61	50
Gêne Fonctionnelle	17	13
Gêne Physique	26	21
Gêne Emotionnelle	18	16
Auto-évaluation sévérité du trouble	7	6

Résultats stabilométriques

Les données issues du bilan stabilométrique (vitesse de déplacement, surface, Indice d'Instabilité Posturale), avant et après traitement, figurent en Annexe 11. Lors du bilan de contrôle, nous observons une diminution de la vitesse et de la surface de déplacement dans toutes les conditions de phonation excepté pour la lecture projetée. Ceci est également observable lorsque l'on compare les IIP avant et après traitement (Tableau XXXIV).

Tableau XXXIV. Sujet CTJF. Comparaison de l'indice d'instabilité posturale (IIP)

	Pré-traitement	Post-traitement
Repos	1.27	1.37
Lecture normale	2.28	1.88
Parole normale	1.83	1.78
Lecture projetée	2.35	2.73
Parole projetée	3	2.58

Pour une analyse plus fine, les tableaux ci-dessous présentent les écarts entre la valeur obtenue au repos et celle obtenue en phonation (calcul de la valeur en phonation moins la valeur au repos). Ces écarts sont ensuite comparés entre la situation avant traitement et la situation après traitement. Les écarts de vitesse sont légèrement diminués pour la lecture (normale et projetée) tandis qu'ils sont légèrement plus grands en parole (normale et projetée) (Tableau XXXV). Tous les écarts de surface sont améliorés post-traitement excepté en lecture projetée (Tableau XXXVI). Les écarts de stabilités sont également meilleurs dans toutes les conditions sauf pour la lecture projetée (Tableau XXXVII).

Tableau XXXV. Sujet CTJF. Ecart de vitesse entre la situation de repos et la phonation

	Pré-traitement	Post-traitement
Repos vs Lecture normale	2.99	1.58
Repos vs Parole normale	0.96	1.53
Repos vs Lecture projetée	10.79	9.34
Repos vs Parole projetée	8.92	9.09

Tableau XXXVI. Sujet CTJF. Ecart de surface entre la situation de repos et la phonation

	Pré-traitement	Post-traitement
Repos vs Lecture normale	1.92	1.49
Repos vs Parole normale	2.65	1.54
Repos vs Lecture projetée	3.84	11.59
Repos vs Parole projetée	11.39	5.32

Tableau XXXVII. Sujet CTJF. Ecart de stabilité entre la situation de repos et la phonation

	Pré-traitement	Post-traitement
Repos vs Lecture normale	-4.38	-2.77
Repos vs Parole normale	-4.65	-2.72
Repos vs Lecture projetée	-6.45	-12.13
Repos vs Parole projetée	-12.45	-7.04

A partir des données brutes des positions en y (axe antero-postérieur), nous avons calculé la moyenne des accélérations (Tableau XXXVIII). Le t test de Student a été utilisé. Seule la lecture normale présente une accélération significativement différente ($p = 2.2e-16$) après traitement. Les coefficients de variation sont sensiblement les mêmes au repos et en parole normale (Tableau XXXIX). Ils sont améliorés en lecture normale, en lecture projetée et en parole projetée.

*Tableau XXXVIII. Sujet CTJF. Comparaison des moyennes des accélérations avant et après traitement. La significativité ($p < 0,05$) est mentionnée par un *.*

Moyennes	Accélération avant	SD	Accélération après	SD	p-value
Repos	205,08	158,45	161,44	161,44	0.619
Lecture normale	287,95	233,89	170,69	170,69	2.2e-16*
Parole normale	241,75	185,52	180,64	180,64	0.5546
Lecture projetée	324,94	613,69	247,32	247,32	0.605
Parole projetée	309,99	283,83	261,75	261,75	0.202

Tableau XXXIX. Sujet CTJF. Comparaison des coefficients de variation avant et après traitement

	Coefficient de variation avant	Coefficient de variation après
Repos	0,77	0,78
Lecture normale	0,81	0,75
Parole normale	0,77	0,76
Lecture projetée	1,89	0,78
Parole projetée	0,92	0,81

L'analyse qualitative des ondelettes (cf. page 14) nous permet d'observer, lors du bilan de contrôle, une amélioration de la dépense énergétique pour la lecture normale (Figure 42), la parole normale (Figure 43) et la parole projetée (Figure 45). En revanche, nous observons un peu plus de couleur jaune au repos et une intensification des couleurs chaudes (jaune, orange, rouge) en lecture projetée (Figure 44). Cette importante dépense énergétique s'accroît en deuxième partie du discours (15-30 secondes) (Figure 44). Sans explication la situation de repos post-traitement semble moins bonne (Figure 41).

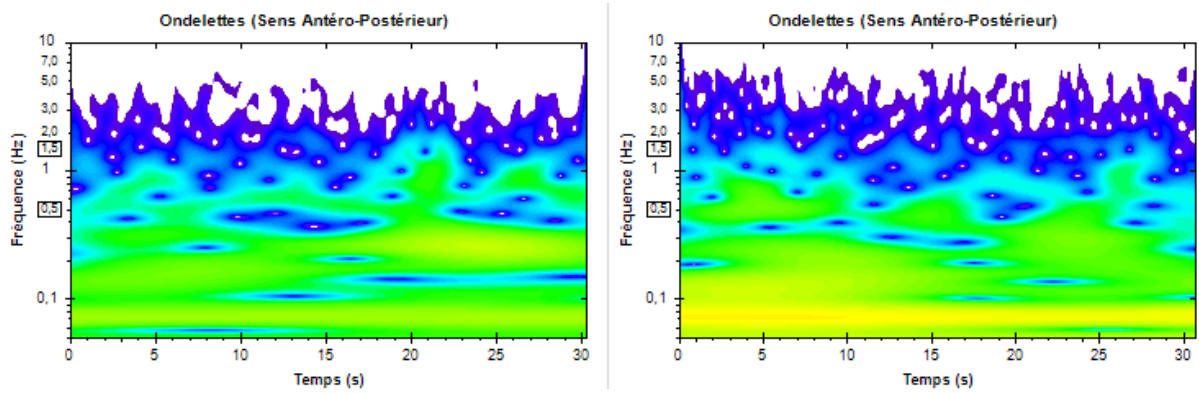


Figure 41. Sujet CTJF. Comparaison des ondelettes au repos, avant et après-traitement.

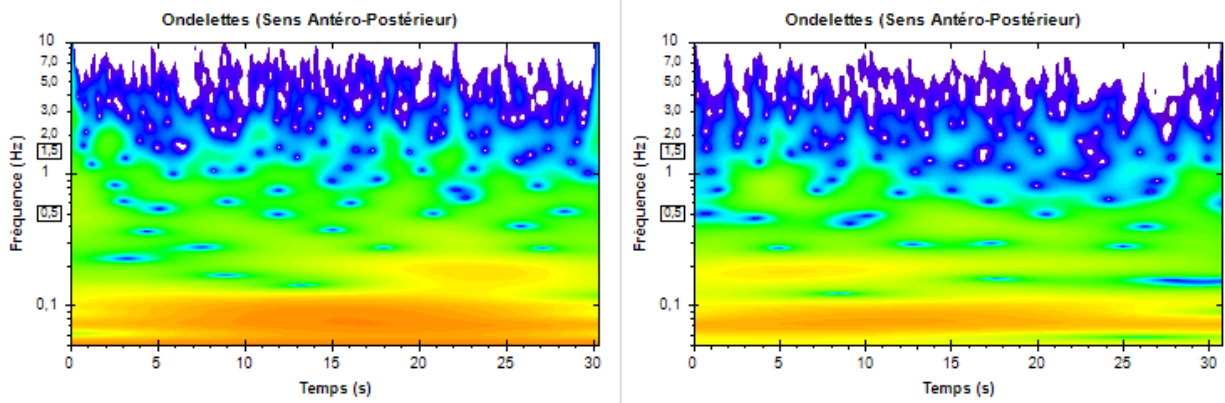


Figure 42. Sujet CTJF. Comparaison des ondelettes en lecture normale, avant et après-traitement.

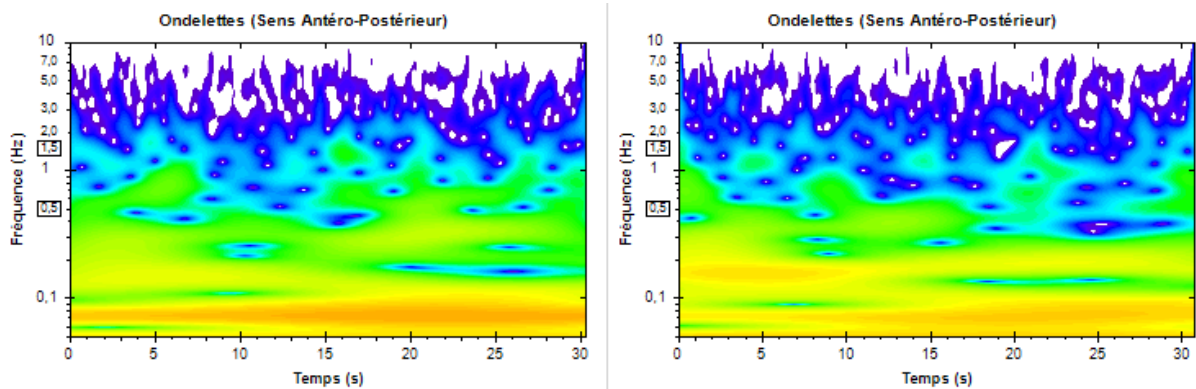


Figure 43. Sujet CTJF. Comparaison des ondelettes en parole normale, avant et après-traitement.

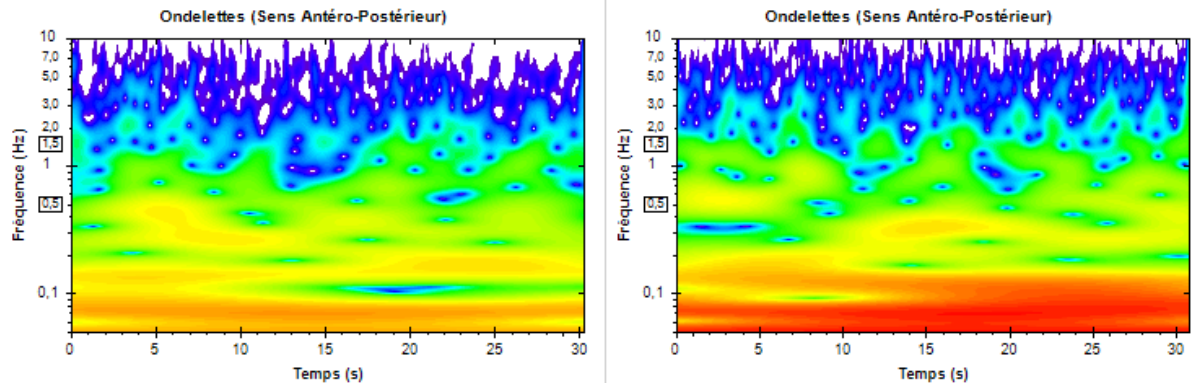


Figure 44. Sujet CTJF. Comparaison des ondelettes en lecture projetée, avant et après-traitement.

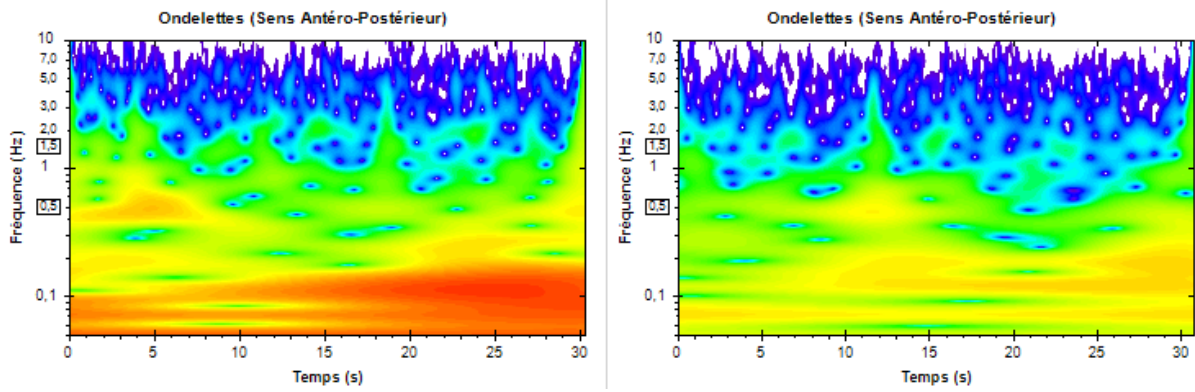


Figure 45. Sujet CTJF. Comparaison des ondelettes en parole projetée, avant et après-traitement.

Résultats comparatifs

Nous présentons ci-dessous les tendances globales de notre population sous forme de graphiques.

Repos vs lecture normale

Le tableau contenant les valeurs des écarts entre la situation de repos et la lecture normale figure en Annexe 12. Trois sujets sur quatre présentent une amélioration des écarts de vitesse (Figure 46). Tous améliorent les écarts de surface, les mouvements sont donc moins amples (Figure 47). Tous améliorent leur stabilité en post-opératoire (Figure 48).

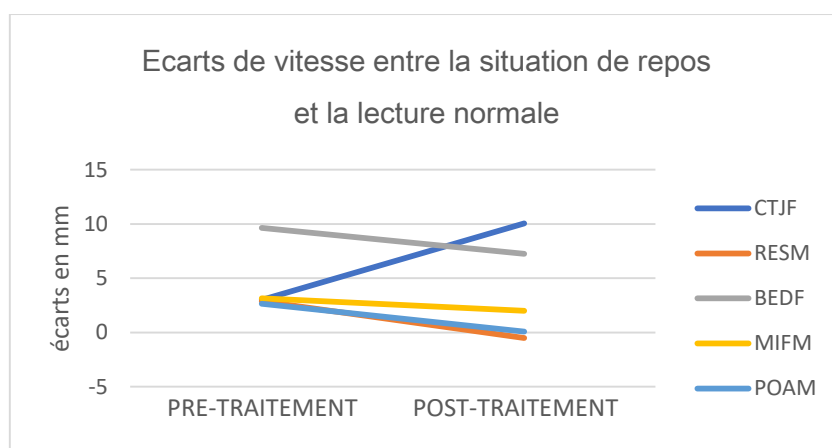


Figure 46. Comparaison de l'évolution des écarts de vitesse en lecture normale, avant et après traitement, au sein de notre population.

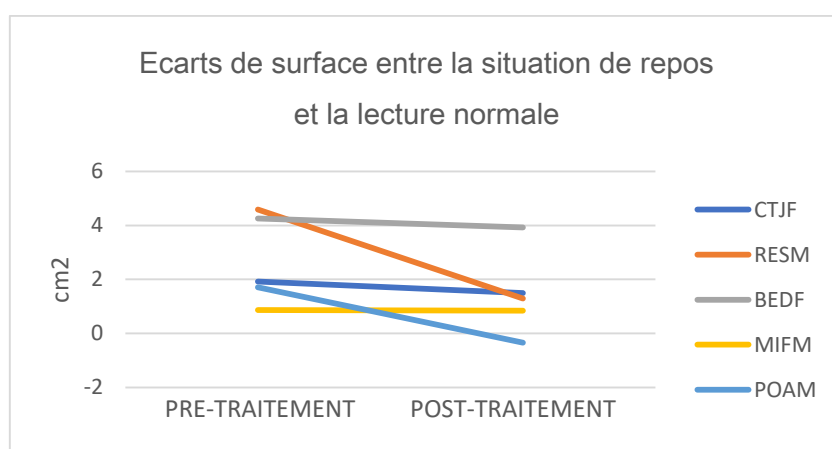


Figure 47. Comparaison de l'évolution des écarts de surface en lecture normale, avant et après traitement, au sein de notre population.

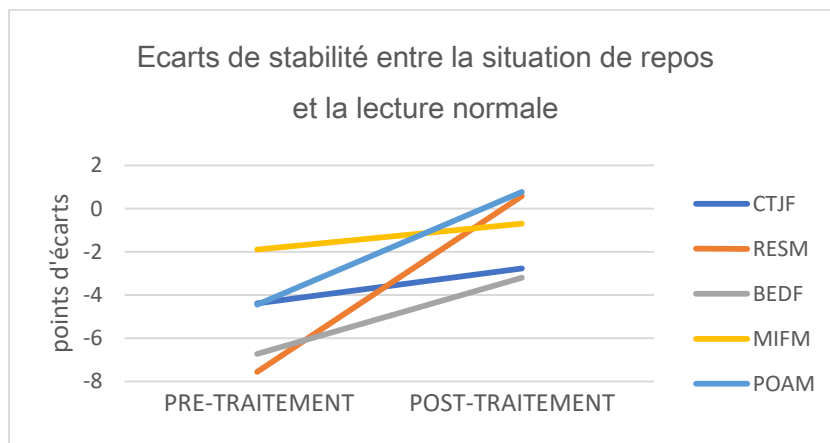


Figure 48. Comparaison de l'évolution des écarts de stabilité en lecture normale, avant et après traitement, au sein de notre population.

Repos vs parole normale

Le tableau contenant les valeurs des écarts entre la situation de repos et la parole normale figure en Annexe 13. Trois sujets sur quatre améliorent les écarts de vitesse (Figure 49) en parole normale. Même observation pour les écarts de surface, mais il ne s'agit pas du même sujet « déviant » (Figure 50). Les écarts de stabilité sont inchangés pour deux sujets et améliorés pour les trois autres (Figure 51).

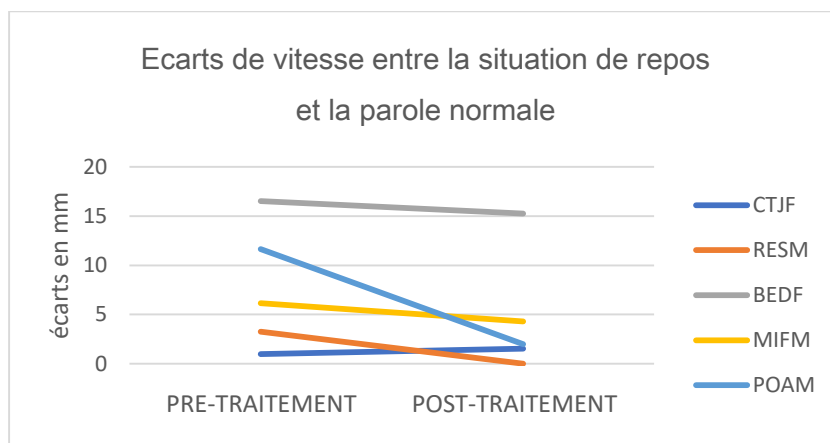


Figure 49. Comparaison de l'évolution des écarts de vitesse en parole normale, avant et après traitement, au sein de notre population.

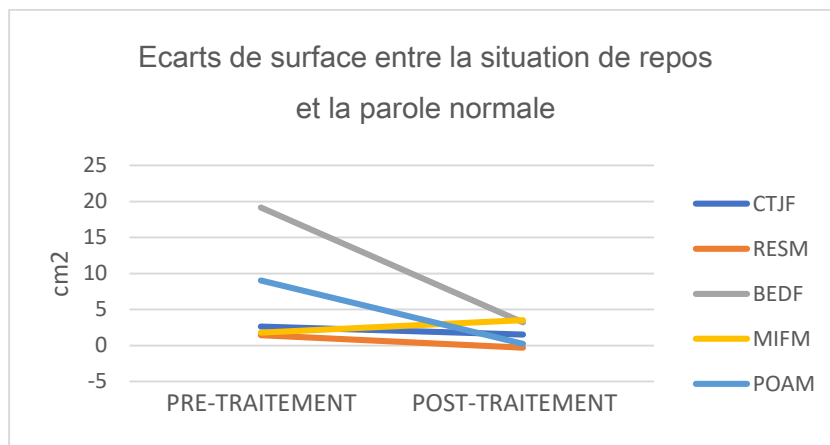


Figure 50. Comparaison de l'évolution des écarts de surface en parole normale, avant et après traitement, au sein de notre population.

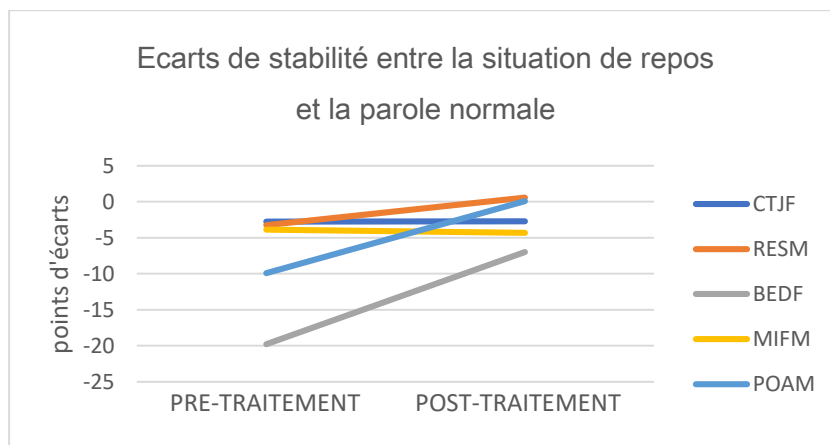


Figure 51. Comparaison de l'évolution des écarts de stabilité en parole normale, avant et après traitement, au sein de notre population.

Repos vs lecture projetée

Le tableau contenant les valeurs des écarts entre la situation de repos et la lecture projetée figure en Annexe 14. Trois sujets ont des écarts de vitesse (Figure 52) et de surface (Figure 53) plus importants en post-traitement tandis que deux présentent une amélioration. Cette observation est semblable lors de la comparaison des écarts de stabilité (Figure 54).

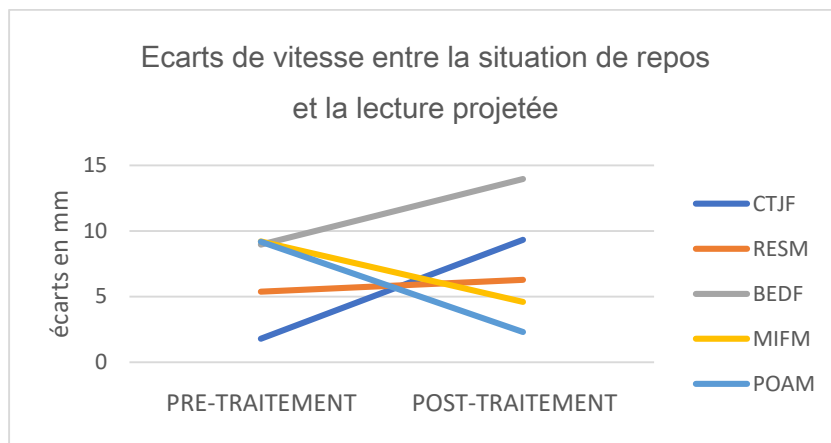


Figure 52. Comparaison de l'évolution des écarts de vitesse en lecture projetée, avant et après traitement, au sein de notre population.

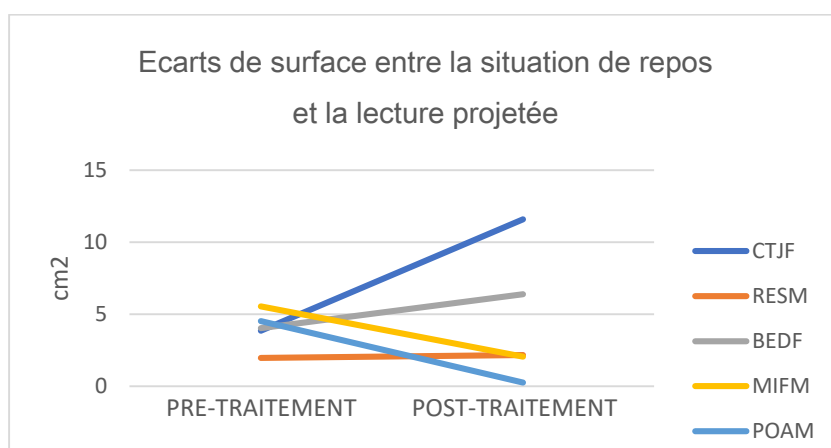


Figure 53. Comparaison de l'évolution des écarts de surface en lecture projetée, avant et après traitement, au sein de notre population.

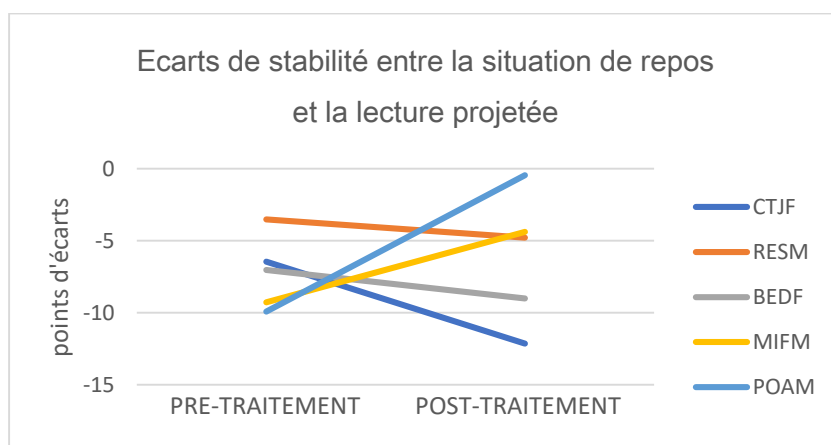


Figure 54. Comparaison de l'évolution des écarts de stabilité en lecture projetée, avant et après traitement, au sein de notre population.

Repos vs parole projetée

Le tableau contenant les valeurs des écarts entre la situation de repos et la parole projetée figure en Annexe 15. En post-opératoire, trois sujets présentent des écarts de vitesse sensiblement similaires à ceux obtenus en bilan initial tandis que deux sujets présentent une amélioration (Figure 55). Les écarts de surface et de stabilité sont améliorés pour trois sujets, identique pour un sujet, et plus important pour un sujet (Figures 56 et 57). Notons que le sujet « déviant » est ici MIFM, il s'agit du sujet qui avait apporté beaucoup d'emphase à son discours (cf. page 46).

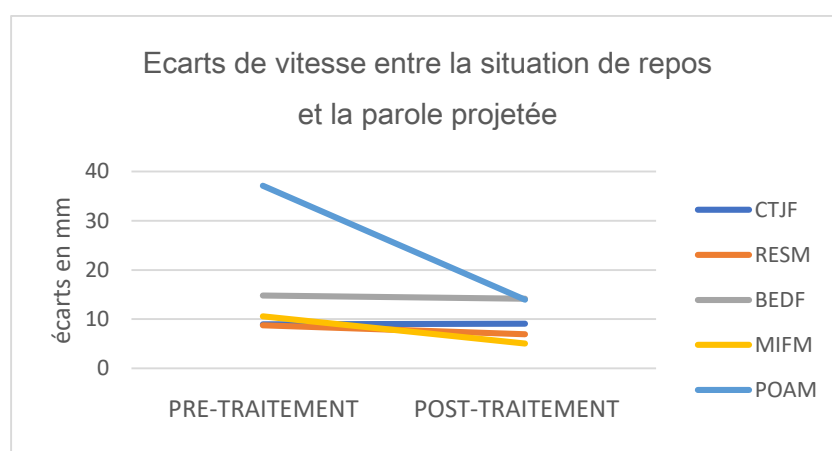


Figure 55. Comparaison de l'évolution des écarts de vitesse en parole projetée, avant et après traitement, au sein de notre population.

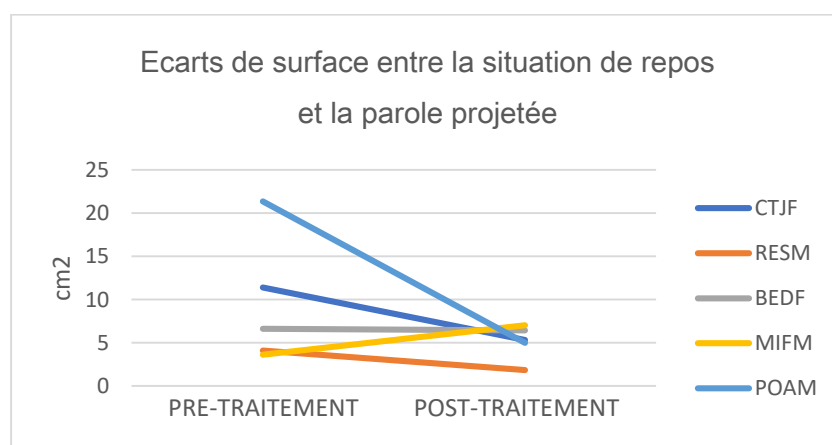


Figure 56. Comparaison de l'évolution des écarts de surface en parole projetée, avant et après traitement, au sein de notre population.

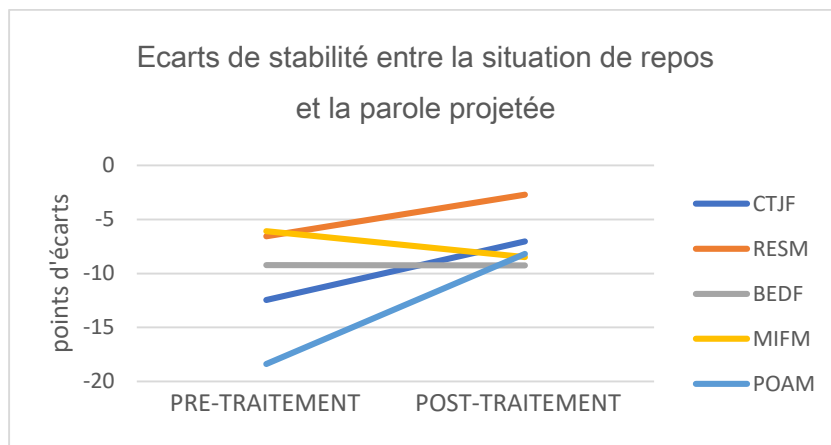


Figure 57. Comparaison de l'évolution des écarts de stabilité en parole projetée, avant et après traitement, au sein de notre population.

Discussion

L'importance d'un bon alignement postural pour la production vocale est communément admise dans la littérature et dans la pratique clinique.

Depuis une vingtaine d'années, de nombreuses équipes ont cherché à définir leur lien sous différents aspects conceptuels et avec divers procédés technologiques. Bien qu'un lien de causalité entre la pathologie vocale et la posture corporelle basale ne soit pas clairement établi, les études tendent à montrer qu'il s'agirait d'une interrelation. D'une part, l'engagement musculaire permettrait de soutenir l'effort de communication ; d'autre part, l'amélioration du geste vocal serait en faveur d'un moindre effort corporel global et segmentaire.

Cependant, à ce jour, l'évaluation posturale ne figure pas dans les recommandations officielles du bilan vocal alors qu'une amélioration des performances posturales après traitement vocal a été observée par plusieurs auteurs. En particulier, l'évaluation stabilométrique permettrait d'obtenir des informations sur le contrôle postural grâce aux mesures de vitesse et de surface de déplacement du centre de pression qui seraient respectivement sous contrôle proprioceptif et vestibulaire.

Dans notre étude, nous avons comparé les mesures acoustiques et aérodynamiques - issues des bilans vocaux - ainsi que les mesures stabilométriques de sujets atteints d'une paralysie laryngée unilatérale avant et après avoir bénéficié d'une médialisation par injection volumatrice d'acide hyaluronique sous anesthésie locale. La situation initiale impliquait un effort vocal en raison de la fuite glottique tandis que la situation contrôle laissait supposer un moindre effort du fait de la correction du plan glottique.

Tous les sujets ont présenté une amélioration vocale un mois après l'intervention. L'analyse perceptive, les scores au VHI-30 et l'auto-évaluation de la sévérité de la dysphonie étaient significativement différents après traitement. L'analyse instrumentale n'a pas montré de résultats significativement différents, probablement en raison de la taille de la population.

Les mesures stabilométriques de la vitesse de déplacement du centre de pression au repos n'est améliorée que pour deux sujets. En revanche, la vitesse en phonation normale (lecture et parole) est diminuée donc améliorée après le traitement pour tous les patients. Nos résultats en situation de repos divergent de ceux obtenus par Nacci et al. en 2012 et de

Lobryeau-Desnus et al. en 2010, mais sont concordants concernant l'amélioration en phonation normale. De même, la mesure de la surface de déplacement, au repos, n'est améliorée pour aucun de nos sujets après traitement. Néanmoins, les écarts entre la situation de repos et les tâches de phonation normale (lecture et parole) sont nettement meilleurs. Ceci est également en accord avec les deux études sus-citées. Bien qu'en 2017 Nacci et al. réfutait l'idée que la simple ablation d'une lésion bénigne des cordes vocales puisse modifier la posture, nous observons - après correction du plan glottique - que les sujets souffrant d'une paralysie laryngée unilatérale présentaient de meilleures stratégies posturales grâce à un contrôle proprioceptif et un contrôle vestibulaire plus efficaces. Notre observation se rapprocherait donc des conclusions de l'étude menée par Massery et al. en 2013 : elle suggérait que l'amplitude du déplacement du centre de pression serait plus importante en glotte fermée et en glotte ouverte que lorsqu'elle est partiellement ouverte comme pendant la parole. Le contrôle de la glotte aurait donc une influence sur l'équilibre postural.

Les études de l'impact de la rééducation vocale sur les mesures stabilométriques ont montré des effets positifs. En particulier, certains auteurs supposaient que - puisque les valeurs étaient sensiblement identiques au repos mais qu'elles étaient améliorées en phonation - les sujets dysphoniques devaient probablement porter une attention particulière sur leur contrôle postural après la thérapie (Bruno et al., 2007). Dans notre étude, les sujets avaient tous entrepris une rééducation vocale avec des orthophonistes, de durées variables et avec des programmes personnalisés. Néanmoins, tous présentaient des valeurs stabilométriques élevées en phonation lors du bilan initial et tous ont vu leurs valeurs stabilométriques s'améliorer après avoir bénéficié d'une médialisation de leur pli vocal immobile. Pour notre population, dont la dysfonction est organique, nous suggérons qu'il ne s'agit pas d'un effet d'un contrôle volontaire mais plutôt d'une réorganisation fonctionnelle globale.

La littérature ne rapporte aucune donnée concernant l'analyse des ondelettes dans le cadre de pathologie de la voix. Or, cet outil proposé par le logiciel Multitest6® se montre utile pour apprécier la dépense énergétique nécessaire à l'accomplissement de la tâche. Dans notre population, nous avons observé que les tâches de phonation projetée (lecture et parole)

laissaient apparaître davantage de couleurs chaudes donc une plus grande dépense énergétique. Certaines de ces couleurs n'apparaissaient parfois qu'en deuxième partie du discours, nous suggérons que ceci pourrait être en lien avec un phénomène de fatigabilité à mesure de la tâche : pour maintenir la performance vocale et poursuivre la tâche de phonation projetée alors une plus grande dépense énergétique serait nécessaire pour assurer le contrôle postural.

Certains sujets présentaient une intensification de la dépense énergétique en parole projetée après correction du plan glottique, nous avons alors remarqué que ce phénomène était lié à une production vocale marquée par plus d'emphase. Ceci se rapproche des résultats de l'étude portant sur la prosodie émotionnelle des sujets présentant une paralysie laryngée unilatérale, menée par Haddad et al. en 2024. En raison de l'incapacité à réaliser un accolement glottique suffisant, les modulations de la fréquence fondamentale et de l'intensité sont limitées voire impossibles conférant une prosodie émotionnelle neutre sans contours intonatifs. Les améliorations vocales après médialisation du pli vocal paralysé permettent de recouvrer ces compétences donc de produire et transmettre des émotions au cours du discours.

Bien que Giovanni et al. (2006 et 2008) ait utilisé la moyenne quadratique de la vitesse de variation du centre de pression (VCOP rms), nous n'avons pas reproduit ces calculs puisque l'objectif de notre étude portait sur la faisabilité d'utiliser les appareillages et logiciels embarqués présents en service de soin. Au cours de nos analyses de résultats, nous avons procédé au calcul des coefficients de variation des accélérations mais cela n'a pas montré de différence significative avant et après traitement. Ce calcul n'a d'ailleurs pas apporté d'information complémentaire aux mesures stabilométriques obtenues avec le logiciel Multitest6®.

Limites

Notre étude présente certaines limites. Le nombre de patients inclus n'était que de 5 du fait du défaut de maintenance du logiciel Multitest6® pendant plusieurs mois. Une étude à plus grande échelle avec une plus grande population serait nécessaire afin de gagner en puissance statistique, de confirmer nos résultats et de permettre de les généraliser. Par ailleurs, puisqu'il s'agissait de données issues du soin courant, nos résultats n'ont pas été comparés à une population témoin comme c'est le cas dans les protocoles expérimentaux. Ceci nous aurait permis d'établir une ligne de base à partir de laquelle nous aurions pu comparer nos résultats.

Concernant l'acquisition des données stabilométriques, la revue de la littérature menée par Ruhe et al. en 2010 indiquait qu'une durée minimum de 90 secondes serait nécessaire pour atteindre une fiabilité acceptable. Il était notamment précisé que le calcul de la moyenne des résultats de 3 à 5 répétitions serait nécessaire pour obtenir une fiabilité acceptable (Ruhe, 2010). Dans le cadre de notre étude, nous avons suivi le programme et le paramétrage du logiciel Multitest6® intégré à la plateforme de stabilométrie Multitest Equilibre® dont les enregistrements étaient calibrés pour une durée de 30 secondes (après une latence de 15 secondes non enregistrées). Nous n'avons réalisé les tâches qu'une seule fois, avant et après traitement, puisqu'il s'agissait du soin courant dispensé aux patients venus consulter en service de soin hospitalier pour une dysphonie et non d'un protocole expérimental.

Pour le protocole de passation, la réalisation des tâches de phonation projetée (lecture et parole) reposait sur la simple exécution de la consigne de produire l'énoncé en voix forte « comme s'il y avait un public ». Cette condition de phonation n'était pas une situation réelle de communication, impliquant une intention de la part du locuteur et une adaptation aux circonstances. Dans son étude expérimentale de 2006, Giovanni et al. utilisait un casque audio pour reproduire l'effet Lombard dans les oreilles du locuteur afin d'induire la situation d'effort vocal lors de la dictée de logatomes. Cette isolation du sujet de son environnement sonore était alors apparue comme une limitation. Dans notre étude, nous n'avons pas utilisé ce procédé car nous avons supposé qu'il aurait pu avoir un impact négatif sur la posture céphalique et modifier les informations proprioceptives et vestibulaires en raison de l'isolation

auditive, de son poids et de ses points de contacts (crâne, oreilles). Malgré le caractère artificiel de la situation, les productions des sujets ont permis de rendre compte des modifications posturales selon les tâches de phonation ainsi que des différences de dépenses énergétiques selon les tâches et selon les conditions de passation (avant *vs* après traitement). Cela a également permis de déterminer l'utilité de l'utilisation des ondelettes dans le cadre de l'évaluation du geste vocal sur plateforme de stabilométrie.

Lors de la passation du bilan postural, nous avons réalisé un « top » dans l'objectif de pouvoir synchroniser le signal vocal et le signal stabilométrique lors du traitement des données. Le signal acoustique étant numérisé en temps réel et le signal stabilométrique n'étant relevé que toutes les 0,02 secondes, les compétences de traitement du signal acquises au cours du Master et les difficultés rencontrées lors des essais de prise en main du logiciel Matlab® ne nous ont malheureusement pas permis de dépasser cette impasse technique. Néanmoins, il serait intéressant de prolonger cette étude par l'analyse précise de la variation du CdP (vitesse de déplacement et surface du tracé) au cours de la production vocale afin de rendre compte des mouvements du corps lors des phases d'inspirations et des variations de hauteur et d'intensité vocale.

Enfin, le logiciel Multitest6® permet d'obtenir le calcul d'un Indice de Puissance (IP), reflétant la dépense énergétique nécessaire au contrôle postural (cf. pages 19 et 20). Malgré plusieurs mémoires du Diplôme InterUniversitaire de Posturologie Clinique – Aix Marseille Université - portant sur la l'approche de valeurs normatives du logiciel (Fréchart, 2008 ; Gorke, 2010), les échantillons de population par tranche d'âge demeurent faibles et ne permettent pas d'établir des scores seuils pouvant servir de référence. Les valeurs de l'Indice de Puissance (IP), comme d'autres, sont donc à apprécier qualitativement en comparant chaque sujet à lui-même au cours du temps, sans réel repère concernant les données du bilan initial. En raison de ce biais méthodologique, nous avons choisi de ne pas l'utiliser comme possible marqueur de l'effort vocal.

Conclusion

D'après nos résultats, la stabilométrie statique est un outil pouvant servir à monitorer les changements posturaux quand la voix a changé grâce aux mesures de la vitesse et de la surface de déplacement du centre de pression. En particulier, grâce à l'analyse spectrale, le logiciel Multitest6® fourni avec la plateforme Multitest Equilibre® de la société FRAMIRAL® est capable de renseigner les différents degrés de dépenses énergétiques fournies pour assurer le contrôle postural lors de la phonation. Le bilan du geste vocal des sujets dysphoniques peut donc être complété par une analyse de la posture à l'aide des appareillages dédiés à l'exploration des vertiges disponibles en service ORL. Dans le cadre du soin courant, un enregistrement au repos peut servir de référence pour ensuite comparer les mesures avec celles obtenues lors de la réalisation d'une tâche de phonation à hauteur et intensité confortables.

Une étude de plus grande envergure permettrait de confirmer nos résultats et de vérifier la fiabilité des mesures lorsqu'il s'agit de dysphonies induisant moins d'effort vocal. La comparaison avec une population témoin permettrait de définir des indices de normalité stabilométrique spécifiques à la situation de parole.

Enfin, le développement de programmes d'analyse et de visualisation des ondelettes en temps réel permettrait des rééducations du geste vocal en biofeedback.

Bibliographie

Barrichelo-Lindström V, Behlau M. Resonant voice in acting students: perceptual and acoustic correlates of the trained Y-Buzz by Lessac. *J Voice*. 2009 Sep;23(5):603-9.

Benaim C, Pérennou DA, Villy J, Rousseaux M, Pelissier JY. Validation of a standardized assessment of postural control in stroke patients : the Postural Assessment Scale for Stroke Patients (PASS). *Stroke*. 1999 Sep;30(9):1862-8.

Benninger MS, Ahuja AS, Gardner G, Grywalski C. Assessing Outcomes for Dysphonic Patients. *J Voice*. 1998 Dec;12(4):540-50.

Berg KO, Maki BE, Williams JI, Holliday PJ, Wood-Dauphinee SL. Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population. *Arch Phys Med Rehabil*. 1992 Nov;73(11):1073-80.

Bequignon E, Dang H, Zerah-Lancner F, Coste A, Boyer L, Papon J-F. Unilateral recurrent laryngeal nerve palsy post-thyroidectomy: Looking for hyperventilation syndrome. *Eur Ann Otorhinolaryngol Head Neck Dis*. oct 2019;136(5):373-7.

Bigaton DR, Silvério KCA, dos Santos Berni KC, et al. Postura crâniocervical em mulheres disfônicas Craniocervical posture in dysphonic women. *Rev Soc Bras Fonoaudiol*. 2010;15:329-334.

Bloem, Bas & Visser, Jasper & Allum, John. Posturography. *Handbook of Clinical Neurophysiology*. 2003;295-336.

Bruno E, De Padova A, Napolitano B, Marroni P, Batelli R, Ottaviani F, Alessandrini M. Voice disorders and posturography : variables to define the success of rehabilitative treatment. *J Voice*. 2009 Jan;23(1):71-5.

Bruno G, Melissa S, Natalia C, Francesco G, Francesco F, Rocco B, Patrizia L, Antonella P, Ettore C, Zhang D, Gianlorenzo D, Francesco G. Posture and dysphonia associations in patients undergoing total thyroidectomy: stabilometric analysis. *Updates Surg*. 2020 Dec;72(4):1143-1149.

Buldt AK, Allan JJ, Landorf KB, Menz HB. The relationship between foot posture and plantar pressure during walking in adults: A systematic review. *Gait Posture*. 2018 May;62:56-67.

Caçador M, Paço J. The Influence of Posture and Balance on Voice: A Review. *Gaz Med [Internet]*. 2018 Jun. 28 [cited 2024 Aug. 6];5(2).

Caçador M, Papoila A, Brás-Geraldes C, Garcia CS, Constantino T, Almeida M, Paço J. Evaluation of Postural Changes Using Dynamic Posturography after Speech Rehabilitation in Patients with Voice Disorders: A Longitudinal Study. *Folia Phoniatr Logop*. 2020;72(4):282-289.

Cardoso R, Lumini-Oliveira J, Meneses RF. Associations between Posture, Voice, and Dysphonia: A Systematic Review. *J Voice*. 2019 Jan;33(1):124.e1-124.e12.

Caron O, Fontanari P, Cremieux J, Joulia F. Effects of ventilation on body sway during human standing. *Neurosci Lett*. 2004 Aug 5;366(1):6-9.

Collège des Enseignants de Neurologie. Trouble aigu de la parole. Dysphonie. 2019. <https://www.cen-neurologie.fr/second-cycle/trouble-aigu-parole-dysphonie>

Collins JJ, De Luca CJ. Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Exp Brain Res*. 1993;95(2):308-18.

Creath R, Kiemel T., Horak F, Peterka R, Jeka J., A unified view of quiet and perturbed stance: simultaneous co-existing excitable modes. *Neuroscience Letters*. 2005;377, 75-80.

D'Amario S, Ternström S, Goebel W and Bishop L. Body motion of choral singers. *Front. Psychol*. 2023;14:1220904.

Daudet A. La chèvre de Monsieur Seguin. *Les lettres de mon moulin*. J.Hetzel, Paris. 1869

Dejonckere PH, Bradley P, Clemente P, Cornut G, Crevier-Buchman L, Friedrich G, et al. A basic protocol for functional assessment of voice pathology, especially for investigating the efficacy of (phonosurgical) treatments and evaluating new assessment techniques. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*. 28 févr 2001;258(2):77-82.

Devreese A, Staes F, Janssens L, Penninckx F, Vereecken R, De Weerd W. Incontinent women have altered pelvic floor muscle contraction patterns. *J Urol.* 2007;178:558–562.

Duarte, M., Harvey, W., & Zatsiorsky, V. M. Stabilographic analysis of unconstrained standing. *Ergonomics.* 2000; 43(11), 1824–1839.

Dumitrescu M, Lacour M. Analyse mathématique par décomposition en ondelettes des signaux stabilométriques - avantages par rapport à l'approche classique de la FFT. *Posture et Equilibre.* Solal, Marseille, 2004

Dumitrescu M, Lacour M. Nouveaux critères quantitatifs d'analyse du contrôle postural. Efficience et déficiences du contrôle postural. *Posture et Equilibre.* Solal, Marseille, 2006

Ferrigno G, Pedotti A. ELITE: A digital dedicated hardware system for movement analysis via real-time TV signal processing. *Ieee Trans Biomed Eng.* 1985;32:943-50.

Fink BR, Basek M, Epanchin V. The mechanism of opening of the human larynx. *Laryngoscope.* 1956 Apr;66(4):410-25.

Fink BR. Folding mechanism of the human larynx. *Acta Otolaryngol.* 1974 Jul-Aug;78(1-2):124-8.

Fink BR. Spring mechanisms in the human larynx. *Acta Otolaryngol.* 1974 Apr;77(4):295-304.

Framiral SARL. Notice d'utilisation du logiciel PosturoPro®. www.framiral.fr/2015/communication/articles/Presentation_POSTURO-PRO.pdf

Franco D, Martins F, Andrea M, Frago I, Carrão L, Teles J. Is the sagittal postural alignment different in normal and dysphonic adult speakers? *J Voice.* 2014 Jul;28(4):523.e1-8.

Frechard B. Approche des valeurs normatives du logiciel posturoPro® sur plateforme statique. 2008. https://framiral.fr/web/wp-content/uploads/2022/02/2010-MEMOIRE_FRECHARD.pdf

Gasq D., Cormier C. Module 3, DES national de MPR, Toulouse.

Gagey PM., Weber B., Stabilométrie. In : Masson, editor. *Posturologie : régulation et dérèglements de la station debout*. Paris. 1999; pp 45-59

Gendrier M. Gestes et mouvements justes - Guide de l'ergomotricité pour tous. *Collection Grenoble Sciences – EDP Sciences*. 2004

Giovanni A, Assaiante C, Galmiche A, Vaugoyeau M, Ouaknine M, Le Huche F. Vocal forcing and posture: experimental studies on normal subject. *Rev Laryngol Otol Rhinol*. 2006;127:285-91.

Giovanni A, Akl L, Ouaknine M. Postural dynamics and vocal effort: preliminary experimental analysis. *Folia Phoniatr Logop* 2008;60:80-85.

Goodglass H, Kaplan E, Barresi B. Boston Diagnostic Aphasia Examination (3rd ed.) (BDAE-3). *Pro-Ed*. 2001

Gorke P. Approche des valeurs normatives du logiciel posturopro® sur plateforme dynamique. 2010.

https://framiral.fr/web/wp-content/uploads/2022/02/2010_Approche_valeurs_normative_GORKE.pdf

Gould WJ. Effect of respiratory and postural mechanisms upon action of the vocal cords. *Folia Phoniatr*. 1971;23:211-24

Ghini MN, Ouaknine M, Giovanni A. Contemporary postural and segmental modification of forced voice. *Rev Laryngol Otol Rhinol (Bord)* 1998;119:253-257.

Ghini MN, Ouaknine M, Giovanni A. Forcing the voice and variance of speed: correlation between the speed of displacement of the center of gravity and the work of the postural muscles. *Rev Laryngol Otol Rhinol*. 2000;121:319-23.

Gurfinkel VS, Lipshits MI, Mori S & Popov KE., Stabilization of body position as the main task of postural regulation. *Fiziology Cheloveka*. 1980;7, 400-410.

Haddad R, Mattei A, Petrone C, Cachi-Pouyenne M, Bogdanski E, Galant C, Giovanni A. Alterations in Emotional Expression Through Speech in Patients With Unilateral Vocal Fold Paralysis: A Preliminary Study. *J Voice*. 2024 Aug 8:S0892-1997(24)00223-6.

Hartl DM, Hans S, Vaissière J, Riquet M, Brasnu DF. Objective Voice Quality Analysis Before and After Onset of Unilateral Vocal Fold Paralysis. *J Voice*. 2001 Sep;15(3):351–61.

Heikkinen M, Penttilä E, Qvarnström M, Mäkinen K, Löppönen H, Kärkkäinen JM. Perceptual Assessment and Acoustic Voice Analysis as Screening Tests for Vocal Fold Paresis After Thyroid or Parathyroid Surgery. *World J Surg*. 2021 Mar;45(3):765-773.

Heman-Ackah YD. Physiology of voice production: considerations for the vocal performer. *J Sing*. 2005;62:173-6.

Hirano M. Clinical Examination of Voice. *New York, Springer*. 1981.

Hodges PW, Sapsford R, Pengel LHM. Postural and respiratory functions of the pelvic floor muscles. *Neurorol Urodyn*. 2007;26:362–371.

Ishizaka K, Isshiki N. Computer Simulation of Pathological Vocal–Cord Vibration. *J Acoust Soc Am*. 1976 Nov;60(5):1193–8.

Iwarsson J, Sunderberg J. Effect of lung volume on vertical larynx position during phonation. *J Voice*. 1998;12:159-65.

Iwarsson J. Effect of inhalatory abdominal wall movement on vertical laryngeal position during phonation. *J Voice*. 2001;15:384-94.

Jesus LMT, Martinez J, Hall A, Ferreira A. Acoustic Correlates of Compensatory Adjustments to the Glottic and Supraglottic Structures in Patients with Unilateral Vocal Fold Paralysis. *Biomed Res Int*. 2015;2015:704121.

Johnson G, Skinner M. The demands of professional opera singing on cranio-cervical posture. *Eur Spine J*. 2009 Apr;18(4):562-9.

Jones FP. Voice production as a function of head balance in singers. *J Psychol*. 1972 Nov;82(2d Half):209-15.

Jordan A, Manniche C, Mosdal C, Hindsberger C. The Copenhagen neck functional disability scale: a study of reliability and validity. *J Manip Physiol Ther.* 1998;**21**(8):520–527.

Kandel ER, Schwartz JH and Jessell TM. Principles of Neural Science (4th ed.). McGraw-Hill. 2000.

Kennedy PM, Inglis JT. Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole. *J Physiol.* 2002 Feb 1;538(Pt 3):995-1002.

Kohen-Raz R, Himmelfarb M, Tzur S, Shub Y. An initial evaluation of fatigue and circadian changes as assessed by multiple posturography. *Percept Mot Skills.* 1996;82:547-577.

Kooijman PG, de Jong FI, Oudes MJ, Huinck W, van Acht H, Graamans K. Muscular tension and body posture in relation to voice handicap and voice quality in teachers with persistent voice complaints. *Folia Phoniatr Logop.* 2005 May-Jun;57(3):134-47.

Koufman JA, Blalock PD. Vocal fatigue and dysphonia in the professional voice user: Bogart-Bacall syndrome. *Laryngoscope.* 1988 May;98(5):493-8.

Koufman JA, Walker FO, Joharji GM. The cricothyroid muscle does not influence vocal fold position in laryngeal paralysis. *Laryngoscope.* 1995 Apr;105(4 Pt 1):368-72.

Krom G De. Some Spectral Correlates of Pathological Breathly and Rough Voice Quality for Different Types of Vowel Fragments. *J Speech Hear Res.* 1995 Aug;38(4):794–811.

Kumar R, Banumathy N, Sharma P, Panda NK. Normalisation of voice parameters in patients with unilateral vocal fold palsy: is it realistic? *The Journal of Laryngology & Otology.* 2019;133(12):1097-1102.

Lacour M, Ghulyan-Bedikian V, Berner F, Dumitrescu M. Intérêt d'une plateforme de posturographie dynamique translationnelle. Nouvelles Méthodes de Traitement du Signal Posturographique. *Posture et Equilibre* (Ed. Solal). 2004;25-32.

Lagier A, Vaugoyeau M, Ghio A, et al. Coordination between posture and phonation in vocal effort behavior. *Folia Phoniatr Logop.* 2010;62:195–202.

Lagier A, Vaugoyeau M, Bouché C, Ghio A, Legou T, Assaiante C, et al. Postural study on healthy subjects during experimental vocal effort. *Rev Laryngol Otol Rhinol*. 2009;130:11-6.

Lechien JR, Geneid A, Bohlender JE, Cantarella G, Avellaneda JC, Desuter G, Sjogren EV, Finck C, Hans S, Hess M, Oguz H, Remacle MJ, Schneider-Stickler B, Tedla M, Schindler A, Vilaseca I, Zabrodsky M, Dikkers FG, Crevier-Buchman L. Consensus for voice quality assessment in clinical practice: guidelines of the European Laryngological Society and Union of the European Phoniaticians. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2023 Dec;280(12):5459-5473.

Lee JW, Kang HG, Choi JY, Son YI. An Investigation of Vocal Tract Characteristics for Acoustic Discrimination of Pathological Voices. *Biomed Res Int*. 2013;2013:758731.

Little MA, Costello DAE, Harries ML. Objective Dysphonia Quantification in Vocal Fold Paralysis: Comparing Nonlinear with Classical Measures. *J Voice*. 2011 Jan;25(1):21–31.

Lobryeau-Desnus C, Girard P, Daguenant C, Constant O, Rallo M, Jamet S. Stratégies rééducatives des dysphonies dysfonctionnelles et capacités posturales [Rehabilitation strategies of dysfunctional dysphonias in relation to posture]. *Rev Laryngol Otol Rhinol (Bord)*. 2010;131(1):69-72.

Lobryeau-Desnus C, Lamy A, Amiel J. Proposition d'une échelle d'évaluation de la posture pour les dysphonies dysfonctionnelles simples: "S-TRAV". *Rev Laryngol Otol Rhinol (Bord)*. 2011;132(1):29-40.

Longo L, Di Stadio A, Ralli M, Marinucci I, Ruoppolo G, Dipietro L, de Vincentiis M, Greco A. Voice Parameter Changes in Professional Musician-Singers Singing with and without an Instrument: The Effect of Body Posture. *Folia Phoniatr Logop* 17 July 2020; 72 (4): 309–315.

Lotto AJ, Holt LL, Kluender KR. Effect of Voice Quality on Perceived Height of English Vowels. *Phonetica*. 1997;54(2):76–93.

Lovato A, Barillari MR, Giacomelli L, Gamberini L, de Filippis C. Predicting the Outcome of Unilateral Vocal Fold Paralysis: A Multivariate Discriminating Model Including Grade of Dysphonia, Jitter, Shimmer, and Voice Handicap Index-10. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 2019 May;128(5):447-452.

Madill C, Nguyen DD, Eastwood C, Heard R, Warhurst S. Acoustic Analysis using Freeware: Praat. *In Handbook of Voice Assessments*. Singular, San Diego, Calif, USA. 2011.

Massery M, Hagins M, Stafford R, Moerchen V, Hodges PW. Effect of airway control by glottal structures on postural stability. *J Appl Physiol (1985)*. 2013 Aug 15;115(4):483-90.

Massion J., *Cerveau et Motricité*. PUF, Paris, 188 p, 1997

Mattei A, Desuter G, Roux M, Lee B-J, Louges M-A, Osipenko E, et al. International consensus (ICON) on basic voice assessment for unilateral vocal fold paralysis. *European Annals of Otorhinolaryngology, Head and Neck Diseases*. 1 févr 2018;135(1, Supplement):S11-5.

Ministero della Salute. Linee guida nazionali sulla classificazione, inquadramento e misurazione della postura e delle relative disfunzioni. Governo Italiano. 2017

Morrison MD, Rammage LA, Belisle GM, Pullan CB, Nichol H. Muscular tension dysphonia. *J Otolaryngol*. 1983 Oct;12(5):302-6.

Morrison MD, Rammage LA. Muscle misuse voice disorders: description and classification. *Acta Otolaryngol*. 1993 May;113(3):428-34.

Muller PB. Paralytic Dysphonia. A Case Presentation. *Folia Phoniatr (Basel)*. 1973;25(1):104–9.

Muto T, Takeda S, Kanazawa M, Yamazaki A, Fujiwara Y, Mizoguchi I. The effect of head posture on the pharyngeal airway space. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2002;31:579-83.

Nacci A, Fattori B, Mancini V, Panicucci E, Matteucci J, Ursino F, Berrettini S. Posturographic analysis in patients with dysfunctional dysphonia before and after speech therapy/rehabilitation treatment. *Acta Otorhinolaryngol Ital*. 2012 Apr;32(2):115-21.

Nacci A, Romeo SO, Berrettini S, Matteucci J, Cavaliere MD, Mancini V, Panicucci E, Ursino F, Fattori B. Stabilometric findings in patients affected by organic dysphonia before and after phonosurgery. *Acta Otorhinolaryngol Ital*. 2017 Aug;37(4):286-294.

Nakagawa H, Ohashi N, Watanabe Y, Mizukoshi K. The contribution of proprioception to posture control in normal subjects. *Acta Otolaryngol Suppl.* 1993;504:112-6.

Netter. Atlas d'anatomie humaine, 5th Edition, no. 1, Elsevier and Masson, 2011.

Nouraei SAR, Middleton SE, Butler CR, Sandhu GS. An Estimation of the Population Incidence of Adult Unilateral Vocal Fold Mobility Impairment in England. *Logoped Phoniatr Vocol* 2015 Jul;40(2):93-4.

Oguz H, Demirci M, Safak MA, Arslan N, Islam A, Kargin S. Effects of Unilateral Vocal Cord Paralysis on Objective Voice Measures Obtained by Praat. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2007 Mar;264(3):257-61.

O'Sullivan PB, Grahamslaw KM, Kendell M, Lapenskie SC, Möller NE, Richards KV. The effect of different standing and sitting postures on trunk muscle activity in a pain-free population. *Spine.* 2002;27:1238-1244.

Paillard J. *Cahiers Psychol.*, 1971, 14, 261-316.

Paillard J. Tonus, posture et mouvement. In: Kayser Ch. (éd.) *Traité de psychologie*, tome III, ch. 6, pp. 521-728. 3è éd., Flammarion, Paris, 1976.

Paillard T. Posture et équilibration humaines. *Collection Posture, Équilibre et Mouvement.* Éditions De Boeck Supérieur. 2016

Peterka RJ. Sensory integration for human balance control. *Handb Clin Neurol.* 2018; 159:27-42

Pettersen V, Westgaard RH. Muscle activity in the classical singer's shoulder and neck region. *Logoped Phoniatr Vocol.* 2002;27:169-178.

Peultier-Celli L, Audouin M, Beyaert C, Perrin P. Postural Control in Lyric Singers. *J Voice.* 2022 Jan;36(1):141.e11-141.e17.

Picciotti PM, Marchese MR, Longobardi Y, Oliveto G, Calò L, D'Alatri L. Combined treatment of muscle tension dysphonia: voice therapy with instrumental postural rehabilitation. *Acta Otorhinolaryngol Ital.* 2023 Aug;43(4):245-251

Podsiadlo D, Richardson S. The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc.* 1991 Feb;39(2):142-8.

Richard D et Orsal D. Neurophysiologie : Organisation et fonctionnement du système nerveux (3ème ed.). *Dunod.* 2007

Roll JP. La proprioception : un sens premier ?. *Résonances Européennes du Rachis.* 2006 ; Volume 14 – N° 42 – pp1731-1736

Rubin JS, Mathieson L, Blake E. Posture and voice. *J Sing.* 2004;60:270-5.

Rubin JS, Blake E, Mathieson L. The effects of posture on Voice. In: Sataloff R, editor. *Professional Voice : The Science and art of clinical care.* 3rd ed. San Diego: Plural Publishing; 2005. p.627-35.

Ruhe A, Fejer R et Walker B. The Test-Retest Reliability of Centre of Pressure Measures in Bipedal Static Task Conditions--a Systematic Review of the Literature. *Gait Posture.* 2010; 32(4):436-445.

Saffer M, Kiemel T, Jeka J., Coherence analysis of muscle activity during quiet stance. *Exp Brain Res,* 185, 215-226, 2008.

Saggini R, Anastasi GP, Battilomo S, Maietta Latessa P, Costanzo G, Di Carlo F, Festa F, Giardinelli G, Macrì F, Mastropasqua L, Nardone M, Nicoletti G, Orsini A, Pastorelli M, Pellegrino R, Trevisan M, La Mesa L, Le Pera AM, Privitera MG, Ralli G, Villani C, Bricot B, Davidson RG, Hassdenteufel A, Hawamdeh ZM, Kleinrensink GJ, Matheron E, Stoev VL, Stratulat S, Tiron S, Villeneuve P, Paolucci T, Bellomo RG. Consensus paper on postural dysfunction: recommendations for prevention, diagnosis and therapy. *J Biol Regul Homeost Agents.* 2021 Mar-Apr;35(2):441-456.

Schiedermayer B, Kendall KA, Stevens M, Ou Z, Presson AP, Barkmeier-Kraemer JM. Prevalence, incidence, and characteristics of dysphagia in those with unilateral vocal fold paralysis. *The Laryngoscope*. oct 2020;130(10):2397-404.

Schmitz-Hübsch T, du Montcel ST, Baliko L, Berciano J, Boesch S, Depondt C, Giunti P, Globas C, Infante J, Kang JS, et al. Scale for the assessment and rating of ataxia: development of a new clinical scale. *Neurology*. 2006;66:1717–1720.

Scotto Di Carlo N. Cervical spine abnormalities in professional singers. *Folia Phoniatr Logop*. 1998;50:212–218.

SFORL. Les troubles de la voix : mécanismes, explorations et prise en charge. *Rapport 2022*.

Sherrington CS. *The integrative action of the nervous system*. Yale University Press. 1906

Smith ME, Berke GS, Gerratt BR, Kreiman J. Laryngeal Paralysis: Theoretical Considerations and Effects of Laryngeal Vibration. *J Speech Hear Res*. 1992 Jun;35(3):545–54.

Somme L, Audouin M, Chau N, Beyaert C, Perrin P. Associations of Postural Activities and Knowledge for Voice with Breathing Issues and Voice-Physical-Disorders Among Lyric Singers. *J Voice*. 2024 Jan 8:S0892-1997(23)00408-3.

Sulica L, Cultrara A, Blitzer A. Vocal Fold Paralysis: Causes, Outcomes, and Clinical Aspects. In: Sulica L, Blitzer A. *Vocal Fold Paralysis*. Springer-Verlag, Berlin. 2006.

Takakusaki K. Functional Neuroanatomy for Posture and Gait Control. *J Mov Disord*. 2017 Jan;10(1):1-17.

Thorpe CW, Cala SJ, Chapman J, Davis PJ. Patterns of breath support in projection of the singing voice. *J Voice*. 2001;1:86–104.

Trouillas P, Takayanagi T, Hallett M, Currier RD, Subramony SH, Wessel K, Bryer A, Diener HC, Massaquoi S, Gomez CM, Coutinho P, Ben Hamida M, Campanella G, Filla A, Schut L, Timann D, Honnorat J, Nighoghossian N, Manyam B. International Cooperative Ataxia Rating Scale for pharmacological assessment of the cerebellar syndrome. The Ataxia

Neuropharmacology Committee of the World Federation of Neurology. *J Neurol Sci*. 1997 Feb 12;145(2):205-11. doi: 10.1016/s0022-510x(96)00231-6.

Urquhart DM, Hodges PW, Story IH. Postural activity of the abdominal muscles varies between regions of these muscles and between body positions. *Gait Posture*. 2005;22:295-301.

Van Houtte E, Van Lierde K, Claeys S. Pathophysiology and treatment of muscle tension dysphonia: a review of the current knowledge. *J Voice*. 2011;25:202–207.

Vernon H, Mior S. The Neck Disability Index: a study of reliability and validity. *J Manipulative Physiol Ther*. 1991 Sep;14(7):409-15. Erratum in: *J Manipulative Physiol Ther* 1992 Jan;15(1):followi.

Visser JE, Carpenter MG, van der Kooij H et Bloem BR. The clinical utility of posturography. *Clin Neurophysiol*. 2008;119(11):2424-2436.

Vogel A. Multidimensional Analysis of Voice: Computerized Speech Lab. *In Handbook of Voice Assessments*. Singular, San Diego, Calif, USA. 2011.

Walton C, Conway E, Blackshaw H, Carding P. Unilateral Vocal Fold Paralysis: A Systematic Review of Speech–Language Pathology Management. *J Voice*. 2017 Jul;31(4):509.e7–509.e22.

Walton C, Carding P, Conway E, Flanagan K, Blackshaw H. Voice Outcome Measures for Adult Patients with Unilateral Vocal Fold Paralysis: A Systematic Review. *Laryngoscope*. 2019 Jan;129(1):187–97.

Wang C-C, Wu S-H, Tu Y-K, Lin W-J, Liu S-A. Hyaluronic Acid Injection Laryngoplasty for Unilateral Vocal Fold Paralysis—A Systematic Review and Meta-Analysis. *Cells*. 2020;9:2417.

Wilson Arboleda BM, Frederick A. Considerations for maintenance of postural alignment for voice production. *J Voice*. 2008;22:90- 9.

Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture*. 1995; 3:193-214.

Woisard V, Bodin S, Puech M. Le « Voice Handicap Index » : Impact de la Traduction Française sur la Validation. *Rev Laryngol Otol Rhinol* (Bord). 2004;125(5):307–12.

Woo P, Colton R, Brewer D, Casper J. Functional Staging for Vocal Cord Paralysis. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 1991, Sep;105(3):440–8.

Yasuda T, Nagakawa T, Inoue H, Iwamoto M, Inokuchi A. The role of the labyrinth, proprioception and plantar mechanosensor in the maintenance of an upright posture. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 1999;256:527-532

Zafar H, Albarrati A, Alghadir AH, Iqbal ZA. Effect of Different Head-Neck Postures on the Respiratory Function in Healthy Males. *Biomed Res Int*. 2018 Jul 12;2018:4518269.

Zealer D, Billante CR. Neurophysiology of Vocal Fold Paralysis. *Otolaryngol Clin North Am*. 2004. Feb;37(1):1–23, v.

Zhang Y, Kiemel T, Jeka J., The influence of sensory information on two-component coordination during quiet stance. *Gait and Postur*. 2007 ;26, 263-271.

Annexes

Annexe 1. Echelle S-TRAV, d'après Lobryeau-Desnus et al., 2011.

Patient n° :
 Date du bilan :
 Nom Prénom :
 Date de naissance :
 Profession :

Examineur :

Légende :
 en noir : critères sensibles
 en gris : critères non sensibles

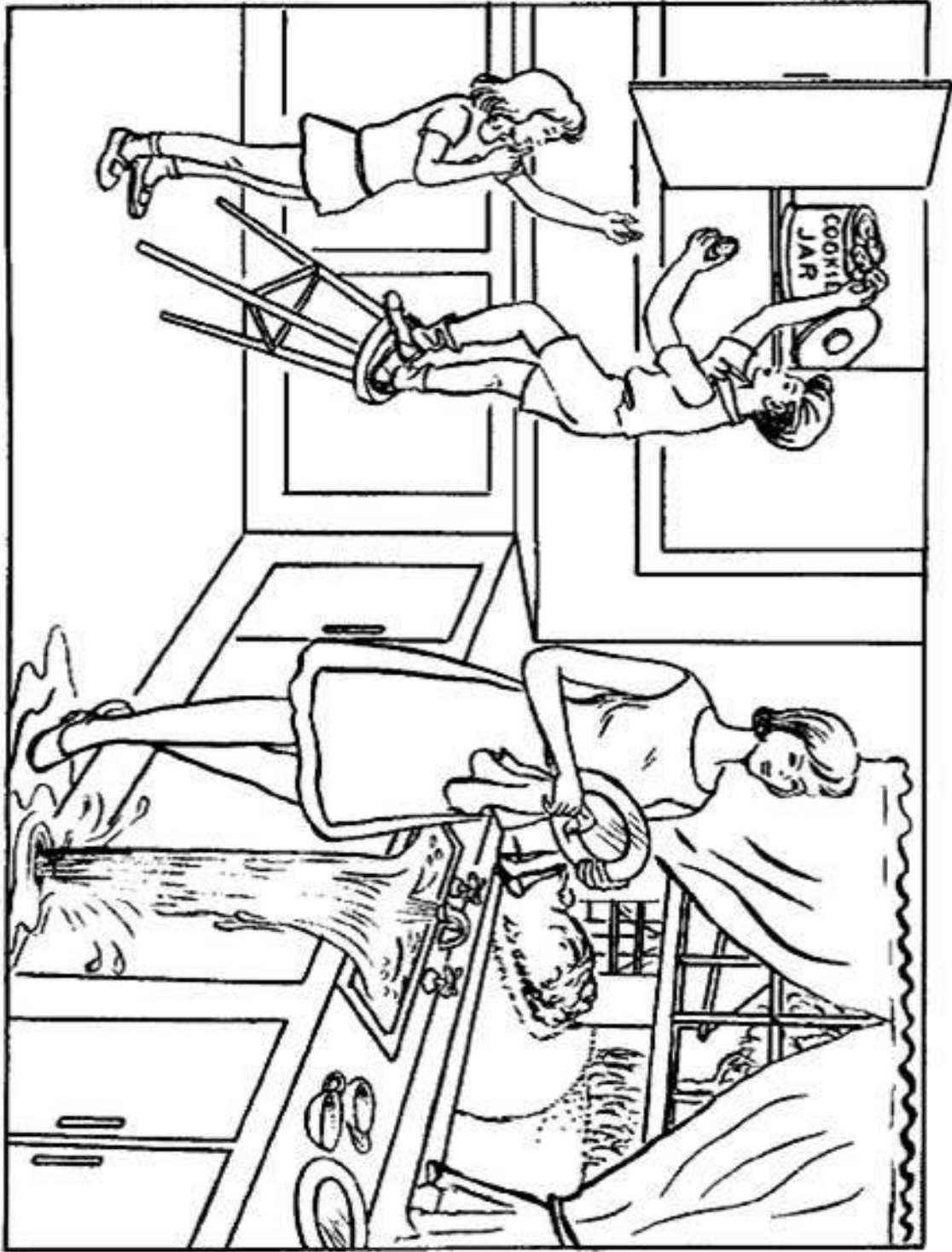
	Au repos	En phonation	
		Vx projetée	Vx chantée
Sévérité du trouble « S »			
- <i>Vocal :</i> <input type="checkbox"/> perçue par l'orthophoniste « SvO » <input type="checkbox"/> perçue par le patient « SvP »		ortho: () pat. : ()	ortho: () pat. : ()
- <i>Postural :</i> <input type="checkbox"/> perçue par l'orthophoniste « SpO » <input type="checkbox"/> perçue par le patient « SpP »	ortho: () pat. : ()	ortho: () pat. : ()	ortho: () pat. : ()
Tension générale « T » <input type="checkbox"/> neutre <input type="checkbox"/> insuffisance de tension <input type="checkbox"/> excès de tension	() <input type="checkbox"/> neutre <input type="checkbox"/> insuff. <input type="checkbox"/> excès	() <input type="checkbox"/> neutre <input type="checkbox"/> insuff. <input type="checkbox"/> excès	() <input type="checkbox"/> neutre <input type="checkbox"/> insuff. <input type="checkbox"/> excès
Respiration « R » <input type="checkbox"/> abdominale <input type="checkbox"/> thoraco-abdominale <input type="checkbox"/> thoracique supérieure <input type="checkbox"/> reprise d'air inadaptée	() <input type="checkbox"/> abdo. <input type="checkbox"/> T.A. <input type="checkbox"/> T > <input type="checkbox"/> R. I.	() <input type="checkbox"/> abdo. <input type="checkbox"/> T.A. <input type="checkbox"/> T > <input type="checkbox"/> R. I.	() <input type="checkbox"/> abdo. <input type="checkbox"/> T.A. <input type="checkbox"/> T > <input type="checkbox"/> R. I.
Ancrage au sol « A » <input type="checkbox"/> neutre <input type="checkbox"/> appui en arrière (sur les talons) <input type="checkbox"/> appui en avant (sur les métatarses) <input type="checkbox"/> appui sur un pied <input type="checkbox"/> balancement	() <input type="checkbox"/> neutre <input type="checkbox"/> talons <input type="checkbox"/> méta. <input type="checkbox"/> sur 1 pied <input type="checkbox"/> bal.	() <input type="checkbox"/> neutre <input type="checkbox"/> talons <input type="checkbox"/> méta. <input type="checkbox"/> sur 1 pied <input type="checkbox"/> bal.	() <input type="checkbox"/> neutre <input type="checkbox"/> talons <input type="checkbox"/> méta. <input type="checkbox"/> sur 1 pied <input type="checkbox"/> bal.
Verticalité « V »	()	()	()
- <i>Tête :</i> <input type="checkbox"/> en position neutre <input type="checkbox"/> en projection <input type="checkbox"/> en extension	() <input type="checkbox"/> neutre <input type="checkbox"/> proj. <input type="checkbox"/> ext.	() <input type="checkbox"/> neutre <input type="checkbox"/> proj. <input type="checkbox"/> ext.	() <input type="checkbox"/> neutre <input type="checkbox"/> proj. <input type="checkbox"/> ext.
- <i>Cou :</i> <input type="checkbox"/> en position neutre <input type="checkbox"/> en extension	() <input type="checkbox"/> neutre <input type="checkbox"/> ext.	() <input type="checkbox"/> neutre <input type="checkbox"/> ext.	() <input type="checkbox"/> neutre <input type="checkbox"/> ext.
- <i>Epaules :</i> <input type="checkbox"/> basses <input type="checkbox"/> relevées <input type="checkbox"/> enroulées	() <input type="checkbox"/> basses <input type="checkbox"/> relevées <input type="checkbox"/> enroulées	() <input type="checkbox"/> basses <input type="checkbox"/> relevées <input type="checkbox"/> enroulées	() <input type="checkbox"/> basses <input type="checkbox"/> relevées <input type="checkbox"/> enroulées
- <i>Courbures :</i> <input type="checkbox"/> Cervicale : neutre, exagérée ou atténuée <input type="checkbox"/> Dorsale <input type="checkbox"/> Lombaire : neutre, exagérée ou atténuée	<input type="checkbox"/> C :... () <input type="checkbox"/> D () <input type="checkbox"/> L :... ()	<input type="checkbox"/> C :... () <input type="checkbox"/> D () <input type="checkbox"/> L :... ()	<input type="checkbox"/> C :... () <input type="checkbox"/> D () <input type="checkbox"/> L :... ()
- <i>Bassin :</i> <input type="checkbox"/> en position neutre <input type="checkbox"/> bascule en avant <input type="checkbox"/> bascule en arrière <input type="checkbox"/> bascule latérale	() <input type="checkbox"/> neutre <input type="checkbox"/> en avt <input type="checkbox"/> en arr. <input type="checkbox"/> basc. lat.	() <input type="checkbox"/> neutre <input type="checkbox"/> en avt <input type="checkbox"/> en arr. <input type="checkbox"/> basc. lat.	() <input type="checkbox"/> neutre <input type="checkbox"/> en avt <input type="checkbox"/> en arr. <input type="checkbox"/> basc. lat.
- <i>Genoux :</i> <input type="checkbox"/> souples <input type="checkbox"/> raides	() <input type="checkbox"/> souples <input type="checkbox"/> raides	() <input type="checkbox"/> souples <input type="checkbox"/> raides	() <input type="checkbox"/> souples <input type="checkbox"/> raides

M. Seguin n’avait jamais eu de bonheur avec ses chèvres.

Il les perdait toutes de la même façon : un beau matin, elles cassaient leur corde, s’en allaient dans la montagne, et là-haut le loup les mangeait. Ni les caresses de leur maître, ni la peur du loup, rien ne les retenait.

Annexe 3. Image "The Cookie Theft" issue du test BDAE-3®. D'après Goodglass et al., 2001.

Copyright © 1983 by Law & Proctor



Annexe 4. Questionnaire Voice Handicap Index (VHI-30). D'après Woisard, 2004.

Veillez mettre une croix dans la case qui correspond à votre situation, en sachant que : J=jamais ; PJ=presque jamais ; P=parfois ; PT=presque toujours ; T=toujours.

		J	PJ	P	PT	T
F1	On m'entend difficilement à cause de ma voix					
C	Ma voix n'est pas normale					
P2	Je suis à cours de souffle quand je parle					
F3	On me comprend difficilement dans un milieu bruyant					
C	Ma voix est voilée, soufflée					
C	Ma voix est éraillée					
P4	Le son de ma voix varie au cours de la journée					
F5	Les membres de la famille ont du mal à m'entendre quand je les appelle dans la maison					
F6	Je téléphone moins souvent que je le voudrais					
C	Au téléphone, on confond mon sexe					
C	Ma voix est trop faible ou trop forte					
E7	Je suis tendu(e) quand je parle avec d'autres à cause de ma voix					
F8	J'ai tendance à éviter les groupes à cause de ma voix					
C	Ma voix s'altère quand je suis stressé(e) ou lors de chocs affectifs					
E9	Les gens semblent irrités par ma voix					
P10	On me demande : « Qu'est-ce qui ne va pas avec ta voix ? »					
C	J'ai mal au niveau de la gorge quand je parle					
C	Je ne peux plus parler					
C	Je ne peux plus chanter					
C	Je ne peux plus appeler					
F11	Je parle moins souvent avec mes voisins, mes amis, ma famille à cause de ma voix					
F12	On me comprend difficilement quand je parle dans un endroit calme					
P13	Ma voix semble grinçante et sèche					
P14	J'ai l'impression que je dois forcer pour produire la voix					
E15	Je trouve que les autres ne comprennent pas mon problème de voix					
F16	Mes difficultés de voix limitent ma vie personnelle et sociale					
P17	La clarté est imprévisible					
P18	J'essaie de changer ma voix pour qu'elle sonne différemment					
F19	Je me sens écarté(e) des conversations à causes de ma voix					
P20	Je fais beaucoup d'efforts pour parler					
P21	Ma voix est plus mauvaise le soir					
F22	Mes problèmes de voix entraînent des pertes de revenus					
E23	Mes problèmes de voix me contrarient					
E25	Je suis moins sociable à cause de mon problème de voix					
P26	Ma voix m'abandonne en cours de conversation					
E27	Je suis agacé(e) quand les gens me demandent de répéter					
E28	Je suis embarrassé(e) quand les gens me demandent de me répéter					
E29	A cause de ma voix je me sens incompetent(e)					
E30	Je suis honteux(se) de mon problème de voix					

Annexe 5. Echelle de Lickert d'auto-évaluation de la qualité de la voix.

Bonne											Très mauvaise
0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	

Annexe 6. Capture d'écran du tableau de données stabilométriques brutes fournies par le logiciel Multitest6® de la société FRAMIRAL®.

1	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	
version	Géométrie	OffsetCentre	PreSSION	OffsetPosition	Pied	date	num	origine	type	nom	commentaire	nom2	heure	durée	latence_min	freq	x	y	points
1522	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	0,1009	-18,5782	86,06	
1523	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	0,2086	-18,6139	85,99	
1524	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	-0,2383	-18,4322	85,92	
1525	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	-0,3015	-18,0649	85,97	
1526	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	-0,2459	-18,1384	86,00	
1527	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	-0,2485	-18,2492	85,96	
1528	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	-0,2299	-18,4832	85,90	
1529	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	-0,2092	-18,5447	86,01	
1530	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	-0,2950	-18,6383	85,99	
1531	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	-0,2315	-18,6956	85,89	
1532	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	-0,2436	-18,6299	85,87	
1533	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	-0,3154	-18,6299	85,85	
1534	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	-0,3147	-18,7036	85,79	
1535	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	-0,2524	-18,7005	85,88	
1536	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	-0,2970	-18,7836	85,96	
1537	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	-0,2853	-18,7852	86,03	
1538	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	-0,2356	-18,6345	86,04	
1539	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	-0,1513	-18,3320	86,09	
1540	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	-0,0598	-18,0868	86,00	
1541	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	0,0388	-17,8939	85,84	
1542	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	0,0648	-17,6468	85,77	
1543	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	0,1409	-17,4384	85,82	
1544	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	0,2388	-17,4348	85,88	
1545	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	0,3388	-17,6158	86,12	
1546	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	0,5109	-17,8874	86,30	
1547	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	0,5248	-18,1000	86,25	
1548	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	0,5548	-18,1908	86,06	
1549	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	0,6312	-18,3247	85,99	
1550	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	0,5609	-18,4053	85,93	
1551	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	0,4925	-18,3855	85,90	
1552	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	0,5111	-18,1996	85,99	
1553	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	0,4679	-18,2775	85,90	
1554	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	0,2882	-18,3830	85,73	
1555	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	0,3305	-18,4486	85,73	
1556	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	0,2474	-18,7924	85,87	
1557	1.0.0.4	1	0	0	2.02406E+11	1	Programme	Bilan	examen Classique		50	1230	30,00	15,00	50	0,1078	-19,1677	86,04	

Annexe 7. Valeurs issues de l'analyse stabilométrique pour le sujet MIFM avant et après traitement.

	Pré-traitement	Post-traitement
Vitesse de déplacement (mm/s)		
Repos	7,24	8,33
Lecture normale	10,39	10,31
Parole normale	13,39	12,61
Lecture projetée	16,46	12,92
Parole projetée	17,79	13,36
Surface de déplacement (cm²)		
Repos	1,01	1,51
Lecture normale	1,87	2,41
Parole normale	2,8	5,09
Lecture projetée	6,54	3,97
Parole projetée	4,64	8,61
Pourcentage de stabilité (%)		
Repos	94,21	93,37
Lecture normale	92,32	91,68
Parole normale	90,32	88,07
Lecture projetée	84,95	87,98
Parole projetée	88,13	83,89
Indice d'Instabilité posturale		
Repos	1	1,65
Lecture normale	1,66	1,67
Parole normale	2,06	2,30
Lecture projetée	2,81	2,56
Parole projetée	2,45	2,82

Annexe 8. Valeurs issues de l'analyse stabilométrique pour le sujet RESM avant et après traitement.

	Pré-traitement	Post-traitement
Vitesse de déplacement (mm/s)		
Repos	5,85	8,08
Lecture normale	8,72	7,57
Parole normale	9,11	8,80
Lecture projetée	11,24	14,37
Parole projetée	14,59	15,03
Surface de déplacement (cm²)		
Repos	0,75	1,52
Lecture normale	5,34	2,81
Parole normale	2,20	1,20
Lecture projetée	2,72	3,68
Parole projetée	4,66	3,37
Pourcentage de stabilité (%)		
Repos	94,45	93,03
Lecture normale	86,90	93,53
Parole normale	91,22	93,61
Lecture projetée	90,93	88,26
Parole projetée	87,91	90,34
Indice d'Instabilité posturale		
Repos	1,07	1,37
Lecture normale	2,51	1,54
Parole normale	1,71	1,31
Lecture projetée	1,81	2,35
Parole projetée	2,44	2,05

Annexe 9. Valeurs issues de l'analyse stabilométrique pour le sujet POAM avant et après traitement.

	Pré-traitement	Post-traitement
Vitesse de déplacement (mm/s)		
Repos	11,35	13,01
Lecture normale	14	13,08
Parole normale	23,30	14,98
Lecture projetée	20,53	15,33
Parole projetée	48,48	26,97
Surface de déplacement (cm²)		
Repos	1,17	1,59
Lecture normale	2,88	1,24
Parole normale	10,22	1,81
Lecture projetée	5,68	1,84
Parole projetée	22,53	6,58
Pourcentage de stabilité (%)		
Repos	93,37	93,26
Lecture normale	88,93	94,04
Parole normale	83,46	93,36
Lecture projetée	87,26	92,82
Parole projetée	74,99	85,08
Indice d'Instabilité posturale		
Repos	1,66	1,63
Lecture normale	2,17	1,51
Parole normale	3,01	1,09
Lecture projetée	2,75	1,85
Parole projetée	4,36	3,52

Annexe 10. Valeurs issues de l'analyse stabilométrique pour le sujet BEDF avant et après traitement.

	Pré-traitement	Post-traitement
Vitesse de déplacement (mm/s)		
Repos	8,73	8,45
Lecture normale	18,38	15,70
Parole normale	25,27	23,71
Lecture projetée	17,71	22,41
Parole projetée	23,56	22,61
Surface de déplacement (cm²)		
Repos	1,26	0,84
Lecture normale	5,51	2,42
Parole normale	20,44	4,76
Lecture projetée	5,28	7,23
Parole projetée	7,88	7,27
Pourcentage de stabilité (%)		
Repos	93,58	94,70
Lecture normale	86,86	91,51
Parole normale	73,80	87,73
Lecture projetée	86,56	85,70
Parole projetée	84,36	85,44
Indice d'Instabilité posturale		
Repos	1,5	1,23
Lecture normale	2,77	2,15
Parole normale	3,43	2,83
Lecture projetée	3,07	2,86
Parole projetée	3,26	2,97

Annexe 11. Valeurs issues de l'analyse stabilométrique pour le sujet CTJF avant et après traitement.

	Pré-traitement	Post-traitement
Vitesse de déplacement (mm/s)		
Repos	9,13	8,47
Lecture normale	12,12	10,50
Parole normale	10,09	10
Lecture projetée	19,92	17,81
Parole projetée	18,05	17,56
Surface de déplacement (cm²)		
Repos	0,81	1,22
Lecture normale	2,73	2,71
Parole normale	3,46	2,76
Lecture projetée	4,65	12,81
Parole projetée	12,20	6,54
Pourcentage de stabilité (%)		
Repos	94,65	93,66
Lecture normale	90,27	90,89
Parole normale	90	90,94
Lecture projetée	88,20	81,53
Parole projetée	82,02	86,62
Indice d'Instabilité posturale		
Repos	1,27	1,37
Lecture normale	2,28	1,88
Parole normale	1,83	1,78
Lecture projetée	2,35	2,73
Parole projetée	3	2,58

Annexe 12. Ecart entre la situation de repos et la lecture normale, pour la population de l'étude.

	Pré-traitement	Post-traitement
Vitesse		
CTJF	2,99	10,05
RESM	2,87	-0,51
BEDF	9,63	7,25
MIFM	3,15	1,98
POAM		
Surface		
CTJF	1,92	1,49
RESM	4,59	1,29
BEDF	4,25	3,92
MIFM	0,86	0,84
POAM		
Stabilité		
CTJF	-4.38	-2.77
RESM	-7.55	0.58
BEDF	-6.72	-3.19
MIFM	-1.89	-0.69
POAM		

Annexe 13. Ecart entre la situation de repos et la parole normale, pour la population de l'étude.

	Pré-traitement	Post-traitement
Vitesse		
CTJF	0,96	1,53
RESM	3,26	0
BEDF	16,54	15,26
MIFM	6,15	4,28
POAM		
Surface		
CTJF	2,65	1,54
RESM	1,45	-0,32
BEDF	19,18	3,22
MIFM	1,79	3,52
POAM		
Stabilité		
CTJF	-4,65	-2,72
RESM	-3,23	0,58
BEDF	-19,78	-6,97
MIFM	-3,89	-4,3
POAM		

Annexe 14. Ecart entre la situation de repos et la lecture projetée, pour la population de l'étude.

	Pré-traitement	Post-traitement
Vitesse		
CTJF	1,79	9,34
RESM	5,39	6,29
BEDF	8,98	13,96
MIFM	9,22	4,59
POAM	9,18	2,32
Surface		
CTJF	3,84	11,59
RESM	1,97	2,16
BEDF	4,02	6,39
MIFM	5,53	2,4
POAM	4,51	0,25
Stabilité		
CTJF	-6,45	-12,13
RESM	-3,52	-4,77
BEDF	-7,02	-9
MIFM	-9,26	-4,39
POAM	-6,11	-0,44

Annexe 15. Ecart entre la situation de repos et la parole projetée, pour la population de l'étude.

	Pré-traitement	Post-traitement
Vitesse		
CTJF	8,92	9,09
RESM	8,74	6,95
BEDF	14,83	14,16
MIFM	10,55	5,03
POAM	37,13	13,96
Surface		
CTJF	11,39	5,32
RESM	4,11	1,85
BEDF	6,62	6,43
MIFM	3,63	7,04
POAM	21,36	4,99
Stabilité		
CTJF	-12,45	-7,04
RESM	-6,54	-2,69
BEDF	-9,22	-9,26
MIFM	-6,08	-8,48
POAM	-18,38	-8,18

Résumé court

De nombreuses études ont exploré la relation entre la posture, l'effort musculaire et la production de la voix. L'objectif de cette étude est d'analyser les changements posturaux au repos et durant la phonation chez des sujets souffrant d'une paralysie laryngée unilatérale, avant et après correction du plan glottique, sous l'angle de l'analyse stabilométrique. Notre population était composée de 5 sujets. Chacun d'entre eux a bénéficié d'un bilan vocal multiparamétrique complété d'une évaluation stabilométrique statique au repos, en phonation normale puis en phonation projetée. Tous les sujets présentaient une amélioration de leur voix après médialisation. Concernant les paramètres stabilométriques, ce sont les tâches de phonation à hauteur et intensité confortables qui présentaient les meilleures améliorations. Les résultats de notre étude suggèrent : 1) que l'effort vocal compensatoire d'une paralysie laryngée affecte les capacités de contrôle de la posture ; 2) que la correction du plan glottique par médialisation améliore conjointement la voix et les stratégies posturales ; 3) que l'analyse spectrale par ondelettes est un outil pertinent pour rendre compte de l'effort vocal ; 4) que la stabilométrie statique est un outil pouvant servir à monitorer les changements posturaux lors de modifications des capacités phonatoires.

Mots-clés : effort vocal, posturographie, stabilométrie, paralysie laryngée, bilan vocal.