



**HAL**  
open science

# Interaction entre cordes vocales et bandes ventriculaires en phonation: exploration in-vivo, modélisation physique, validation in-vitro.

Lucie Bailly

► **To cite this version:**

Lucie Bailly. Interaction entre cordes vocales et bandes ventriculaires en phonation: exploration in-vivo, modélisation physique, validation in-vitro.. Acoustique [physics.class-ph]. Université du Maine, 2009. Français. NNT: . tel-00416587

**HAL Id: tel-00416587**

**<https://theses.hal.science/tel-00416587v1>**

Submitted on 14 Sep 2009

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

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

*Académie de Nantes*

ÉCOLE DOCTORALE DE L'UNIVERSITÉ DU MAINE  
LE MANS, FRANCE

THÈSE DE DOCTORAT  
*Spécialité : ACOUSTIQUE*

présentée par

**Lucie BAILLY**

pour obtenir le titre de Docteur d'Université

---

INTERACTION ENTRE CORDES VOCALES ET BANDES  
VENTRICULAIRES EN PHONATION :  
EXPLORATION *in-vivo*, MODÉLISATION PHYSIQUE, VALIDATION  
*in-vitro*.

---

Soutenue publiquement le 4 juin 2009

devant le jury composé de Mmes et MM :

<b>Murray CAMPBELL</b>	Prof., University of Edinburg, Edimbourg	Examineur
<b>Michèle CASTELLENGO</b>	DR, CNRS, Paris	Présidente
<b>Joël GILBERT</b>	DR, CNRS, Le Mans	Directeur de thèse
<b>Nathalie HENRICH</b>	CR, CNRS, Grenoble	Co-directrice de thèse
<b>Malte KOB</b>	Prof.-Ing., Hochschule für Musik, Detmold	Rapporteur
<b>Xavier PELORSON</b>	CR, CNRS, Grenoble	Co-directeur de thèse
<b>Michel ROGER</b>	Prof., ECL, Lyon	Rapporteur



*Académie de Nantes*

ÉCOLE DOCTORALE DE L'UNIVERSITÉ DU MAINE  
LE MANS, FRANCE

THÈSE DE DOCTORAT  
*Spécialité : ACOUSTIQUE*

présentée par

**Lucie BAILLY**

pour obtenir le titre de Docteur d'Université

---

INTERACTION ENTRE CORDES VOCALES ET BANDES  
VENTRICULAIRES EN PHONATION :  
EXPLORATION *in-vivo*, MODÉLISATION PHYSIQUE, VALIDATION  
*in-vitro*.

---

Soutenue publiquement le 4 juin 2009

devant le jury composé de Mmes et MM :

<b>Murray CAMPBELL</b>	Prof., University of Edinburg, Edimbourg	Examineur
<b>Michèle CASTELLENGO</b>	DR, CNRS, Paris	Présidente
<b>Joël GILBERT</b>	DR, CNRS, Le Mans	Directeur de thèse
<b>Nathalie HENRICH</b>	CR, CNRS, Grenoble	Co-directrice de thèse
<b>Malte KOB</b>	Prof.-Ing., Hochschule für Musik, Detmold	Rapporteur
<b>Xavier PELORSON</b>	CR, CNRS, Grenoble	Co-directeur de thèse
<b>Michel ROGER</b>	Prof., ECL, Lyon	Rapporteur



# Remerciements

Ce projet de recherche a vu le jour grâce au soutien de nombreuses personnes avec qui ce fut un plaisir de collaborer et qui, par la passion qui les anime dans leur travail, par leurs conseils, leurs initiatives, leur enthousiasme et leurs encouragements, ont su m'aider à mener à bien cette étude. Ces quelques lignes de formalité qui leur sont destinées ne seront probablement pas à la hauteur de la reconnaissance que je leur porte ; je tiens néanmoins à m'y essayer.

En premier lieu, je souhaite témoigner toute ma gratitude à mes directeurs de thèse, Nathalie Henrich, Xavier Pelorson et Joël Gilbert, pour m'avoir orientée sur un sujet aussi riche d'enseignements et de rencontres ; un sujet au carrefour de la physique, de la physiologie, de la phonétique et de la musique. Merci de m'avoir ouvert l'esprit sur autant d'horizons de recherche diversifiés, et de m'avoir transmis le goût de la pluri-disciplinarité, fondamentale dans l'exploration de la production de la parole, de la voix et du chant. Merci à Nathalie pour son écoute, son immense disponibilité, son énergie contagieuse, sa motivation sans bornes pour... à peu près tout, sa rigueur scientifique, sa simplicité dans l'échange, et pour son sourire radieux. Ca a été un véritable plaisir de travailler à tes côtés. Merci à Xavier pour son appui dans mon travail et dans mes projets professionnels, son esprit critique, sa créativité, ses conseils pertinents, toujours agrémentés d'une pointe d'humour caustique qui ont su, dans un plaisir non moindre, ravir mon amour du cynisme. Et merci à Joël pour toute la confiance qu'il m'a accordée pendant ces quatre années. J'ai beaucoup appris à votre contact à tous les trois et je garde un souvenir très agréable de votre soutien et de nos discussions qui n'ont cessé d'accompagner mes premiers pas en phonation.

Je suis aussi très reconnaissante envers Yves Aurégan, en tant que directeur du LAUM, pour avoir accepté ma candidature et avoir soutenu ce projet de thèse malgré le défi délicat d'une co-tutelle à distance. De même, je tiens à remercier Jean-Luc Schwarz pour m'avoir accueillie à bras ouverts au sein de l'ICP, puis Gérard Bailly, pour avoir repris le flambeau de cet accueil au sein du DPC de GIPSA-lab. A l'ICP puis à GIPSA-lab, mes remerciements s'adressent également à Pascal Perrier pour m'avoir reçue au sein de l'équipe AABC (Acoustique, Aéroacoustique, Biomécanique et Contrôle). Merci pour ton écoute, ta compréhension et ton soutien qui ont permis l'aboutissement de bien des missions. Merci également pour tes conseils avisés quant à la préparation d'un après-thèse parfois déroutant. Je remercie ces laboratoires et l'équipe AABC pour leur confiance et pour le financement des moyens mis à disposition pour mener à bien cette recherche.

Je tiens également à remercier chaleureusement les membres du jury, pour l'intérêt et le temps qu'ils ont consacré à la lecture et la critique des 300 pages de cette étude.. en français ! Merci à Malte Kob et Michel Roger, qui m'ont fait l'honneur de bien vouloir en être les rapporteurs, merci à Murray Campbell d'avoir examiné ce travail avec grand intérêt et merci à Michèle Castellengo d'avoir présidé le jury et de m'avoir soutenue sur la dernière ligne droite de la rédaction. Merci à tous d'avoir accepté cette responsabilité avec tant d'enthousiasme et de patience, et de m'avoir offert un regard extérieur et averti sur l'ensemble de ce travail.

Un grand merci également à tous les collaborateurs directs de l'étude pour avoir contribué à l'avancement de cette thèse, grâce au partage fructueux de leurs différents domaines d'expertise.

Je tiens à remercier plus particulièrement Michael Newton, sa patience, son humilité et son fort investissement dans nos échanges, ainsi que Murray Campbell et l'ensemble de l'équipe d'acoustique et de

dynamique des fluides de l'Université d'Edimbourg pour leur accueil chaleureux.

Je souhaite exprimer toute mon amitié à l'équipe du Professeur Markus Hess de la clinique universitaire de Hambourg. Je la remercie pour m'avoir si bien accueillie et m'avoir offert les meilleures conditions possibles pour mener à bien ces recherches. Une pensée bien spécifique pour Frank Müller et Anna-Katharina Licht, avec qui j'ai pu partager durant chacun de mes séjours à Hambourg une parenthèse d'émotions très heureuses.

Mes remerciements s'adressent aussi à Coralie Vincent, Lise Crevier-Buchman et Cédric Gendrot pour m'avoir ouvert les portes de l'unité voix du service ORL de l'Hôpital Européen Georges Pompidou et pour m'avoir offert un peu de leur temps et de leur savoir.

Merci également à tous les locuteurs et chanteurs sujets de l'étude pour avoir confié leur voix et leur talent aux micros et aux endoscopes, pour avoir supporté des enregistrements parfois peu agréables, et sans qui ce mémoire n'aurait pas grand sens ; un merci plus spécifique à Mal Webb, à sa curiosité, sa spontanéité et sa patience indétronable, et à Bernard Lortat-Jacob, dont les performances vocales ont motivé la mise en place de ce projet de recherche.

Merci à Denisse Sciamarella, Elisa Chisari et Guillermo Artana pour l'intérêt porté à ces travaux et leurs échanges scientifiques.

Je souhaite enfin remercier chaleureusement l'ensemble de mes collègues au sein de l'ICP et du DPC qui ont accepté de m'épauler dans cette étude, et de me prêter main forte à bien des reprises.

Je pense en particulier à Nicolas Ruty, à Julien Cisonni, à Claire Brutel et à Xavier Grandchamp avec qui ce fut si agréable de travailler. Merci infiniment à tous les quatre pour votre aide et votre soutien si précieux durant ces quatre années, merci pour vos conseils et votre présence sans faille dans les moments ...(*silence*)... critiques (je parle du nième bug Matlab, des caprices de Labview, des états d'âmes de la maquette et de ses fuites d'eaux rebelles, des pannes surprises du compresseur, du deuil du laser et du banc optique à la veille de Noël ...), merci pour votre patience à mon égard, et vos talents d'expérimentateurs confirmés qui m'ont été vraiment salvateurs plus d'une fois. Je garderai un souvenir très heureux de nos échanges durant mon passage à l'ICP-DPC, dans le (fou-)rire et la simplicité, dignes de l'idéal que je me fais d'un travail d'équipe riche et constructif. Une pensée toute particulière pour Claire, que je ne remercierai jamais assez pour ses attentions chocolatées ou musicales et ses encouragements au cours de ma rédaction. Merci encore pour t'être hasardée avec autant de ferveur dans le dédale de mes angoisses d'orientation cher Coach.

Je remercie également Olivier Estienne pour sa présence et ses retours lors de mes répétitions, et Annemie Van Hirtum pour nos échanges et sa contribution à l'élaboration de la modélisation théorique. Un grand merci aussi au travail des stagiaires de l'équipe AABC qui ont participé à l'avancée de l'étude *in-vitro*, en particulier Julien Mauprivez et Maggy Jumelin. Je tiens à remercier également Pierre Badin pour le temps qu'il a consacré à l'explication détaillée de ses programmes de traitement d'images et qui ont permis d'avancer d'un ordre de grandeur dans la quantification des enregistrements *in-vivo*.

J'adresse un grand merci à tous les membres des équipes techniques qui ont rendu les expérimentations possibles grâce à leur implication et la qualité de leur travail. Merci à Pierre Chardon à l'ENSERG, à Didier Blanc et Daniel Rey au LAG (actuel DA de GIPSA-lab), Jan Willems et Freek Van Uittert au TUE, et merci à l'ensemble de l'équipe « support » de l'IPC-DPC. J'ai une pensée toute particulière pour Nino Medves, Frédéric Elisei (et ses cannelés...), Christian Bulfone, et Laurent Strazzaboschi, quatre « supporteurs » que je rougis encore d'avoir autant sollicités, et dont je ne peux que m'incliner devant l'efficacité, la serviabilité et l'extrême sympathie. Merci pour tout.

Pour avoir facilité toutes les démarches administratives associées à ce travail, je tiens enfin à remercier chaleureusement Yvette Gaude, Nadine Bioud, Florence Sagnimorte et Pascale Pech. Merci Nadine pour ton aide précieuse durant les derniers mois de rédaction, houleux tant nerveusement qu'administrativement.

Plus largement, j'aimerais remercier très chaleureusement toutes les personnes que je n'aurais pas encore citées et qui ont marqué mes séjours au LAUM et au DPC par leur accueil, leur chaleur, leurs encouragements et parfois aussi leur amitié. Un grand merci bien spécifique à Amélie Rochet-Capellan et Marion Dohen, mes deux chères co-bureaux avec qui j'aurais partagé bien plus ces quatre années qu'une étagère au sol et un tableau vitré qui suit tous les déménagements, bien que crayonné de long en large au feutre indélébile. Merci aussi à Hélène Loevenbrück et Pauline Welby pour leur soutien et leurs gentilles

attentions. Un grand merci aussi à Matthieu Chabanas, avec qui je garderai la délicieuse nostalgie des repas à « la bonne heure », en trio avec Claire. Merci pour ta confiance, et ton partage. Merci à Lucile Rapin, Anahita Basirat, Antoine Picot, Julie Fontecave, Antoine Serrurier, Sandra Cornaz, Coriandre Vilain, Anne Vilain, Frédéric Berthommier, Christophe Savariaux, Denis Beautemps, Peter Murphy, Mohammad Nazari, et tous les compagnons de pause-café.

J'aimerais enfin adresser mes remerciements à tous mes proches pour m'avoir si bien entourée - et si bien supportée aussi - pendant les périodes les plus difficiles de cette aventure. J'ai bien peur que les mots ne me fassent défaut pour leur décrire en deux lignes le rôle qu'ils ont pu jouer pendant ma thèse, de près ou de loin, et le sens qu'ils ont donné à la rédaction de chacune de ces pages. Je tiens simplement à leur transmettre mes pensées les plus chaleureuses et leur dire que sans eux, je suis bien consciente que je n'aurais jamais connu le plaisir de pouvoir rédiger ces remerciements. Merci à toute ma famille, mes parents, mes soeurs, mes grands-parents, mes oncles et tantes qui n'ont cessé de m'encourager et m'entourer de leur présence et leur amour. Merci à mes amis, de Grenoble, de la rue des Arts, de l'île verte, de Fontaine, de Saint-Egrève, merci au prince du boulevard Gambetta, merci aux amis de St Didier des Vosges, du quai St-Laurent et des Abrets, merci à tous mes amis du Créarc, ceux du O'Callaghan et du Loco, merci à Duo d'anches, Torivaki et sa Balkan Party, aux rencontres du Café des Arts également. Merci à mes amis de Paris, aux anciens de l'Ensta, aux exilés qui n'ont cessé de me soutenir outre-Manche, merci au diaboliste de Belgique et au salseiro de Rosay. Merci aux anciens de l'Ircam et du Lam, avec une pensée particulière en direction de Lannion et de Toulouse. Un grand merci aux attentions fidèles de Boulogne. Merci aussi à la belle équipe de Creusois, aux Saint-Louisards, ex-Cachanaise et ex-Pantinoise, aux Clermontois, aux Francs-Comtois... Merci aux Vanvéens, de Michelet, St-Ex voire Max Fourestier ! Merci enfin au soutien généreux que j'ai pu recevoir de la Drôme et de la Haute-Savoie, dont je ne me lasse pas de découvrir les beautés ! ... loin des yeux, loin des yeux...

Un grand MERCI à toutes et à tous de m'avoir soutenue pendant ces quatre années et le jour du jugement dernier, qui restera une bien belle journée à mes yeux.. je sais combien c'est à vous aussi que je dois sa réussite. Au terme de cette aventure, je garde en souvenir une pensée toute particulière à celles et ceux qui ont fait de mon pot de thèse un très beau moment d'émotions et de musique. Merci pour tout Nath!



à Katharina,  
à son sourire,

et à Frank,



# Sommaire

INTRODUCTION	21
<b>I Première partie : Quels bagages ?</b>	<b>25</b>
<b>1 « Que sais-je ? »</b>	
<i>Les bandes ventriculaires</i>	<b>29</b>
1.1 L'appareil vocal humain . . . . .	29
1.1.1 Anatomie du larynx . . . . .	29
1.1.2 Physiologie de la voix . . . . .	34
1.2 Les bandes ventriculaires . . . . .	36
1.2.1 Propriétés géométriques . . . . .	36
1.2.2 Propriétés histologiques . . . . .	41
1.2.3 Propriétés biomécaniques . . . . .	43
1.2.4 Participation à la production vocale . . . . .	45
1.3 Hypothèses d'interactions entre cordes vocales et bandes ventriculaires . . . . .	52
1.3.1 Conduction mécanique . . . . .	52
1.3.2 Couplage acoustique . . . . .	52
1.3.3 Interaction aérodynamique . . . . .	55
1.4 En résumé . . . . .	56
<b>2 Comment observer leur implication en phonation ?</b>	
<i>Exploration in-vivo</i>	<b>59</b>
2.1 Méthodes d'exploration de la phonation humaine . . . . .	59
2.1.1 Méthodes directes d'exploration <i>in-vivo</i> . . . . .	59
2.1.2 Méthodes indirectes d'exploration <i>in-vivo</i> . . . . .	62
2.1.3 Détails des observations déduites sur le comportement des bandes ventriculaires . . . . .	63

2.2	Description de l'exploration <i>in-vivo</i> . . . . .	69
2.2.1	Sujets et tâches . . . . .	69
2.2.2	Procédure expérimentale . . . . .	70
2.3	Traitement des données . . . . .	73
2.3.1	Analyse des signaux audio . . . . .	73
2.3.2	Analyse des signaux EGG et DEGG . . . . .	73
2.3.3	Analyse des signaux vidéo . . . . .	74
2.4	En résumé . . . . .	82
<b>3</b>	<b>Interaction entre cordes vocales et bandes ventriculaires : un phénomène physique sous-jacent ?</b>	
	<i>Modélisation théorique</i> . . . . .	<b>85</b>
3.1	Etat de l'art . . . . .	85
3.1.1	Considérations théoriques sur l'influence aérodynamique des bandes ventriculaires . . . . .	85
3.1.2	Modèles physiques de phonation intégrant les bandes ventriculaires . . . . .	88
3.2	Modèle aérodynamique de l'interaction entre cordes vocales et bandes ventriculaires . . . . .	91
3.2.1	Hypothèses . . . . .	91
3.2.2	Modèle de séparation d'écoulement : $A_{s1}$ , $A_{s3}$ . . . . .	96
3.2.3	Modèle de développement géométrique de jet : $A_2$ . . . . .	97
3.2.4	Modèle aérodynamique : $\Delta P_{tot}$ . . . . .	100
3.3	Modèle des auto-oscillations glottiques en interaction avec les bandes ventriculaires . . . . .	107
3.3.1	Modèle M2M des cordes vocales avec recouvrement de pression . . . . .	108
3.3.2	Modèle dynamique M2×2M du larynx avec recouvrement de pression . . . . .	111
3.4	En résumé . . . . .	111
<b>4</b>	<b>Comment tester la pertinence du modèle théorique ?</b>	
	<i>Validation in-vitro</i> . . . . .	<b>113</b>
4.1	Etat de l'art . . . . .	113
4.1.1	Mesures <i>in-vitro</i> sur des larynx excisés . . . . .	114
4.1.2	Mesures <i>in-vitro</i> sur des maquettes de l'appareil phonatoire . . . . .	115
4.2	Description de l'exploration <i>in-vitro</i> . . . . .	119
4.2.1	Maquettes du larynx . . . . .	119
4.2.2	Protocole expérimental . . . . .	126
4.3	Traitement des données . . . . .	134

4.3.1	Extraction de paramètres liés au comportement de la maquette déformable . . . . .	135
4.3.2	Analyse des données PIV . . . . .	135
4.4	En résumé . . . . .	138
<b>II</b>	<b>Deuxième partie : Pour quelle destination ?</b>	<b>139</b>
<b>5</b>	<b>Bandes ventriculaires très écartées ...</b>	<b>143</b>
5.1	Corrélat physiologiques de la production de voisement usuel . . . . .	143
5.1.1	Description du comportement des bandes ventriculaires . . . . .	145
5.1.2	Description du comportement des cordes vocales . . . . .	150
5.2	Caractérisation physique de la production de voisement usuel . . . . .	152
5.2.1	Conditions d'auto-oscillation glottique . . . . .	153
5.2.2	Comportement de l'écoulement translaryngé . . . . .	158
5.3	En résumé . . . . .	168
<b>6</b>	<b>... rapprochées... accolées ...</b>	<b>171</b>
6.1	Occurrences <i>in-vivo</i> d'un rapprochement et d'un contact ventriculaire . . . . .	171
6.1.1	Rapprochement ventriculaire . . . . .	171
6.1.2	Contact ventriculaire . . . . .	177
6.2	Impact d'une constriction ventriculaire sur l'écoulement d'air translaryngé . . . . .	180
6.2.1	Variations de la structure du jet glottique . . . . .	180
6.2.2	Variations de la structure du jet ventriculaire . . . . .	192
6.2.3	Altération des grandeurs cinématiques de l'écoulement . . . . .	195
6.2.4	Altération de la chute de pression aux cordes vocales . . . . .	197
6.2.5	Chute de pression aux bandes ventriculaires . . . . .	200
6.3	Impact d'une constriction ventriculaire sur la vibration glottique . . . . .	204
6.3.1	Pressions de seuils d'oscillation . . . . .	205
6.3.2	Fréquence fondamentale de vibration . . . . .	207
6.4	En résumé . . . . .	211
<b>7</b>	<b>... et en vibration</b>	<b>215</b>
7.1	Occurrences dans le geste phonatoire humain d'une vibration ventriculaire . . . . .	215
7.1.1	Vibration ventriculaire aperiodique . . . . .	216

7.1.2	Vibration ventriculaire périodique . . . . .	222
7.2	Le doublement de période (DDP) . . . . .	228
7.2.1	Corrélat physiologiques de la phonation DDP . . . . .	229
7.2.2	Altération de la vibration glottique . . . . .	238
7.2.3	Discussion autour des origines de l'oscillation ventriculaire . . . . .	248
7.3	En résumé . . . . .	252
<b>CONCLUSIONS</b>		<b>255</b>
<b>BIBLIOGRAPHIE</b>		<b>262</b>
<b>A Base de données constituée</b>		<b>275</b>
A.1	Base de données <i>in-vivo</i> . . . . .	275
A.2	Sélection de données <i>in-vivo</i> et <i>in-vitro</i> disponibles en ligne . . . . .	279
<b>B Répétabilité des mesures</b>		<b>281</b>
B.1	Caractérisation <i>in-vitro</i> de l'effet Coanda sur les dispositifs rigides statiques . . . . .	281
B.1.1	Mesures réalisées à $h_{bv}$ imposé et $P_0$ varié paramétriquement . . . . .	281
B.1.2	Mesures réalisées à $P_0$ imposé et $h_{bv}$ varié paramétriquement . . . . .	283
B.2	Comparaison des méthodes de détection de l'aire $\tilde{A}_{bv}$ . . . . .	285
<b>C Effet d'une constriction plus loin dans le conduit vocal</b>		<b>287</b>

# Abréviations

**CV** : cordes vocales

**BV** : bandes ventriculaires

**DDP** : doublement de période

## Signaux *in-vivo*

**EGG** : signal électroglottographique ( $\Omega$ )

**DEGG** : dérivée du signal électroglottographique ( $\Omega.s^{-1}$ )

**ODG** : onde de débit glottique ( $l.s^{-1}$ )

## Modèles théoriques

**M2M** : Modèle à deux masses

**M2×2M** : Modèle à deux fois deux masses

## Techniques expérimentales

**PIV** : *particle image velocimetry* (vélocimétrie par image de particules)

**EMG** : électromyographie laryngée

## Mécanismes laryngés

**M0** : mécanisme laryngé 0

**M1** : mécanisme laryngé 1

**M2** : mécanisme laryngé 2

**M3** : mécanisme laryngé 3

## Représentations phonétiques des voyelles

[a] : comme dans théâtre

[e] : comme dans tragédie

[ $\varepsilon$ ] : comme dans scène

[ $ae$ ] : comme dans apple (anglais)

[ $i$ ] : comme dans comédie

[ $\emptyset$ ] : comme dans peu

[ $u$ ] : comme dans amour

[ $b$ ] : comme dans balkan

[ $m$ ] : comme dans magie

### Paramètres de source glottique

$t_0$  : période fondamentale de la vibration glottique ( $s$ )

$f_0$  : fréquence fondamentale de la vibration glottique ( $Hz$ )

$t_{op}$  : temps d'ouverture glottique ( $s$ )

$O_q$  : quotient ouvert

**GOI** : instant d'ouverture glottique (Glottal Opening Instant)

**GCI** : instant de fermeture glottique (Glottal Closing Instant)

### Paramètres acoustiques

$t_{0acous}$  : période fondamentale du signal acoustique ( $s$ )

$f_{0acous}$  : fréquence fondamentale du signal acoustique ( $Hz$ )

$SPL$  : intensité acoustique (Sound Pressure Level) ( $dB$ )

$F_i$  : fréquence du  $i^{eme}$  formant ( $Hz$ )

$H_i$  : fréquence du  $i^{eme}$  harmonique :  $H_i = i \cdot f_{0acous}$  ( $Hz$ )

### Paramètres mécaniques

$m_{cv}$  : masse d'une masse du M2M des cordes vocales ( $kg$ )

$m_{eff}$  : masse effective d'une corde vocale ( $2 \cdot m_{cv}$ ) ( $kg$ )

$m_{bv}$  : masse d'une masse du M2M des bandes ventriculaires ( $kg$ )

$k_{cv}$  : constante de raideur du M2M des cordes vocales ( $N \cdot m^{-1}$ )

$k_{bv}$  : constante de raideur du M2M des bandes ventriculaires ( $N \cdot m^{-1}$ )

$k_{c_{cv}}$  : constante de raideur de couplage du M2M des cordes vocales ( $N \cdot m^{-1}$ )

$k_{c_{bv}}$  : constante de raideur de couplage du M2M des bandes ventriculaires ( $N \cdot m^{-1}$ )

$r_{cv}$  : constante d'amortissement du M2M des cordes vocales ( $N \cdot s \cdot m^{-1}$ )

$r_{bv}$  : constante d'amortissement du M2M des bandes ventriculaires ( $N \cdot s \cdot m^{-1}$ )

$\omega_0$  : pulsation de résonance mécanique ( $rad \cdot s^{-1}$ )

$Q_0$  : facteur de qualité d'une résonance mécanique

### Paramètres géométriques

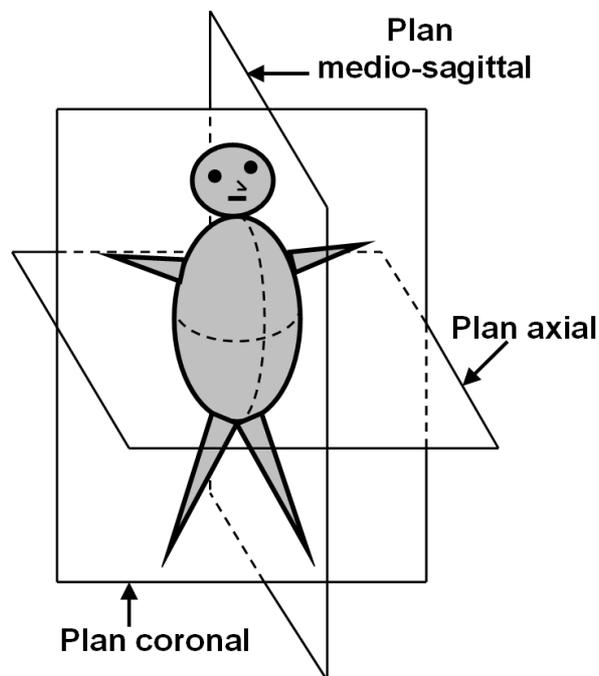


FIG. 1 – Définition des différents plans de coupe en anatomie humaine. D'après Cisonni <sup>[37]</sup>, 2008.

$x$  : direction de l'écoulement translaryngé, de la trachée vers le conduit vocal (« axiale »)

$y$  : direction perpendiculaire à l'écoulement dans le plan axial (« transversale »)

$z$  : direction perpendiculaire à l'écoulement dans le plan médio-sagittal (« latérale »)

### Trachée

$h_0$  : diamètre de la trachée suivant  $y$  ( $m$ )

$L_{trachee}$  : longueur de la trachée suivant  $x$ , mesurée du début du résonateur en amont des cordes vocales au centre de la glotte ( $m$ )

### Cordes vocales

$d_{cv}$  : diamètre des cordes vocales suivant  $x$  ( $m$ )

$h_{cv}$  : ouverture des cordes vocales suivant  $y$  ( $m$ )

$h_{cv_{max}}$  : ouverture maximale des cordes vocales suivant  $y$  ( $m$ )

$W_{cv}$  : épaisseur des cordes vocales suivant  $z$  ( $m$ )

**Ventricule de Morgagni**

$h_{ventricule}$  : hauteur du ventricule suivant  $y$  ( $m$ )

$L_{ventricule}$  : longueur du ventricule suivant  $x$ , mesurée de l'extrémité finale du canal glottique au centre des bandes ventriculaires ( $m$ )

$A_{ventricule}$  : section d'aire du ventricule dans le plan  $(y, z)$  ( $m^2$ )

**Bandes ventriculaires**

$d_{bv}$  : diamètre des bandes ventriculaires suivant  $x$  ( $m$ )

$h_{bv}$  : ouverture des bandes ventriculaires suivant  $y$  ( $m$ )

$W_{bv}$  : épaisseur des bandes ventriculaires suivant  $z$  ( $m$ )

**Paramètres aérodynamiques**

$\vec{u}(x, y, z, t)$  : vitesse instantanée de l'écoulement en un point de coordonnées  $(x, y, z)$  à l'instant  $t$  ( $m \cdot s^{-1}$ )

$\vec{U}(x, y, z)$  : vitesse moyenne (*i.e.*  $\vec{u}(x, y, z)$ ) en un point de coordonnées  $(x, y, z)$  ( $m \cdot s^{-1}$ )

$\vec{u}'(x, y, z, t)$  : fluctuation turbulente du champ de vitesse ( $m \cdot s^{-1}$ ) (décomposition de Reynolds)

$\sqrt{u'^2}/\bar{u}$  : taux de turbulence

$p(x, y, z, t)$  : pression instantanée de l'écoulement en un point de coordonnées  $(x, y, z)$  à l'instant  $t$  ( $Pa$ )

$h_i$  : largeur du canal d'écoulement suivant  $y$  au point d'abscisse  $x_i$  ( $m$ )

$h_3^0$  : estimation théorique de la hauteur du canal d'écoulement suivant  $y$  au col des bandes ventriculaires dans la configuration de référence sans bandes ventriculaires en aval de la glotte ( $m$ )

$h_{si}$  : hauteur du canal d'écoulement à la séparation glottique ( $i = 1$ ) et ventriculaire ( $i = 3$ ) suivant  $y$  ( $m$ )

$\delta$  : épaisseur du jet glottique dans le ventricule suivant  $y$  ( $m$ )

$A_i$  : section d'aire du canal d'écoulement dans le plan  $(x_i, y, z)$  ( $m^2$ )

$A_{si}$  : section d'aire du canal d'écoulement à la séparation glottique dans le plan  $(x_{s1}, y, z)$  et ventriculaire dans le plan  $(x_{s3}, y, z)$  ( $m^2$ )

$P_i$  : pression totale de l'écoulement au point d'abscisse  $x_i$  ( $Pa$ )

$P_{si}$  : pression totale de l'écoulement à la séparation glottique ( $i = 1$ ) et ventriculaire ( $i = 3$ ) ( $Pa$ )

$R$  : résistance de l'écoulement translaryngé

$\Phi$  : débit volumique translaryngé ( $m^3 \cdot s^{-1}$ )

$P_0$  : pression sous-glottique en  $x_0$  ( $Pa$ )

$P_1$  : pression au col de la glotte en  $x_1$  ( $Pa$ )

$P_{s1}$  : pression à la séparation glottique en  $x_{s1}$  ( $Pa$ )

$P_2$  : pression dans le ventricule en  $x_2$  ( $Pa$ )

$P_3$  : pression au col des bandes ventriculaires en  $(x_3, h_3/2)$  (Pa)

$P'_3$  : pression au col des bandes ventriculaires en  $(x_3, -h_3/2)$ (Pa)

$P_{s3}$  : pression à la séparation ventriculaire en  $x_{s3}$  (Pa)

$\Delta P_{cv}$  : chute de pression transglottique (Pa)

$\Delta P_{jet}$  : chute de pression dans le ventricule (Pa)

$\Delta P_{bv}$  : chute de pression à travers les bandes ventriculaires (Pa)

$\Delta P_{tot}$  : chute de pression translaryngée (Pa)

$\rho$  : masse volumique de l'air ( $kg.m^{-3}$ )

$\mu$  : viscosité dynamique de l'air ( $kg.m^{-1}.s^{-1}$ )

$\nu$  : viscosité cinématique de l'air ( $m^2.s^{-1}$ )

### Opérateurs

– : moyenne temporelle (décomposition de Reynolds)

$\otimes$  : produit tensoriel

$\vec{\nabla}$  : opérateur nabla

$\wedge$  : produit vectoriel

$max_x(X)$  : maximum de  $X(x)$  par rapport à  $x$

$min_x(X)$  : minimum de  $X(x)$  par rapport à  $x$

$moy_x(X)$  : moyenne de  $X(x)$  par rapport à  $x$

### Notation musicale

la3 (notation française) = A4 (notation anglo-saxonne) correspond à  $f_0 = 440Hz$

### Abréviations générales de l'étude

Pour toute variable  $X$ ,  $X_n$  désigne la grandeur normalisée associée, de sorte que :  
 $X_n = X/max_t(X)$ , où  $t$  représente le temps (en secondes).

Chaque grandeur  $X$  introduite dans l'étude théorique et expérimentale *in-vitro* fait référence à une grandeur réelle mesurable sur l'humain, notée  $\tilde{X}$ .

### Conversions

#### Unités de Pression

1  $cmH_2O$  = 98.1 Pa

1  $dyn/cm^2$  = 0.1 Pa



# Notes liminaires

Les descriptions théoriques et maquettes *in-vitro* abordées dans cette étude ne sont pas considérées comme représentatives de la réalité physiologique. Néanmoins, pour une plus grande clarté et dans le souci d'une cohérence entre les différents outils d'investigation de nos recherches (*in-vivo*, théoriques et *in-vitro*), nous préservons au cours de ce manuscrit une terminologie commune à tous. En particulier, nous appelons cordes vocales (respectivement bandes ventriculaires, ventricule laryngé) toute représentation théorique ou maquette *in-vitro* assimilée aux cordes vocales (respectivement aux bandes ventriculaires, ventricule laryngé).



# Introduction

Bandes ventriculaires (Josephson & al. <sup>[96]</sup>, 1933) ? Plis ventriculaires (Zemlin <sup>[220]</sup>, 1981) ? Plis vestibulaires (Reidenbach <sup>[153]</sup>, 1998, Guida & al. <sup>[69]</sup>, 2007) ? « Fausses » cordes vocales (Agarwal & al. <sup>[3]</sup>, 2003, Kutta & al. <sup>[111]</sup>, 2004) ? Une chose est claire, la confusion règne autour de ces deux petites structures laryngées situées au-dessus des cordes vocales. Une confusion de tout ordre. Sur leur nom. Leur nature. Leur fonction. Si les ouvrages d’anatomie ne parviennent à s’accorder sur une terminologie unanime, les doutes et les interprétations ne manquent pas non plus au sujet de leur implication dans la production vocale humaine.

Les bandes ventriculaires n’interviennent pas *a priori* dans les processus physiologiques sous-jacents à la production de la parole « usuelle » (*i.e.* sans qualité vocale particulière), tels que l’auto-oscillation des cordes vocales et la modulation du son laryngé (Husson <sup>[92]</sup>, 1962, Sakakibara & al. <sup>[170]</sup>, 2004, Esling & al. <sup>[51]</sup>, 2007).

Cependant, leur rapprochement est communément observé en phonation pathologique, chez des personnes souffrant d’un dysfonctionnement vocal (Nasri & al. <sup>[137]</sup>, 1996, Pinho & al. <sup>[152]</sup>, 1999, Tsai & al. <sup>[204]</sup>, 2007). C’est le cas par exemple des patients atteints de dysphonie ventriculaire, où une hypertrophie inflammatoire des bandes ventriculaires vient pallier une anomalie morphologique des cordes vocales ou un trouble de leur mobilité liée à une paralysie ou un blocage. Une adduction des bandes ventriculaires peut également être observée au cours du sanglot, du soupir, de la toux (Pepinsky <sup>[150]</sup>, 1942), du chuchotement (Zeroual & al. <sup>[221]</sup>, 2005, Rubin & al. <sup>[161]</sup>, 2006, Crevier-Buchman & al. <sup>[41]</sup>, 2008), ou lors de la réalisation du « coup de glotte », trait phonologique retrouvé dans un grand nombre de langues asiatiques, sémitiques et polynésiennes (Esling & al. <sup>[50]</sup>, 2005, Esling & al. <sup>[51]</sup>, 2007).

Bien que leurs propriétés physiques (grande viscosité et faible raideur) soient différentes de celles généralement observées pour des oscillateurs biomécaniques tels que les cordes vocales, le vélum, la langue ou les lèvres par exemple (Haji & al. <sup>[75]</sup>, 1992, Agarwal & al. <sup>[3]</sup>, 2003, Agarwal <sup>[2]</sup>, 2004), les bandes ventriculaires peuvent s’accoler et/ou vibrer, de façon symptomatique dans des contextes pathologiques (Nasri & al. <sup>[137]</sup>, 1996), mais également dans la recherche volontaire d’une rugosité dans le timbre de voix (Granqvist & Lindestad <sup>[68]</sup>, 2001, Lindestad & al. <sup>[116]</sup>, 2004). La vibration des bandes ventriculaires est utilisée comme technique phonatoire à des fins artistiques durant certaines productions de chant diphonique retrouvées dans les cultures vocales centrasiatiques (*Kargyraa* des Touvas, prières tibétaines *Dbyang* et chants *Dzo-ke*) (Fuks & al. <sup>[59]</sup>, 1998, Lindestad & al. <sup>[118]</sup>, 2001, Sakakibara & al. <sup>[167]</sup>, 2001, Sakakibara & al. <sup>[170]</sup>, 2004), dans les polyphonies traditionnelles méditerranéennes (chant sarde *A Tenore*) (Lortat-Jacob <sup>[120]</sup>, 1998, Henrich & al. <sup>[79]</sup>, 2006), et dans des styles non-classiques (rock, métal) (Zanger Borch & al. <sup>[219]</sup>, 2004, Chevaillier & al. <sup>[33]</sup>, 2008).

## Une problématique pluri-disciplinaire

L’origine de l’implication des bandes ventriculaires dans le geste phonatoire, et les effets induits sur le son laryngé sont encore mal compris. Les bandes ventriculaires ont-elles un rôle effectif dans le geste phonatoire humain ? Un rôle systématique ? Comment ce rôle se manifeste-t-il ? Pourquoi les surnomme-t-

on « fausses » cordes vocales ? Sur quel plan se joue la différence avec les cordes vocales ? Une distinction d'ordre histologique ? géométrique ? fonctionnel ? Nous faisons face à une profusion d'interrogations à l'image de la confusion terminologique qu'elles soulèvent. Cette étude se propose de clarifier la confusion sur le rôle joué par les bandes ventriculaires dans la phonation humaine. Ce travail vise à terme une avancée dans la compréhension de leur implication en parole et en chant :

*Les bandes ventriculaires jouent-elles un rôle dans la production vocale ?*

Nous nous affranchissons dans ce travail des hypothèses en faveur d'un contrôle moteur des articulateurs au cours de la production vocale. Nous n'écartons pas pour autant la possibilité d'une activité musculaire commandée par le système nerveux central à l'origine des mouvements ventriculaires. Néanmoins, des examens cliniques du larynx soutiennent l'hypothèse d'une forte interaction physique entre les bandes ventriculaires et les cordes vocales (Fuks & al. <sup>[59]</sup>, 1998, Lindestad & al. <sup>[118]</sup>, 2001, Sakakibara & al. <sup>[167]</sup>, 2001, Sakakibara & al. <sup>[170]</sup>, 2004). Quelques études ont exploré différentes hypothèses sur l'éventuel impact acoustique, mécanique et/ou aérodynamique sous-jacents à cette interaction mais le débat reste ouvert. Notre étude se focalise sur les processus physiques potentiellement impliqués dans la dynamique des bandes ventriculaires et sur leurs corrélats physiologiques. Dès lors, deux axes principaux de recherche motivent notre étude :

- le premier axe est ciblé sur l'**origine** physique du mouvement ventriculaire :

*Comment expliquer la participation (rapprochement, contact et vibration) des bandes ventriculaires en phonation ?*

*En particulier, peut-on envisager une auto-oscillation des bandes ventriculaires entretenue par un processus physique, à l'image de la vibration glottique ?*

- le second axe est porté sur les **conséquences** de ce comportement, dans l'idée d'apporter des éléments de réponse au premier axe :

*Quelle perturbation physique les bandes ventriculaires peuvent-elles induire sur la distribution de pression dans le larynx et l'oscillation des cordes vocales ?*

### Quels enjeux à l'horizon de nos recherches ?

Le résultat attendu d'une telle étude est de participer à une meilleure compréhension fondamentale et une meilleure modélisation de la source laryngée en parole et en chant.

Cette compréhension est nécessaire dans l'optique d'un travail applicatif d'analyse et de synthèse vocale, mais également pour une intervention plus efficace dans les pathologies du larynx. Comprendre les effets de la dysphonie sur la production de parole d'un point de vue acoustique par exemple s'avère enrichissant pour l'aide au diagnostic des cliniciens, la réparation et la rééducation, mais également à des fins d'enseignement des troubles du larynx destinés aux orthophonistes et autres professionnels de la voix.

Cette recherche concerne la contribution des bandes ventriculaires au geste phonatoire, à savoir le rôle joué par une constriction en aval de la glotte à une distance des cordes vocales n'excédant pas le centimètre. Les outils développés à cette fin, qui intègrent cette distance comme paramètre de contrôle, seront donc également d'un grand intérêt pour l'étude étendue d'une constriction dans le conduit vocal à 10 cm ou 17 cm de la source glottique. Ils pourront ainsi être réusités pour d'autres axes de recherche en parole, en particulier pour l'analyse de la réalisation des consonnes plosives par exemple, comme celle du son [p] nécessitant une occlusion du conduit vocal au niveau des lèvres.

Par analogie géométrique entre les systèmes cordes vocales-bandes ventriculaires et lèvres vibrantes-embouchure de cuivre (Newton <sup>[140]</sup>, 2009), cette recherche peut également faire avancer d'un ordre de

grandeur une problématique posée en acoustique musicale sur l'impact physique du grain de l'embouchure sur la vibration des lèvres et le son de l'instrumentiste pendant le jeu.

### Trois approches complémentaires

Ce document présente un travail de trois années et demi réalisé au sein de l'équipe acoustique du Département Parole et Cognition du laboratoire GIPSA-lab (UMR CNRS 5216, INPG, UJF, Université Stendhal) à Grenoble, sous la responsabilité scientifique de Nathalie Henrich et de Xavier Pelorson, avec le soutien de Joël Gilbert (Laboratoire d'Acoustique de l'Université du Maine, UMR CNRS 6613, Le Mans). Il s'inscrit pour partie dans le prolongement des travaux de Nathalie Henrich (Henrich <sup>[76]</sup>, 2001, Henrich & al. <sup>[78]</sup>, 2004), et pour partie dans la continuité des travaux de Xavier Pelorson (Pelorson & al. <sup>[147]</sup>, 1994, <sup>[148]</sup>,<sup>[149]</sup> 1995), Coriandre Vilain (Vilain <sup>[210]</sup>, 2002, Vilain & al. <sup>[212]</sup>, 2003, <sup>[211]</sup>, 2004), Annemie Van Hirtum (Van Hirtum & al. <sup>[209]</sup>, 2004, <sup>[208]</sup>, 2007) et Nicolas Ruty (Ruty & al. <sup>[164]</sup>, 2007, Ruty <sup>[162]</sup>, 2007).

Ce projet est situé au carrefour de la physique, de la physiologie et de la phonétique. Il nécessite à ce titre un investissement dans plusieurs axes complémentaires décrits schématiquement sur la figure 2. Au cours de ce travail, nous proposons de modéliser l'éventuel impact acoustique et aérodynamique généré par les bandes ventriculaires sur la vibration glottique et de le caractériser par une exploration conjointe sur l'humain (*in-vivo*) et sur maquette (*in-vitro*).

Ce travail interdisciplinaire a bénéficié d'échanges et collaborations extérieurs avec Michael Newton et Murray Campbell du groupe *Acoustics and Fluid Dynamics, School of Physics, University of Edinburgh* à Edimbourg (Newton <sup>[140]</sup>, 2009), Denisse Sciamarella du *Laboratoire de Dynamique des Fluides (LFD)* de l'*Université de Buenos Aires* et du *Laboratoire d'Informatique pour la Mécanique et les Sciences de l'Ingénieur (LIMSI, Paris)*, l'équipe du Pr. Markus Hess, Oto-Rhino-Laryngologiste (ORL) phoniatre à l'*Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf* à Hambourg et l'équipe du Dr. Lise Crevier-Buchman, ORL phoniatre à l'*Hôpital Européen Georges Pompidou* à Paris.

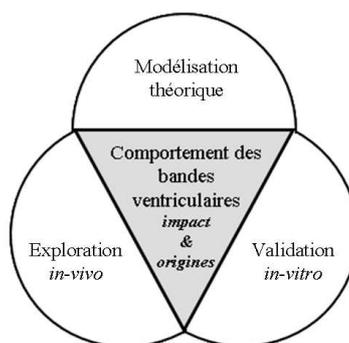


FIG. 2 – Représentation schématique de la problématique de ce travail de thèse (au centre) et des différentes approches abordées pour l'appréhender.

#### *Première approche : Exploration in-vivo*

Dans un premier temps, nous proposons d'observer le comportement des bandes ventriculaires directement sur l'humain, au cours de diverses réalisations parlées et chantées. Dans quels types de productions parlées et chantées les bandes ventriculaires participent-elles au geste phonatoire ? De quelle façon interviennent-elles ? Comment caractériser leur mouvement relativement au mouvement des cordes vocales ? Les comportements glottique et ventriculaire sont-ils corrélés ?

Autant de questions auxquelles cette première approche tentera de répondre, en collaboration avec

les équipes médicales de l'*Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf* et de l'*Hôpital Européen Georges Pompidou*.

*Seconde approche : Modélisation théorique*

Nous proposons dans un second temps d'appréhender les propriétés de ces comportements ventriculaires observées du point de vue de la physique. En quoi une constriction placée en aval de la glotte affecte-elle la distribution de pression dans le larynx ? Quelles pressions mesure-t-on au col de la constriction ventriculaire ? Observe-t-on un effet « Bernoulli » à l'image de celui observé dans le canal glottique ? Comment le degré d'accolement de la constriction ventriculaire affecte-t-il le débit d'air dans le larynx et la chute de pression à travers les cordes vocales ? Cette approche se propose de modéliser la dynamique de l'écoulement d'air translaryngé et les phénomènes d'interaction aérodynamique engendrés par la constriction sur le jet se développant en aval des cordes vocales. Elle se propose également de simuler la vibration des cordes vocales et d'étudier l'influence de la géométrie et de la dynamique des bandes ventriculaire sur les caractéristiques de l'oscillation glottique (en termes de fréquence, pressions de seuils, amplitude de vibration).

*Troisième approche : Validation expérimentale in-vitro*

La pertinence des modèles physiques de phonation proposés dans le travail théorique de cette thèse est vérifiée sur des maquettes simplifiées du larynx humain. Les prédictions théoriques s'accordent-elles avec les mesures aérodynamiques réalisées sur ces maquettes ? Cette partie du travail bénéficie en particulier de collaborations menées avec le groupe *Acoustics and Fluid Dynamics, School of Physics, University of Edinburgh*, le LFD et le LIMSI.

## **Articulation du mémoire**

Le mémoire est divisé en deux parties, dans lesquelles les différentes approches s'entrecroisent et se complètent :

- la première partie détaille le bagage technique utilisé pour répondre à la problématique de l'étude. Elle regroupe une étude bibliographique sur les bandes ventriculaires (chapitre 1), la description de l'exploration *in-vivo* et le détail du traitement des données (chapitre 2), la modélisation théorique proposée pour caractériser l'impact aérodynamique de la présence des bandes ventriculaires dans le larynx sur la distribution de pression et les vibrations glottiques (chapitre 3), et la description du montage *in-vitro* et du protocole utilisés à des fins de validation expérimentale de la modélisation théorique (chapitre 4).
- la seconde partie expose les résultats obtenus par ces différentes approches. Les résultats sont présentés par le degré d'implication des bandes ventriculaires dans le geste phonatoire, selon une classification découlant de la visualisation *in-vivo* des vibrations laryngées dans différents contextes phonatoires. Les propriétés physiques et corrélats physiologiques des gestes de parole usuelle, avec des bandes ventriculaires écartées, sont détaillés au chapitre 5 comme configuration de référence. Les réalisations s'accompagnant d'un rapprochement des bandes ventriculaires et le cas échéant d'un contact ventriculaire sont étudiées au chapitre 6 suivant les différentes approches du projet. Les productions montrant une co-vibration des cordes vocales et des bandes ventriculaires sont traitées dans le chapitre 7. Une réalisation acoustique particulière y est étudiée en détail : le doublement de période (DDP).

Première partie

Quels bagages ?



## SOMMAIRE DE LA PARTIE

Cette partie s'attache à la description des différents outils élaborés ou mis à disposition par les collaborateurs associés à cette recherche<sup>1</sup> pour permettre l'exploration et l'analyse de la contribution des bandes ventriculaires en phonation. Cette partie se divise en quatre chapitres :

- le chapitre 1 est consacré à l'étude bibliographique, axée sur les propriétés géométriques, histologiques, biomécaniques des bandes ventriculaires et leur fonction dans le processus phonatoire. Il résume les interactions physiques connues à ce jour entre les cordes vocales et les bandes ventriculaires.
- le chapitre 2 décrit les outils utilisés pour l'exploration *in-vivo* et le traitement des données relatives au comportement des bandes ventriculaires en parole et en chant.
- le chapitre 3 décrit les outils analytiques et de synthèse numérique développés pour la modélisation théorique de l'interaction aérodynamique entre les bandes ventriculaires et les cordes vocales.
- le chapitre 4 décrit les outils de mesure et d'analyse des données expérimentales utilisés pour la validation *in-vitro* de la modélisation théorique décrite au chapitre 3.

Les résultats aboutis grâce à l'ensemble de ces outils font l'objet de la deuxième partie de ce mémoire.

---

<sup>1</sup>les laboratoires d'affiliation : le *Département Parole et Cognition* du *GIPSA-lab* à Grenoble et le *Laboratoire d'Acoustique de l'Université du Maine* au Mans ; le *Laboratoire de Phonétique et de Phonologie* (LPP, UMR-CNRS-7018, Paris) et l'unité de la voix du service ORL de l'*Hôpital Européen Georges Pompidou* (HEGP, Paris) ; l'*Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf, Klinik und Poliklinik für Hör-, Stimm- und Sprachheilkunde* (UKE, Hambourg) ; le groupe *Acoustics and Fluid Dynamics, School of Physics, University of Edinburgh* (Édimbourg) ; le *Laboratoire de Dynamique des Fluides* (LFD) de l'*Université de Buenos Aires* et le *Laboratoire d'Informatique pour la Mécanique et les Sciences de l'Ingénieur* (LIMSI, Paris).



# Chapitre 1

## « Que sais-je ? »

### *Les bandes ventriculaires*

Cette première partie introductive offre au lecteur un aperçu de l'anatomie laryngée et des phénomènes physiques et physiologiques impliqués dans la production vocale parlée et chantée. Nous nous intéressons en particulier aux actions musculaires et aux interactions physiques mises en jeu dans la vibration des cordes vocales. Nous nous attachons ensuite à présenter l'ensemble des caractéristiques géométriques, histologiques, biomécaniques et fonctionnelles des bandes ventriculaires répertoriées à ce jour dans la littérature. Nous proposons enfin un état de l'art bibliographique des connaissances sur leur interaction avec les cordes vocales.

#### 1.1 L'appareil vocal humain

L'appareil vocal humain est un instrument de musique à vent. Comme illustré sur la figure 1.1, il comprend une soufflerie (poumons et trachée), une source vibratoire (cordes vocales dans le larynx) et une série de résonateurs (le conduit vocal, constitué de l'ensemble des cavités comprises entre les cordes vocales, les lèvres et les narines) qui permet à l'être humain d'émettre un son vocal, parlé ou chanté.

Du point de vue acoustique, il est capable de produire des sons complexes (sons périodiques ou aperiodiques, bruits impulsifs ou continus), modulables en intensité, hauteur et timbre. L'étude de la production vocale distingue les sons « voisés » (voyelles, consonnes voisées, *etc.*), lorsque les cordes vocales vibrent, des sons « non voisés » (consonnes non voisées, sifflement, bruits de bouche, éternuement, *etc.*), lorsqu'elles ne vibrent pas. Nous nous intéresserons dans ce travail essentiellement à la source laryngée et à la production des sons voisés.

##### 1.1.1 Anatomie du larynx

Le larynx constitue le commencement des voies respiratoires supérieures. Son anatomie est détaillée sur la figure 1.2. C'est un conduit de 4 à 5cm de long, situé dans la partie antérieure et médiane du cou (avant l'oesophage) sur le trajet du canal aérien. Il est interposé en avant du pharynx dans lequel il s'ouvre, au-dessus de la trachée qui le prolonge, au-dessous de l'os hyoïde et de la base de la langue, soit au niveau des quatrième et cinquième vertèbres cervicales chez l'adulte. Il possède une mobilité très grande ; ses déplacements se font dans le sens vertical, dans le sens antéro-postérieur et dans le sens latéral. Il est constitué de neuf pièces cartilagineuses articulées entre elles par des ligaments et mus par des muscles, de muqueuses tapissant la cavité, de membranes, de vaisseaux et de nerfs.

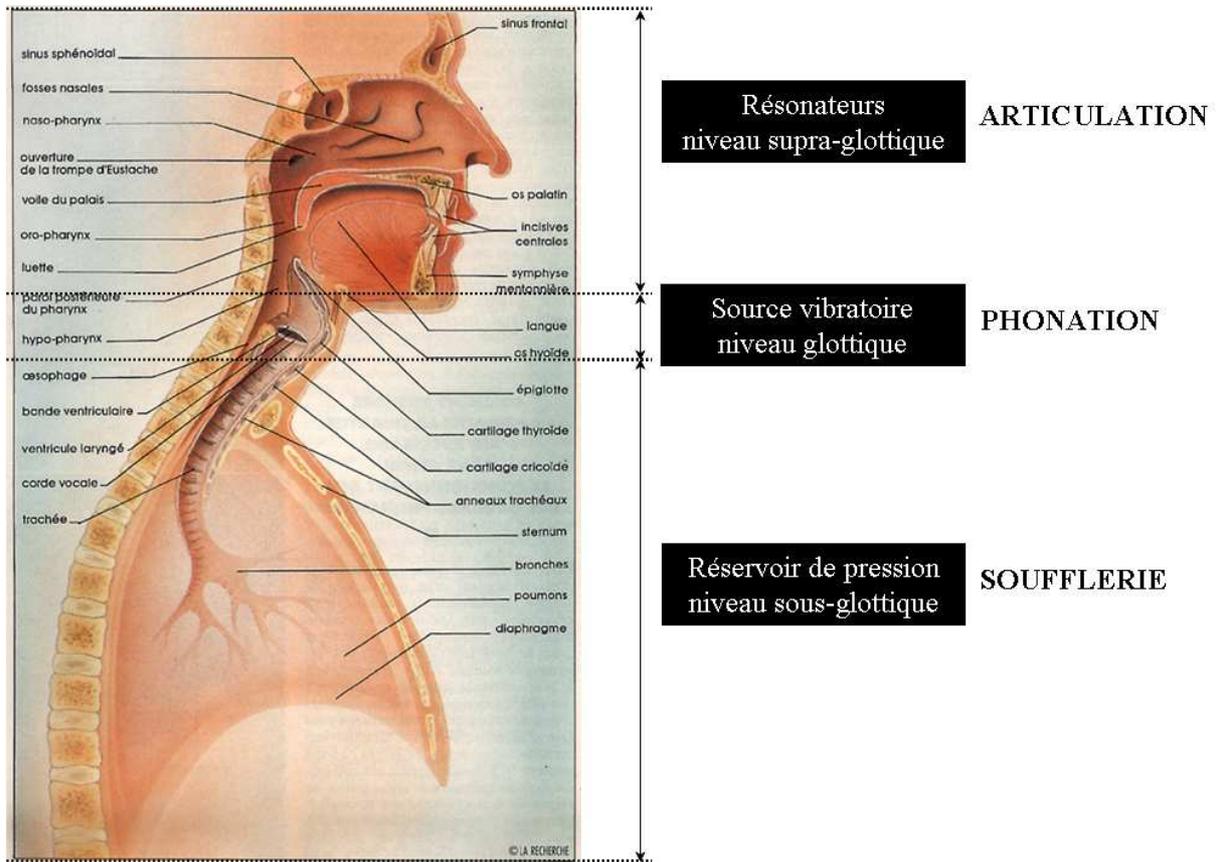


FIG. 1.1 – Coupe globale de l'appareil vocal humain (dans le plan médio-sagittal) : poumons, trachée, larynx, conduit vocal, conduit nasal. D'après Scotto Di Carlo [179], 1991.

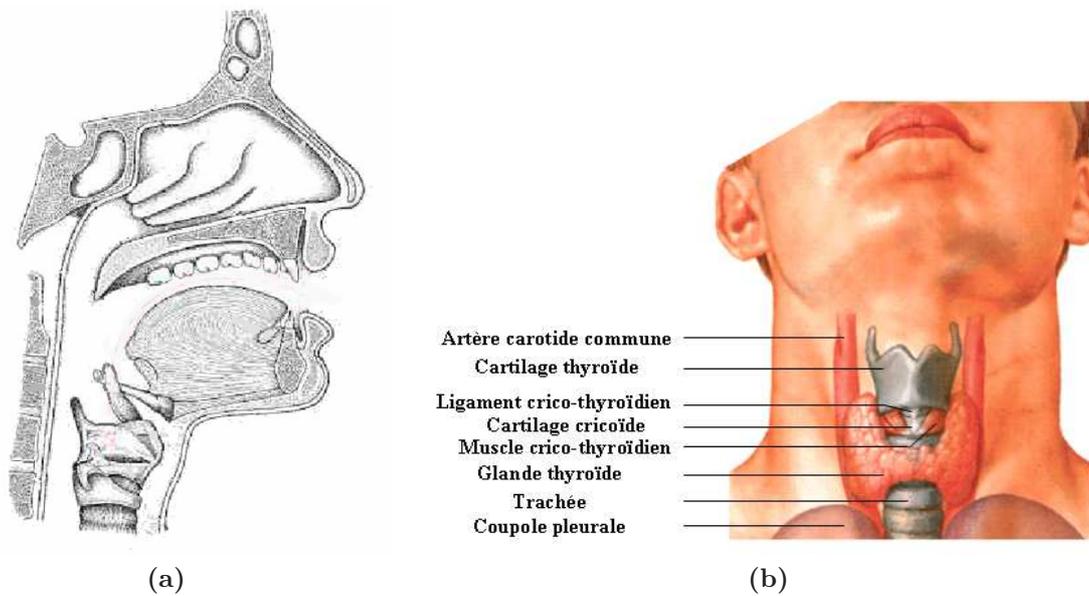


FIG. 1.2 – (a) Vue en coupe médio-sagittale du larynx et du pavillon bucco-pharyngo-nasal (conduit vocal). D'après Levin & Edgerton [114], 2001. (b) Vue frontale du larynx. D'après Netter [138], 2007.

### Des cartilages ...

Son squelette cartilagineux est illustré sur la figure 1.3. Il est composé de trois cartilages impairs, à savoir, de bas en haut :

- le dernier anneau de la trachée : le **cricoïde** ;
- une lame en angle dièdre, créant une proéminence (pomme d'Adam) saillante surtout chez les hommes : le **thyroïde** ;
- une lame oblique qui protège en la recouvrant partiellement la cavité laryngée : l'**épiglotte**.

et de six cartilages pairs (trois à droite, trois à gauche) :

- les **aryténoïdes**, mobiles, sur lesquelles s'insèrent les cordes vocales et qui assurent l'essentiel de leur mobilité ;
- les cartilages corniculés de Santorini, situés au sommet des cartilages aryténoïdes ;
- les cartilages cunéiformes de Wrisberg, situés dans les replis aryténo-épiglottiques.

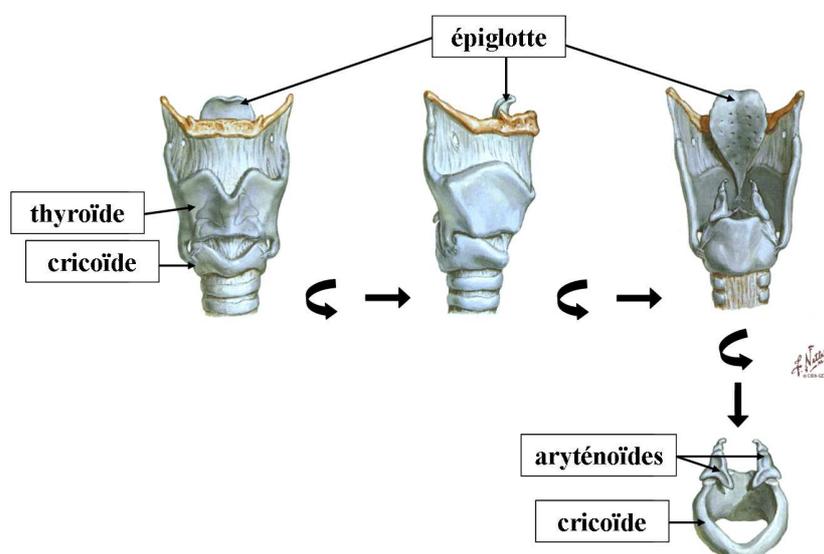


FIG. 1.3 – Description physiologique des cartilages du larynx. De gauche à droite : (en haut) vue de face, vue de droite, vue arrière ; (en bas) cricoïde et aryténoïdes vus de face. D'après Netter <sup>[138]</sup>, 2007.

L'extrême mobilité de l'articulation crico-aryténoïdienne qui peut glisser, tourner, basculer sur elle-même, autorise une gestuelle vocale propre à l'homme.

### ... des muscles ...

La musculature laryngée, représentée sur la figure 1.4, est constituée :

- d'une **musculature intrinsèque**, composée de différents muscles (crico-thyroïdien, thyro-aryténoïdiens, crico-aryténoïdiens, inter-aryténoïdien) dont la contraction permet de moduler les mouvements d'abduction (ouverture glottique) et d'adduction (fermeture glottique) des cordes vocales, modifier leur forme, leur tension et leur dimension (longueur, épaisseur) ;
- d'une **musculature extrinsèque**, constituée par les muscles suspenseurs du larynx (sous- et sus-hyoïdiens) et destinée à maintenir celui-ci en place tout en lui laissant une mobilité suffisante pour

lui permettre d'effectuer des déplacements verticaux et antéro-postérieurs.

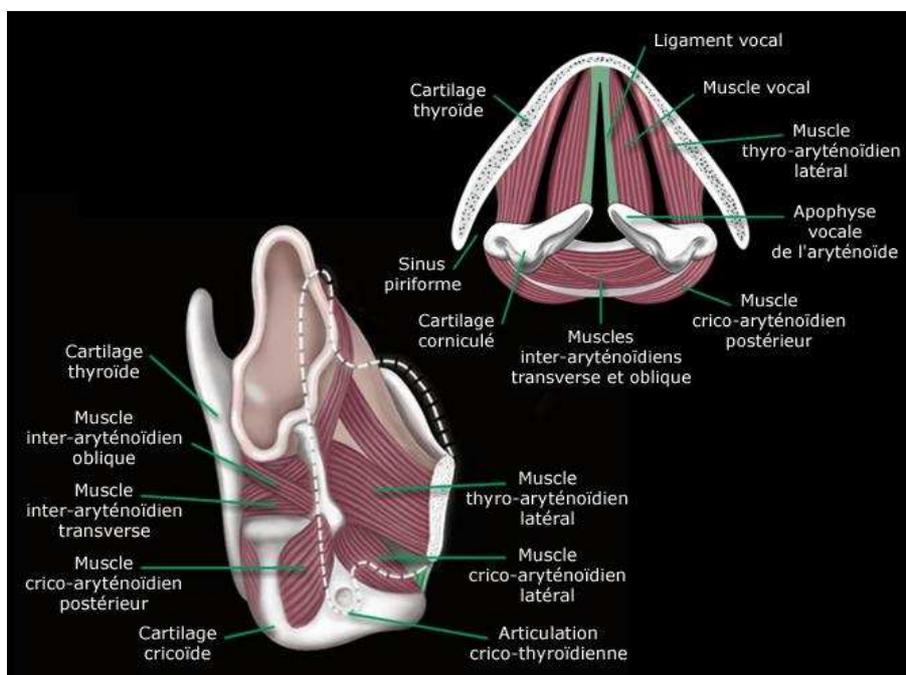


FIG. 1.4 – Description physiologique en coupes des muscles intrinsèques du larynx. D'après <http://www.md.ucl.ac.be/didac/med2308/2.htm>.

### ... des replis muqueux : cordes vocales et bandes ventriculaires

La muqueuse laryngée tapisse la face interne du larynx et forme deux paires de replis sagittaux, illustrées sur la figure 1.5 : une paire inférieure, les cordes vocales, qui délimitent la fente glottique, ou glotte, par où passe la colonne d'air respiratoire, et une paire supérieure, plus large, les bandes ventriculaires. Ces derniers replis sont plus communément appelés « fausses » cordes vocales.

Les cordes vocales sont rattachées à l'avant au cartilage thyroïde par la commissure antérieure où elle se rejoignent et à l'arrière à la base des deux cartilages aryténoïdes (apophyses vocales). Elles sont composées de plusieurs couches de structures différentes (Hirano <sup>[83]</sup>, 1974, Guily & Roubeau <sup>[70]</sup>, 1994) :

- le « corps ». Il comprend le muscle vocal (le muscle thyro-aryténoïdien inférieur) ou **vocalis** (cf. figure 1.4), constitué de 640 fibres musculaires par  $mm^2$  (Dejonckere <sup>[45]</sup>, 2008) ;
- la « transition ». Elle comprend les couches profonde et moyenne d'un tissu fibreux appelée la lamina propria, constituant le ligament vocal (ou ligament thyro-aryténoïdien inférieur) dont la base s'appuie sur le vocalis. La couche profonde est essentiellement constituée de fibres collagènes et la couche moyenne de fibres élastiques.
- la « couverture ». Elle comprend la couche superficielle de la lamina propria (espace de Reinke), pauvre en fibres élastiques et collagènes, et de l'épithélium de surface. Cette couche de muqueuse donne à la corde vocale une couleur blanc nacré (cf. figure 1.5).

Le locuteur contrôle l'écartement, la longueur, la forme et la tension des cordes vocales en contractant les muscles du larynx ou en changeant les positions des cartilages du larynx les uns par rapport aux autres. Les cordes vocales ont une longueur de l'ordre de 13 à 17mm chez les femmes et 17 à 24mm chez les hommes, et peuvent s'étirer sur 3-4mm (Titze <sup>[200]</sup>, 1994, Childers <sup>[34]</sup>, 2000). Les dimensions

caractéristiques des cordes vocales et de la glotte sont données sur le tableau 1.2.

Les bandes ventriculaires sont deux bourrelets membraneux, rose vifs, se formant dans l'angle du thyroïde, au dessous du point de fixation de l'épiglotte et se dirigeant vers l'arrière pour se terminer sur l'arête antérieure des cartilages aryénoïdes (Guida & Zorzetto <sup>[69]</sup>, 2007). Elles sont le centre de cette étude et leur description détaillée est présentée dans la suite.

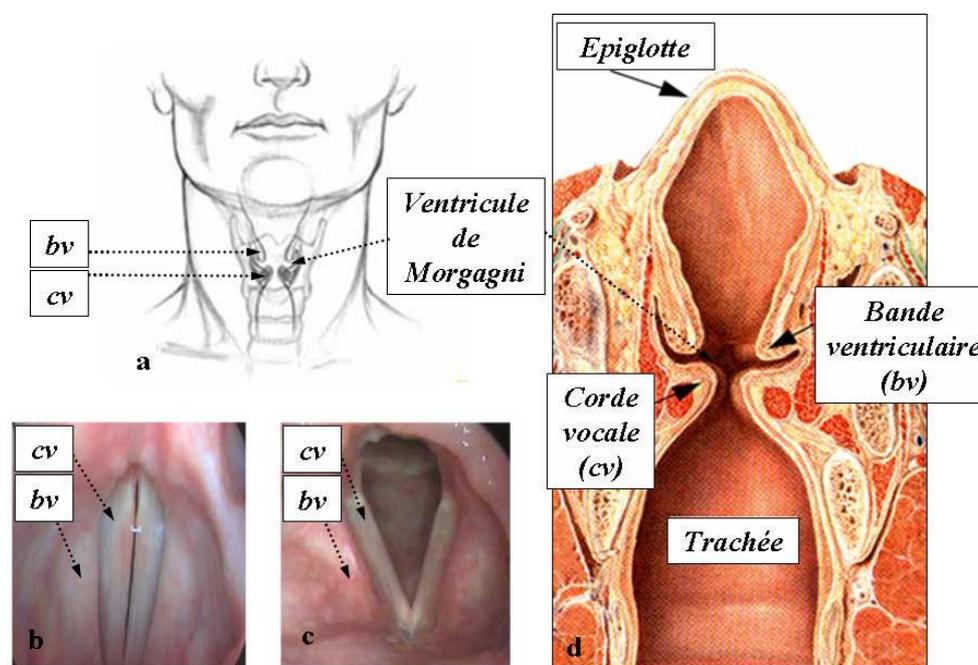


FIG. 1.5 – Illustration des replis de la muqueuse laryngée : les cordes vocales et les bandes ventriculaires. **a.** Vue de face du larynx. **b.** Image laryngoscopique d'un larynx en phase phonatoire ; **c.** en phase respiratoire (abduction inspiratoire) ; **d.** Vue en coupe du larynx dans le plan coronal. D'après Voice Center, Eastern Virginia Medical School.

Ces deux paires de replis membraneux (CV et BV) divisent le larynx en trois étages :

- l'étage supra-glottique (ou vestibule laryngé), entre l'épiglotte et les cordes vocales ; il comprend les bandes ventriculaires, le ventricule de Morgagni (ou ventricule laryngé, ou sinus de Morgagni) (Kutta & al.<sup>[111]</sup>, 2004, Netter <sup>[138]</sup>, 2007, Sundberg <sup>[187]</sup>, 1974) qui les distance des cordes vocales, l'épiglotte sous-hyoïdienne et la margelle laryngée (ligne frontière entre larynx et pharynx, constituée par le bord libre de l'épiglotte, les replis ary-épiglottiques, les sommets aryénoïdiens et l'espace inter-aryénoïdien) ;
- l'étage glottique, à savoir le plan des cordes vocales ;
- l'étage sous-glottique, qui s'étend des cordes vocales au bord inférieur du cartilage cricoïde.

Le larynx assume trois fonctions physiologiques essentielles :

- une fonction respiratoire, en contrôlant le débit aérien vers la trachée et les bronches au cours du cycle respiratoire par écartement des cordes vocales ;
- une fonction de protection des fausses routes alimentaires, en fermant l'accès aux voies respiratoires sous-glottiques au cours de la déglutition : lors du passage des aliments, le larynx s'élève, conduisant à l'abaissement passif de l'épiglotte sur la margelle laryngée et à la fermeture de la glotte, permettant aux aliments de glisser vers les sinus piriformes jusqu'à l'oesophage (voies digestives).
- une fonction phonatoire, développée dans ce travail de thèse : le larynx est l'organe essentiel de la

phonation.

### 1.1.2 Physiologie de la voix

La production de la parole et du chant s'appuie sur deux fonctions physiologiques de base : la phonation et l'articulation.

#### Phonation

La phonation est la production du signal acoustique émis par la source laryngée. Elle résulte d'une interaction complexe entre l'écoulement d'air pulmonaire et les tissus déformables que constituent les cordes vocales. Les muscles du larynx tendent, accolent et écartent les cordes vocales mais c'est l'interaction fluide/parois qui permet aux cordes vocales de vibrer.

Au repos, les aryténoïdes et donc les cordes vocales sont écartés pour permettre au flux d'air lié à la respiration d'aller et de venir sans obstruction. En début de phonation, ces cartilages pivotent pour s'accoler sous l'action d'un contrôle musculaire, les cordes vocales se placent alors en position « pré-phonatoire ». Simultanément, les caractéristiques biomécaniques des cordes vocales (raideur, masse vibrante et espace glottique moyen) sont contrôlées par le système nerveux central. La commande du vocalis dépend du nerf crânien. Au cours de cette étude, nous laisserons de côté le contrôle moteur des cordes vocales pour nous attacher principalement aux principes physiques expliquant la mise en vibration auto-entretenu des cordes vocales. Nous supposons donc pour les études *in-vitro* et théorique abordées dans ce travail que les caractéristiques mécaniques sont fixes et connues durant la production de sons voisés.

Les poumons jouent un rôle de soufflerie et ventilent une colonne d'air ascendante dans la trachée. La pression de la colonne d'air expiratoire (pression sous-glottique) se heurte alors à un obstacle (glotte fermée). A cet instant, les cordes vocales sont soumises à l'action compétitive :

- de la surpression de l'air générée dans les poumons tendant à écarter les cordes vocales,
- d'une force de rappel élastique liée à la tension naturelle des cordes vocales,
- d'un « effet Bernoulli » (force d'aspiration) résultant de la dépression créée de part et d'autre de l'espace glottique (et donc sur les bords des cordes vocales), qui tend à les rapprocher,
- des forces développées par les muscles intrinsèques du larynx qui, pour certains muscles, tend à les rapprocher, et pour d'autres, à les éloigner.

Sous l'effet de ce jeu de forces, les cordes vocales s'accolent. Sous certaines conditions (pression sous-glottique d'un ordre de grandeur égal à 300Pa pour une fréquence d'oscillation d'environ 100Hz chez l'homme adulte), le phénomène se reproduit de façon périodique. Les cordes vocales entrent en oscillations auto-entretenu et transmettent leur vibration à l'air ; la discontinuité de la colonne d'air expiratoire engendre la modulation (pulsation) du débit de l'écoulement d'air et crée une onde acoustique, le son laryngé. La fréquence fondamentale  $f_0$  du son laryngé, (*i.e.* la fréquence fondamentale de vibration des cordes vocales) détermine la hauteur de la voix et son amplitude l'intensité, liée à la pression sous-glottique et à la qualité de l'accolement glottique.  $f_0$  est située communément entre 140Hz et 240Hz pour les femmes, entre 100Hz et 150Hz pour les hommes, mais peut varier de quelques Hz à plus de 1500Hz. La pression sous-glottique varie en moyenne entre 300Pa et 3600Pa (Husson <sup>[92]</sup>, 1962).

L'auto-oscillation des cordes vocales constitue la principale source sonore pour la production des sons

voisés. Néanmoins, elle se combine souvent à une émission de bruit (bruit d'aspiration, bruit de friction, bruit structurel, *etc.*). Le rôle phonatoire joué par l'étage supra-glottique du larynx, reste peu étudié et fait l'objet de cette étude.

### Mécanismes laryngés

Une catégorisation des configurations glottiques intervenant dans la phonation est communément proposée dans la littérature, selon des critères liés à la masse vibrante en action, la participation du vocalis, les phénomènes de transitions vocales (Castellengo [29], 1986, Castellengo [30], 1991, Roubeau & al. [159], 1991, Henrich [76], 2001, Henrich [77], 2006, Roubeau & al. [160], 2008). Quatre mécanismes vibratoires laryngés sont ainsi répertoriés pour caractériser l'ensemble de la production des sons voisés. On distingue, par ordre croissant de fréquence fondamentale de la vibration glottique :

- le mécanisme 0 (M0), ou « voix de fry » : les cordes vocales sont courtes, très épaisses et peu tendues (Hollien & Michel [89], 1968). La vibration est caractérisée par une durée d'ouverture glottique très brève relativement à la période fondamentale. Ce mécanisme entre en jeu dans la génération des sons basses fréquences en parole et dans le chant.
- le mécanisme 1 (M1), équivalent au registre laryngé « modal » : les cordes vocales sont épaisses. L'ouverture s'effectue sur l'épaisseur des cordes vocales : initiée au niveau inférieur du vocalis, elle se propage sur l'épaisseur du muscle pour finir par séparer les deux cordes vocales. Cette ouverture se propage ensuite le long des cordes vocales pour que, à l'instant du maximum d'ouverture, les deux cordes vocales soient complètement séparées. Elles s'accrochent ensuite depuis le dessous, puis sur toute leur épaisseur. La vibration en mécanisme M1 met en jeu une masse importante, et est caractérisée par la participation du vocalis à la masse vibrante en action.
- le mécanisme 2 (M2), équivalent au registre laryngé « falsetto » : le muscle vocal ne participe pas à la masse vibrante. Les cordes vocales sont fines. Le contact ne s'effectue que sur la partie supérieure des cordes vocales. L'ouverture glottique est le plus souvent médiane. La phase ouverte est généralement plus longue que pour le mécanisme M1.
- le mécanisme 3 (M3), ou « voix de sifflet » : les cordes vocales sont fines, très tendues et l'amplitude de la vibration est très réduite. Ce mécanisme entre en jeu dans la génération des sons de très haute fréquence. Il est utilisé principalement dans le chant et plus anecdotiquement dans la parole.

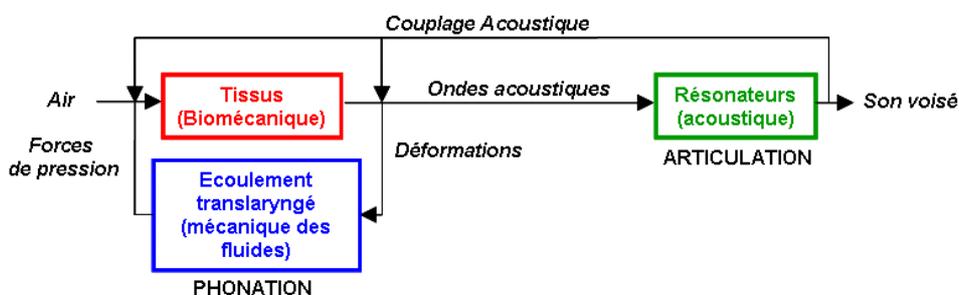


FIG. 1.6 – Schématisation de la production vocale comme un système couplé.

## Articulation

L'articulation induit :

- la modulation du son laryngé par les articulateurs de l'appareil vocal (principalement les lèvres, la langue, les dents, la mâchoire, le palais, le vélum, l'épiglotte);
- la résonance de ce signal acoustique dans les cavités supra-glottiques (le pharynx, les cavités buccale, nasales et labiale).

En tant que résonateurs acoustiques, le système sous-glottique et le conduit vocal deviennent ainsi le siège d'ondes acoustiques stationnaires. Les résonances du conduit vocal sont appelées les formants. Une partie de ces ondes est rayonnée vers l'extérieur au niveau des lèvres (et du nez dans le cas des sons nasalisés). Cette partie correspond au son voisé émis par le locuteur. Des formes distinctes du conduit vocal modifient les ondes acoustiques qui s'y propagent, produisant ainsi les différents sons du langage oral (son de parole ou de chant). De ce point de vue, une constriction ventriculaire additionnelle en aval de la glotte aurait pour conséquence une modulation de l'onde vibratoire des cordes vocales. Quel rôle les bandes ventriculaires jouent-elles réellement dans la phonation et l'articulation ?

## 1.2 Les bandes ventriculaires

Les bandes ventriculaires sont situées au dessus du plan glottique. Avec les cordes vocales, elles délimitent une cavité, appelée ventricule de Morgagni (Netter <sup>[138]</sup>, 2007, Kutta & al. <sup>[111]</sup>, 2004, Sundberg <sup>[187]</sup>, 1974), ventricule laryngé (*cf.* figure 1.5) ou sinus de Morgagni (Sundberg <sup>[187]</sup>, 1974). Quelles propriétés géométriques, biomécaniques et fonctionnelles les distinguent des « vraies » cordes vocales ?

### 1.2.1 Propriétés géométriques

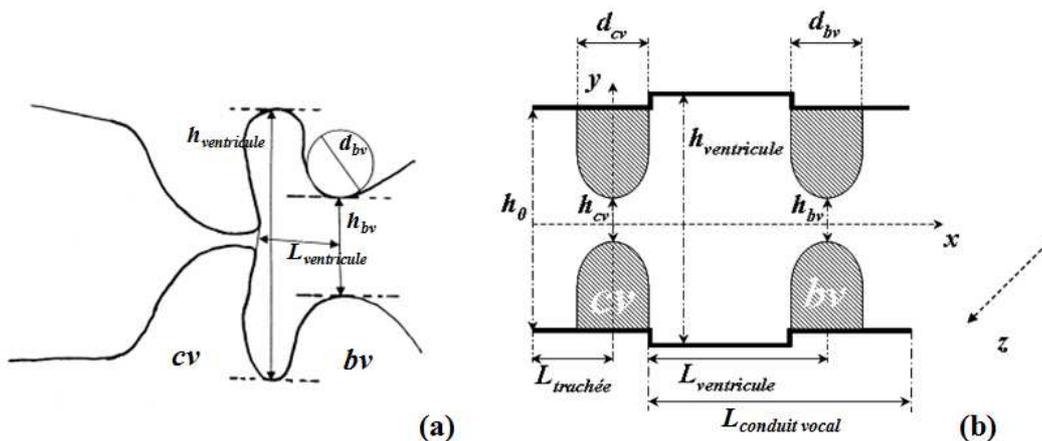


FIG. 1.7 – (a) Représentation schématique du larynx et certaines des grandeurs mesurées par tomographie laryngée par Agarwal & al. <sup>[3]</sup>, 2003, Agarwal <sup>[2]</sup>, 2004 (d'après Agarwal & al. <sup>[3]</sup>, 2003, Agarwal <sup>[2]</sup>, 2004); (b) Description schématique de la géométrie du larynx utilisée dans notre étude (*cv* : cordes vocales, *bv* : bandes ventriculaires).

Une représentation schématique et simplifiée de la géométrie du larynx est donnée figure 1.7 dans le

système de coordonnées cartésiennes  $(x,y,z)$ .

L'emploi de l'imagerie par rayonnement X dans l'étude de la physiologie phonatoire a conduit à des observations relatives aux modifications de l'image ventriculaire (Husson <sup>[92]</sup>, 1962, Hollien & Colton <sup>[88]</sup>, 1969, Wilson <sup>[216]</sup>, 1976, Sundberg <sup>[187]</sup>, 1974) et à une évaluation objective de ses dimensions (Agarwal & al. <sup>[3]</sup>, 2003, Agarwal <sup>[2]</sup>, 2004). D'autres techniques ont pu être utilisées pour mesurer les dimensions caractéristiques des bandes ventriculaires et du ventricule de Morgagni. Les mesures effectuées sur des larynx humains fraîchement excisés par Furmanik & al. <sup>[61]</sup>, 1976 (comme cité dans Agarwal & al. <sup>[3]</sup>, 2003, Agarwal <sup>[2]</sup>, 2004) ont estimé l'espace séparant les bandes ventriculaires  $h_{bv}$  (*cf.* figure 1.7) entre 6.5mm et 6.0mm pour les hommes et les femmes, respectivement. Néanmoins, les seules données disponibles dans la littérature sur les dimensions de l'image ventriculaire pendant la phonation ou la respiration sont issues d'enregistrements par rayons X du larynx (radiographiques, laminographiques ou tomographiques<sup>1</sup>). Nous rappelons dans la suite un aperçu du protocole de ces études expérimentales puis détaillons les mesures déduites de ces enregistrements.

### Base de données d'images radiographiques

Les enregistrements laminographiques du larynx dans le plan coronal effectués par Hollien & Colton <sup>[88]</sup>, 1969 visaient l'estimation de l'épaisseur du muscle vocal, avec diverses combinaisons d'intensité vocale et de fréquence sur des sujets non chanteurs. 44 clichés (28 pour quatre sujets masculins et 16 pour trois sujets féminins) et 26 clichés (11 pour quatre sujets masculins et 15 pour deux sujets féminins) de la voyelle [a] à différentes fréquences en mécanismes laryngés M1 (180Hz pour les hommes et 261Hz pour les femmes) et M2 (352Hz pour les hommes et 674Hz pour les femmes) respectivement, ont été réutilisés à des fins exploratoires de la géométrie ventriculaire par Agarwal & al. <sup>[3]</sup>, 2003 et Agarwal <sup>[2]</sup>, 2004.

Les enregistrements laminographiques du larynx dans le plan coronal réalisés par Wilson <sup>[216]</sup>, 1976 visaient l'étude de l'influence de la voyelle, l'intensité et la hauteur sur la forme de la cavité laryngée chez les chanteurs. Huit clichés acquis sur des cantatrices (deux sopranos, une mezzo-soprano et une alto) produisant la voyelle [a] à des intensités et fréquences différentes (329Hz-392Hz, *piano* et 659-784Hz, *forte*) ont été utilisés par Agarwal & al. <sup>[3]</sup>, 2003 et Agarwal <sup>[2]</sup>, 2004. Quatre clichés acquis sur deux ténors (196Hz *piano* et 392Hz *forte*) ont été exploités.

Kitzing & Sonesson <sup>[101]</sup>, 1967 ont enregistré des coupes radiographiques latérales de la région du cou pendant les phases respiratoire (fin de l'expiration) et phonatoire (voyelle [ae] à trois différentes hauteurs et à une intensité de conversation usuelle) sur 41 locuteurs masculins divisés en deux groupes A et B, chargé chacun de produire des sons de fréquences différentes.

### Dimensions des bandes ventriculaires

En moyennant toutes les mesures extraites des observations anatomiques obtenues par laminographie laryngée frontale chez Hollien & Colton <sup>[88]</sup>, 1969 et Wilson <sup>[216]</sup>, 1976, Agarwal & al. <sup>[3]</sup>, 2003 et Agarwal <sup>[2]</sup>, 2004 trouvent :

Pour des locuteurs non-chanteurs

- une ouverture ventriculaire  $h_{bv}$  moyenne de 5.46mm ( $\pm$  1.67mm) ;
- un diamètre ventriculaire  $d_{bv}$  moyen de 5.54mm ( $\pm$  1.29mm).

Pour des locuteurs chanteurs

- une ouverture ventriculaire  $h_{bv}$  moyenne de 4.68mm ( $\pm$  0.82mm) ;
- un diamètre ventriculaire  $d_{bv}$  moyen de 2.15mm ( $\pm$  0.44mm).

<sup>1</sup> *cf.* chapitre 2 § 2.1.1 Méthodes d'exploration *in-vivo* pour le détail de ces techniques d'imagerie par rayonnement X

Ces résultats concordent globalement avec une étude antérieure (Scherer <sup>[173]</sup>, 1981) suggérant que  $h_{bv}$  en phase phonatoire est compris entre 2mm et 7mm. On remarque en particulier la différence de diamètre des bandes ventriculaires mesurée pour des sujets non-chanteurs et des sujets chanteurs (excédant une diminution de moitié). Il est envisageable que la capacité vocale de l'individu influe sur sa configuration ventriculaire et que les chanteurs possèdent une configuration laryngée étroite, et une constriction ventriculaire plus marquée.

D'autre part, les clichés tomographiques obtenus par A. Djian et R. Husson de 1951 à 1960 (Husson <sup>[92]</sup>, 1962), relatifs à une même voyelle et une même hauteur sur différents sujets, montrent une grande variabilité inter-individuelle de l'image ventriculaire. En comparant ces tomogrammes sur un individu donné, Husson <sup>[92]</sup>, 1962 montre également une large diversité de géométries ventriculaires en fonction de l'intensité de la pression sous-glottique. Nous détaillons dans la suite les variations inter- et intra-individuelles observées chez Agarwal & al. <sup>[3]</sup>, 2003 et Agarwal <sup>[2]</sup>, 2004 selon le genre et la hauteur du son.

#### *Influence du genre : homme/femme*

Des clichés obtenus par Hollien & Colton <sup>[88]</sup>, 1969 sur les locuteurs non chanteurs, Agarwal & al. <sup>[3]</sup>, 2003 et Agarwal <sup>[2]</sup>, 2004 mesurent un diamètre  $d_{bv}$  significativement plus élevé de 49% chez les hommes (valeurs comprises entre 2.3mm et 10.6mm (valeur moyenne de 6.35mm)) que chez les femmes (valeurs comprises entre 2.1mm et 8.2mm (valeur moyenne de 4.25mm)) et, de manière moins significative, une ouverture ventriculaire  $h_{bv}$  plus élevée de 39% chez les hommes (valeurs comprises entre 2.3mm et 8.3mm (valeur moyenne de 6.1mm, contre 6.5mm d'après les mesures obtenues sur des larynx excisés chez Furmanik & al. <sup>[61]</sup>, 1976)) que chez les femmes (valeurs comprises entre 2.0mm et 7.0mm (valeur moyenne de 4.4mm, contre 6.0mm d'après les mesures obtenues sur des larynx excisés par Furmanik & al. <sup>[61]</sup>, 1976)).

Bien que cette tendance se maintienne, cette différence diminue chez les locuteurs chanteurs, avec  $d_{bv}$  plus élevé de 13% chez les ténors (valeurs comprises entre 1.4mm et 3.1mm (valeur moyenne de 2.32mm)) que chez les cantatrices (valeurs comprises entre 1.1mm et 3.1mm (valeur moyenne de 2.06mm)) et  $h_{bv}$  plus élevé de 27% chez les hommes (valeurs comprises entre 4.0mm et 6.8mm (valeur moyenne de 5.5mm)) que chez les femmes (valeurs comprises entre 3.2mm et 5.6mm (valeur moyenne de 4.3mm)) (Wilson <sup>[216]</sup>, 1976).

#### *Influence de la hauteur*

Agarwal & al. <sup>[3]</sup>, 2003 et Agarwal <sup>[2]</sup>, 2004 ont globalement mesuré des dimensions de bandes ventriculaires plus grandes en mécanisme M1 (registre modal) qu'en mécanisme M2 (falsetto) dans l'expérience de Hollien & Colton <sup>[88]</sup>, 1969 mais aucune différence statistiquement significative n'a été trouvée. La plus grande différence entre les registres a été atteinte dans l'évaluation de l'ouverture ventriculaire  $h_{bv}$  chez les locutrices, plus grande de 34% environ en mécanisme M1 qu'en mécanisme M2. Chez les sujets chanteurs, une influence significative de la hauteur tonale a été observée sur l'image ventriculaire, avec  $h_{bv}$  plus grande de 12% dans les sons graves que dans les sons aigus (Wilson <sup>[216]</sup>, 1976, Agarwal & al. <sup>[3]</sup>, 2003, Agarwal <sup>[2]</sup>, 2004). Ce résultat suggère une adduction ventriculaire plus marquée pour la production des sons aigus.

### **Dimensions du ventricule de Morgagni**

La géométrie du ventricule de Morgagni pendant la phonation est évidemment directement reliée aux positions occupées par les cordes vocales et les bandes ventriculaires. En moyennant toutes les mesures extraites des observations anatomiques obtenues par laminographie laryngée frontale chez Hollien & Colton <sup>[88]</sup>, 1969 et Wilson <sup>[216]</sup>, 1976, Agarwal & al. <sup>[3]</sup>, 2003 et Agarwal <sup>[2]</sup>, 2004 trouvent :

Pour des locuteurs non-chanteurs

- une hauteur de ventricule  $h_{ventricule}$  moyenne de 15.73mm ( $\pm 3.54$ mm);
- une longueur de ventricule  $L_{ventricule}$  moyenne de 4.70mm ( $\pm 1.19$ mm).

Pour des locuteurs chanteurs

- une hauteur de ventricule  $h_{ventricule}$  moyenne de 12.95mm ( $\pm 1.01$ mm);
- une longueur de ventricule  $L_{ventricule}$  moyenne de 3.68mm ( $\pm 0.79$ mm).

Ces résultats concordent globalement avec une étude antérieure (Scherer <sup>[173]</sup>, 1981) suggérant que  $h_{ventricule}$  en phase phonatoire est compris entre 5mm et 18mm et que la longueur du ventricule est comprise entre 1mm et 6mm (Scherer <sup>[173]</sup>, 1981, Agarwal & al. <sup>[3]</sup>, 2003, Agarwal <sup>[2]</sup>, 2004). Ils sont également comparables aux estimations de Kitzing & Sonesson <sup>[101]</sup>, 1967 (*cf.* tableau 1.1) et de Sundberg <sup>[187]</sup>, 1974 estimant une longueur  $L_{ventricule}$  d'environ 4mm (dans un larynx long de 26mm et de section  $0.52\text{cm}^2$  en moyenne Sundberg <sup>[187]</sup>, 1974). Sundberg <sup>[187]</sup>, 1974 évalue la section du ventricule à  $1.4\text{cm}^2$  et sa contenance volumique en air à  $0.56\text{cm}^3$ .

En négligeant la différenciation homme/femme sur des sujets non-chanteurs (respectivement chanteurs), Agarwal & al. <sup>[3]</sup>, 2003 et Agarwal <sup>[2]</sup>, 2004 ont mesuré une hauteur de ventricule  $h_{ventricule}$  moyenne environ 2.9 (respectivement 2.8) fois plus grande que l'espace moyen entre les bandes ventriculaires  $h_{bv}$ ; ils ont ainsi également mesuré une longueur de ventricule  $L_{ventricule}$  atteignant environ 85% (respectivement 78%) de  $h_{bv}$ , genres confondus ou non. Compte tenu de la similarité des rapports  $L_{ventricule}/h_{bv}$  et  $h_{bv}/h_{ventricule}$  pour les sujets, indépendamment de leur genre et de leur capacité vocale, Agarwal & al. <sup>[3]</sup>, 2003 et Agarwal <sup>[2]</sup>, 2004 suggèrent une généralisation faisant de ces quotients des nombres caractéristiques de la phonation.

On remarque que les dimensions du ventricule de Morgagni sont plus petites chez des sujets chanteurs que chez les sujets non entraînés. Ce résultat conforte les observations de Husson <sup>[92]</sup>, 1962 selon lesquelles le ventricule disparaît sur les tomogrammes des chanteurs lyriques des deux sexes au cours de réalisations puissantes en intensité. Dans ces cas particuliers, chaque bande ventriculaire forme un bourrelet solidement accolé à la corde vocale homolatérale, sans ligne horizontale de séparation bien visible, en accord également avec certains tracés laminographiques de Wilson <sup>[216]</sup>, 1976. Grâce à une visualisation radiographique du ventricule en phase respiratoire, Flach <sup>[55]</sup>, 1964 a observé une hauteur moyenne de ventricule  $h_{ventricule}$  plus élevée chez les chanteurs doués d'une meilleure qualité vocale (Kitzing & Sonesson <sup>[101]</sup>, 1967). Ces études soutiennent donc l'hypothèse que les chanteurs utilisent davantage les variations de leur espace ventriculaire et accompagnent leur geste phonatoire d'une contraction de la cavité laryngée.

En plus de l'influence du comportement vocal de l'individu, Husson <sup>[92]</sup>, 1962, Hollien & Colton <sup>[88]</sup>, 1969, Wilson <sup>[216]</sup>, 1976, Agarwal & al. <sup>[3]</sup>, 2003 et Agarwal <sup>[2]</sup>, 2004 distinguent un ventricule de Morgagni plus ou moins profond selon les sujets, leur origine, le sexe et la hauteur du son.

#### *Influence de l'origine ethnique*

Loth <sup>[121]</sup>, 1931 (comme cité dans Agarwal & al. <sup>[3]</sup>, 2003 et Agarwal <sup>[2]</sup>, 2004) a classifié la forme géométrique des ventricules de Morgagni selon trois types. Il montre une distinction entre les sujets européens et les afro-américains et suggère que cette distinction peut contribuer à une différence de capacité vocale selon l'origine de l'individu.

#### *Influence du genre : homme/femme*

Malgré de grandes variabilités inter- et intra-individuelles, Husson <sup>[92]</sup>, 1962 observe que la femme possède des ventricules plus spacieux et mieux définis que l'homme et suggère que sa musculature laryngée moins massive soit à l'origine de cette distinction. Agarwal & al. <sup>[3]</sup>, 2003 et Agarwal <sup>[2]</sup>, 2004 trouvent, à partir des tracés de Hollien & Colton <sup>[88]</sup>, 1969, une estimation de  $L_{ventricule}$  significativement plus grande de 41% chez les hommes (valeurs comprises entre 3.7mm et 7.5mm (valeur moyenne de 5.3mm)) que chez les femmes (valeurs comprises entre 2.3mm et 5.7mm (valeur moyenne de 3.75mm)), et des

estimations de  $h_{ventricule}$  comparables, dans un écart relatif de 5% (valeurs comprises entre 9.6mm et 23.0mm chez les hommes (valeur moyenne de 16.0mm)).

Cette tendance se confirme dans l'analyse des tracés laminographiques saisis par Wilson [216], 1976 chez des chanteurs :  $L_{ventricule}$  est plus élevé de 41% chez les hommes (valeurs comprises entre 3.3mm et 6.1mm (valeur moyenne de 4.57mm)) que chez les femmes (valeurs comprises entre 2.2mm et 4.2mm (valeur moyenne de 3.23mm)), et  $h_{ventricule}$  est plus élevé de 11% chez les hommes (valeurs comprises entre 10.8mm et 15.6mm (valeur moyenne de 13.9mm)) que chez les femmes (valeurs comprises entre 11.2mm et 13.20mm (valeur moyenne de 12.48mm)).

Indépendamment de l'entraînement vocal, les bandes ventriculaires sont donc plus éloignées des cordes vocales pour les hommes que pour les femmes.

### *Influence de la hauteur*

Agarwal & al. [3], 2003 et Agarwal [2], 2004 ont mesuré une longueur de ventricule  $L_{ventricule}$  plus élevée de 32% en mécanisme M1 qu'en mécanisme M2 chez les hommes non-chanteurs enregistrés dans l'étude Hollien & Colton [88], 1969. Les données extraites de Wilson [216], 1976 ont également suggéré qu'avec la hauteur, les hommes tendaient à réduire l'espace entre cordes vocales et bandes ventriculaires,  $L_{ventricule}$ . Les variations des dimensions du ventricule de Morgagni ont également été quantifiées par Kitzing & Sonesson [101], 1967, comme l'illustre le tableau 1.1.

Groupe expérimental	Respiration	100 Hz	125 Hz	225 Hz	300 Hz	325 Hz
$h_{ventricule}$ , valeur moyenne (mm)						
A	14.9	15.3	-	-	20.6	-
B	13.0	-	16.6	20.9	-	20.4
$L_{ventricule}$ , valeur moyenne (mm)						
A	2.3	3.3	-	-	3.6	-
B	2.6	-	4.4	5.1	-	3.8

TAB. 1.1 – Hauteur et longueur moyennes du ventricule de Morgagni en phases respiratoire et phonatoire à différentes hauteurs tonales, d'après les mesures radiographiques de Kitzing & Sonesson [101], 1967. Les groupes A et B sont des sujets masculins (41 au total), chargés de produire la voyelle [ae] à trois hauteurs différentes.

Les résultats de Kitzing & Sonesson [101], 1967 (*cf.* tableau 1.1) montrent que le ventricule de Morgagni s'allonge et s'élargit avec la fréquence du son, de la même manière que les cordes vocales (Hollien & Moore [90], 1960). Ils suggèrent que  $h_{ventricule}$  est plus petit en phase respiratoire (14mm en moyenne) que la longueur des cordes vocales dans la même direction (15.5mm), et que ces grandeurs sont comparables en phonation. En phase phonatoire, Kitzing & Sonesson [101], 1967 montrent ainsi un allongement maximal du ventricule de 60%, contre 25% d'allongement reporté pour les cordes vocales. Ils mesurent une longueur de ventricule  $L_{ventricule}$  d'environ 2mm en respiration, contre 4mm pendant la phonation de la voyelle [ae] à 300Hz environ.

Les données physiologiques typiques pour un homme adulte en phonation, extraites de ces études par imagerie aux rayons X et utilisées comme référence de la géométrie laryngée dans la suite de ce mémoire, sont résumées dans le tableau 1.2.

	Plages de valeurs	Valeur moyenne
Diamètre glottique, $d_{cv}$	3 - 9mm	4mm
Diamètre ventriculaire, $d_{bv}$	1.1 - 10.6mm	5mm
Épaisseur des CV (selon $z$ ), $W_{cv}$	14 - 22mm	20mm
Épaisseur des BV (selon $z$ ), $W_{bv}$	-	20mm
Espace glottique, $h_{cv}$	0 - 3mm	1mm
Espace ventriculaire, $h_{bv}$	0 - 9mm	5mm
Longueur du ventricule, $L_{ventricule}$	3.3 - 7.5mm	5mm
Hauteur du ventricule, $h_{ventricule}$	9.6 - 23mm	16mm
Hauteur de la trachée, $h_0$	18 - 22mm	20mm
Ratio caractéristique $h_{bv}/L_{ventricule}$	0 - 2.7	1
Ratio caractéristique $h_{bv}/h_{cv_{max}}$	0 - 3	1.6
Ratio caractéristique $h_{bv}/h_{ventricule}$	0 - 0.9	0.3

TAB. 1.2 – Tableau récapitulatif des grandeurs physiologiques d’un larynx humain chez un individu adulte masculin en phonation parlée et chantée. Données caractéristiques obtenues chez Hollien & Colton [88], 1969, Wilson [216], 1976, Kitzing & Sonesson [101], 1967, Hirano & al. [84], 1983, Pelorson & al. [147], 1994, Henrich [76], 2001, Vilain [210], 2002, Agarwal & al. [3], 2003, Agarwal [2], 2004.

### 1.2.2 Propriétés histologiques

La figure 1.8 montre que les cordes vocales et les bandes ventriculaires n’ont pas le même aspect morphologique, ni la même constitution histologique, différence mise en reflet par leur différence de couleur.

#### Une membrane muqueuse et un tissu sous-muqueux...

Les bandes ventriculaires sont composées d’une membrane muqueuse, de tissu cellulaire sous-muqueux (le chorion), adipeux et relativement abondant (contrairement aux cordes vocales pauvres en tissu cellulaire sous-muqueux), constitué de fibres élastiques et de collagène (Guida & Zorzetto [69], 2007), et d’environ 60 glandes muqueuses (*cf.* figure 1.8 (b) 1, 2), dont les conduits de sécrétion s’ouvrent sur le ventricule de Morgagni ou à l’extrémité des bandes ventriculaires (Agarwal & al. [3], 2003, Agarwal [2], 2004, Kutta & al. [110], 2002, Kutta & al. [111], 2004, Guida & Zorzetto [69], 2007). Le mucus sécrété par les bandes ventriculaires est distribué sur la surface des cordes vocales, aidant à leur lubrification et à l’humectation de l’air (Kutta & al. [110], 2002, Kutta & al. [111], 2004). Sur la constatation d’un pourcentage de glandes muqueuses dans les bandes ventriculaires (128 glandes/cm<sup>3</sup>) plus élevé que dans les cordes vocales (13 glandes/cm<sup>3</sup>), Bak-Pedersen & Nielsen [15], 1986 (comme cité dans Guida & Zorzetto [69], 2007) leur attribuent un rôle fondamental dans le processus de lubrification de la muqueuse laryngée.

Kutta & al. [111], 2004 ont détecté la présence d’une famille de peptides particulière, les peptides en trèfle ou peptides TFF (Trefol Factor Family), dans les cellules épithéliales et les glandes sous-muqueuses des bandes ventriculaires. Ces peptides sont des constituants typiques des mucus de l’organisme (retrouvés en particulier sur les surfaces gastro-intestinale, oculaire..), qui, lors des agressions bactériennes, virales ou médicamenteuses ainsi que dans certaines pathologies inflammatoires ou ulcéreuses, jouent un rôle clé dans la restitution et la régénération des muqueuses, également dans la suppression de cellules tumorales. Ces peptides pourraient jouer un rôle significatif dans la fonction rhéologique du mucus sécrété sur les cordes vocales par les bandes ventriculaires, en particulier dans ses propriétés visco-élastiques, et pourraient ainsi être des constituants d’importance dans la production vocale (Kutta & al. [110], 2002, Kutta & al. [111], 2004, Berke & Gerratt [22], 1993).

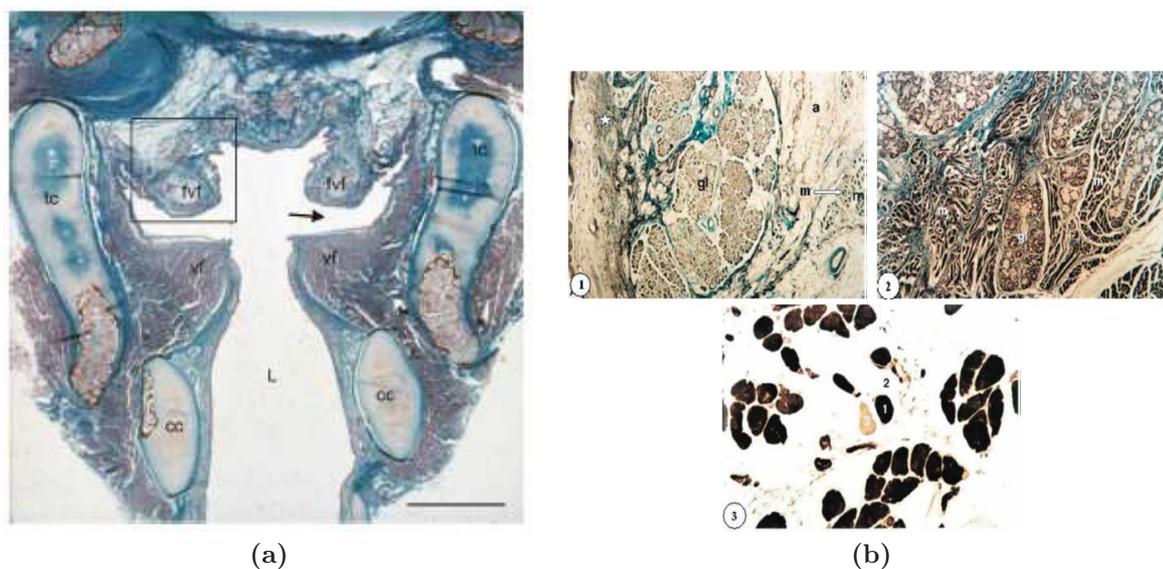


FIG. 1.8 – (a) Examination histologique d'une section en coupe du larynx dans le plan coronal (femme, 32 ans, collection de l'Institut d'Anatomie, Christian Albrecht University of Kiel, Allemagne). fvf : false vocal folds (« fausses cordes vocales »); vf : vocal folds (« cordes vocales »); tc : thyroid cartilage (« cartilage thyroïde »); cc : cricoid cartilage (« cartilage cricoïde »); L : Lumen of the larynx (« lumière du larynx »). Barre : 1cm. D'après Kutta & al. [111], 2004. (b) Photos micrographiques d'une section transversale de bande ventriculaire issue de trois larynx distincts (1 :  $7\mu\text{m}$ ,  $160\times$ ; 2 :  $7\mu\text{m}$ ,  $160\times$ ; 3 :  $10\mu\text{m}$ ,  $400\times$ ). gl : glandes muqueuses; m : fibres musculaires; a : tissu adipeux. D'après Guida & Zorzetto [69], 2007.

### Une activité musculaire ?

Nous nous intéressons ici à la composition musculaire des bandes ventriculaires, dans l'hypothèse d'une activité musculaire qui pourrait contribuer à leur mouvement adducteur. Les muscles intrinsèques du larynx impliqués dans la fermeture glottique sont bien connus dans la littérature : les muscles *thyro-aryténoïdien*, *crico-aryténoïdien latéral*, et *inter-aryténoïdien* (cf. figure 1.4) sont connus comme des muscles adducteurs (Sawashima & Hirose [172], 1980 comme cité dans Esling & al. [51], 2007, Sakakibara & al. [170], 2004, Henrich [76], 2001). Les hypothèses sur l'activité de muscles intrinsèques du larynx à l'origine du mouvement constricteur des bandes ventriculaires restent en revanche très controversées (Kawasaki & al. [98], 2001, Sakakibara & al. [170], 2004, Esling & al. [51], 2007). Quelles sont les traces d'activité musculaire référencées à ce jour qui pourraient participer au rapprochement des bandes ventriculaires ?

Nous nous intéressons ensuite à l'éventualité d'une activité musculaire intrinsèque aux bandes ventriculaires, susceptible de moduler leurs propriétés biomécaniques (et en particulier leur élasticité). Les bandes ventriculaires ont-elles une structure musculaire interne ?

#### *Contribution des muscles intrinsèques du larynx à l'adduction des bandes ventriculaires*

Kawasaki & al. [98], 2001 montrent que l'adduction des bandes ventriculaires dans la déglutition n'est pas influencée par un défaut dans l'activation des muscles intrinsèques du larynx. En phonation, les muscles adducteurs des niveaux glottique et aryépiglottique pourraient engendrer l'adduction des bandes ventriculaires *via* le rapprochement des cartilages aryténoïdes. L'influence potentielle de la contraction du muscle *thyro-aryténoïdien* sur le mouvement des bandes ventriculaires est reconnue dans la plupart des études physiologiques (Pepinsky [150], 1942, Von Doersten & al. [213], 1992, Reidenbach [153], 1998, Kawasaki & al. [98], 2001, Agarwal & al. [3], 2003, Sakakibara & al. [170], 2004, Esling & al. [51], 2007). Ce muscle est composé de plusieurs faisceaux qui s'étalent en éventail depuis le cartilage thyroïde vers les aryténoïdes et l'épiglotte (cf. figures 1.5 et 1.8 (a)), probablement capables d'activités différenciées bien

qu'innervés par le même nerf. Certains de ces faisceaux constituent le muscle vocal. D'autres tapissent la partie la plus externe de la bande ventriculaire, et la contraction du muscle *thyro-aryténoïdien* propulse vers l'intérieur les tissus qui la constitue.

Avec l'appui d'enregistrements électromyographiques (EMG), Sakakibara & al. [170], 2004 mesurent également un lien entre l'activité du muscle *thyro-épiglottique* (potentiellement elle-même liée à celle du muscle *crico-aryténoïdien latéral*) et le degré de constriction des bandes ventriculaires. Pepinsky [150], 1942 cite l'action du muscle *stylo-pharyngien* qui pourrait les rapprocher l'une de l'autre. Kawasaki & al. [98], 2001 évoquent une relation hypothétique avec le muscle *ary-épiglottique*, expansion du muscle *inter-aryténoïdien*.

Dans certaines phonations néanmoins, les contractions des muscle *vocalis* et *thyro-épiglottique* ne sont pas synchrones et l'adduction des cordes vocales et des bandes ventriculaires ne se manifestent pas de façon simultanée (Sakakibara & al. [170], 2004). Sur la base d'une étude articulatoire et d'images endoscopiques de constrictions laryngées, Esling & al. [51], 2007 suggèrent que si le rapprochement ventriculaire en phonation est certainement facilité par l'adduction glottique (et une compression aryépiglottique éventuelle), et plus spécifiquement par la contraction des muscles *thyro-aryténoïdien* et *crico-aryténoïdien latéraux*, l'accolement des bandes ventriculaires doit nécessiter d'autres contractions musculaires.

#### *Des fibres musculaires dans les bandes ventriculaires*

Certains travaux ont identifié des fibres musculaires internes aux bandes ventriculaires (*cf.* figure 1.8 (b)) (Reidenbach [153], 1998, Kimura & al. [99], 2002, Kotby & al. [106], 1991, Guida & Zorzetto [69], 2007). L'analyse du tissu des bandes ventriculaires a révélé trois différents faisceaux musculaires (Reidenbach [153], 1998, Guida & Zorzetto [69], 2007) : un faisceau postéro-latéral, mais aussi un muscle antéro-latéral et un muscle antéro-médian. Kimura & al. [99], 2002 ont montré que les fibres du muscle ventriculaire, ou « *ventricularis* » (partie inférieure du muscle *thyro-épiglottique*) peuvent traverser les coupes histologiques des bandes ventriculaires. Dans leur étude histologique du ventricule de Morgagni, Kotby & al. [106], 1991 rapportent la présence du *ventricularis* dans 19 des 20 larynx sains analysés, ce que confirme l'étude de Guida & Zorzetto [69], 2007 qui le retrouvent sur les 24 larynx excisés. Kotby & al. [106], 1991 et Guida & Zorzetto [69], 2007 s'accordent néanmoins pour constater d'un larynx à l'autre, une grande variabilité du *ventricularis* en densité fibreuse et en forme ; dans certains cas, quelques fibres sont dispersées en petit nombre dans le tissu conjonctif (*cf.* figure 1.8 (b) 1), dans d'autres, elles sont regroupées massivement et interposées entre le tissu conjonctif et les glandes muqueuses (*cf.* figure 1.8 (b) 2) ou forment parfois des faisceaux musculaires ovales ou circulaires (*cf.* figure 1.8 (b) 3).

### 1.2.3 Propriétés biomécaniques

Les différences histologiques entre les cordes vocales et les bandes ventriculaires abordées ci-dessus traduisent des qualités biomécaniques *a priori* différentes.

#### Propriétés visco-élastiques

Haji & al. [75], 1992 proposent une évaluation objective des paramètres rhéologiques des structures laryngées à partir d'expériences d'intentations<sup>1</sup> réalisées *in-vitro* sur 4 larynx humains excisés (3 hommes, 1 femme, de 38 à 78 ans). Par des essais de compression uniaxiale et les relations force/déplacement résultantes, illustrés sur la figure 1.9 (a), Haji & al. [75], 1992 déduisent une caractérisation quantitative des propriétés visco-élastiques des cordes vocales et des bandes ventriculaires. La mesure a été effectuée en trois points du bord libre des cordes vocales : près de la commissure antérieure, sur la partie médiane de la corde, vers l'apophyse vocale ; et en un point des bandes ventriculaires, sur la partie médiane de

<sup>1</sup>La technique d'indentation consiste à enregistrer la force appliquée à la surface d'un matériau en fonction du déplacement imposé à l'indenteur. Elle permet la caractérisation de matériaux par l'étude de relations forces-déplacement.

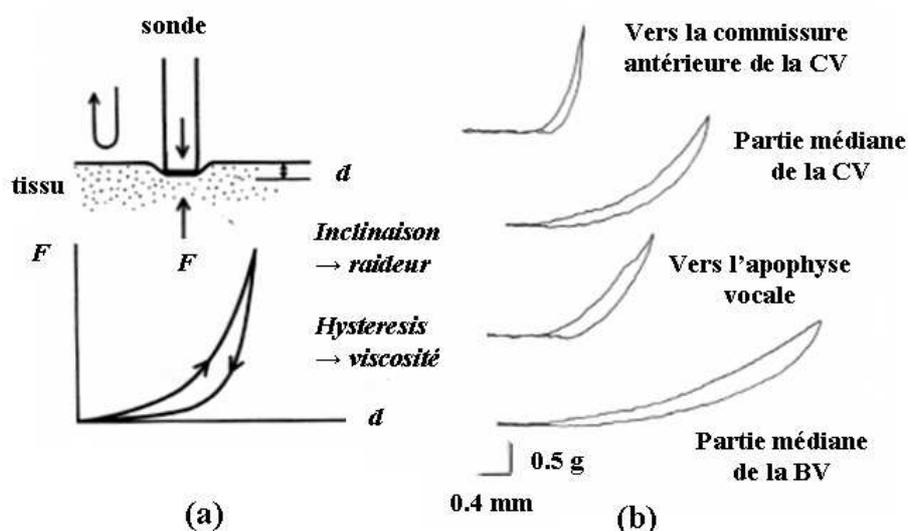


FIG. 1.9 – (a) Schématisation des essais d'indentation *in-vitro* effectués par Haji & al. [75], 1992 pour caractériser le comportement rhéologique de la muqueuse laryngée. En bas, courbe type force/déplacement obtenue après un essai de compression uniaxiale puis relâchement.  $F$  : force,  $d$  : déplacement. (b) Exemple d'une courbe force/déplacement obtenue en différents endroits des CV et des BV sur le larynx excisé d'un homme de 44 ans. CV : corde vocale, BV : bande ventriculaire. D'après Haji & al. [75], 1992.

la membrane muqueuse. Les diagrammes de force/déplacement obtenus après un cycle aller-retour de compression et relâchement sur la muqueuse laryngée sont représentés sur la figure 1.9 (b). Comme rappelé sur la figure 1.9 (a), la pente d'une courbe force/déplacement est liée de façon proportionnelle à la raideur du tissu sollicité ; l'importance de l'hystérésis observé au cours d'un cycle de charge aller-retour augmente avec la viscosité du tissu.

La figure 1.9 (b) montre que les bandes ventriculaires ont une raideur moindre par rapport aux cordes vocales (pente beaucoup plus faible), et un taux de viscosité plus élevé (hystérésis plus large). Une analyse quantitative des courbes, détaillée dans Haji & al. [75], 1992, confirme ce résultat. Grâce à un dispositif *in-vitro*, Chan & al. [32], 2006 soutiennent ces observations en mesurant un module élastique des bandes ventriculaires 10 fois plus bas que celui des cordes vocales. Ces mesures rhéologiques s'accordent avec les observations histologiques développées dans la partie précédente : les bandes ventriculaires ont une structure hétérogène stratifiée moins élaborée que la structure multi-couche (« corps - couverture ») des cordes vocales, un tissu sous-muqueux lâche plus abondant, une faible proportion de fibres musculaires. Sur la base de ce constat, Haji & al. [75], 1992 concluent que les bandes ventriculaires sont susceptibles de vibrer de façon plus irrégulière que les cordes vocales.

## Résonances mécaniques

Svec & al. [191], 2000 proposent une détermination *in-vivo* des caractéristiques dynamiques inhérentes aux cordes vocales et aux bandes ventriculaires. Les vibrations laryngées d'un locuteur (mâle, âge 32) sont excitées extérieurement par un vibreur acoustique placé au niveau du cartilage thyroïde. Le dispositif délivre un sinus glissant, de fréquence variée linéairement entre 50 à 400Hz, pendant que le locuteur garde une « position phonatoire neutre » à 110Hz en registre modal, sans émettre de son, afin que l'écoulement d'air n'influe pas sur le comportement mécanique des cordes vocales (Ishizaka & Flanagan [95], 1972). La réponse impulsionnelle des tissus laryngés à l'excitation sinusoïdale forcée est observée par laryngostroboscopie et vidéokymographie ultra-rapide<sup>1</sup> (Svec & Schutte [195], 1996, Schutte & al.

[177], 1998). Les fréquences de résonances mécaniques et modes de vibration de chaque structure laryngée sont extraites des enregistrements de visualisation laryngoscopique. Les courbes de réponse mécanique obtenues pour les cordes vocales et les bandes ventriculaires pour un balayage fréquentiel de 50 à 200Hz sont présentées sur la figure 1.10.

Svec & al. [191], 2000 montrent que dans ces conditions, les bandes ventriculaires répondent à l'excitation extérieure. Les amplitudes maximales de vibration des bandes ventriculaires dépassent les maxima atteints par les cordes vocales au-delà d'un facteur 2. Les pics de résonance mécanique sont détectés à 67 et 72Hz pour les bandes ventriculaires gauche et droite, respectivement. La figure 1.10 montre également des maxima locaux, bien que faibles, atteints pour 80, 105 et 125Hz (à gauche) et 94, 108, 129Hz (à droite). Les images laryngées acquises à une fréquence excitatrice de 75Hz exhibent des vibrations ventriculaires très larges en amplitude, comparativement aux vibrations glottiques. Cette tendance s'inverse pour des fréquences d'excitation au-delà de 100Hz.

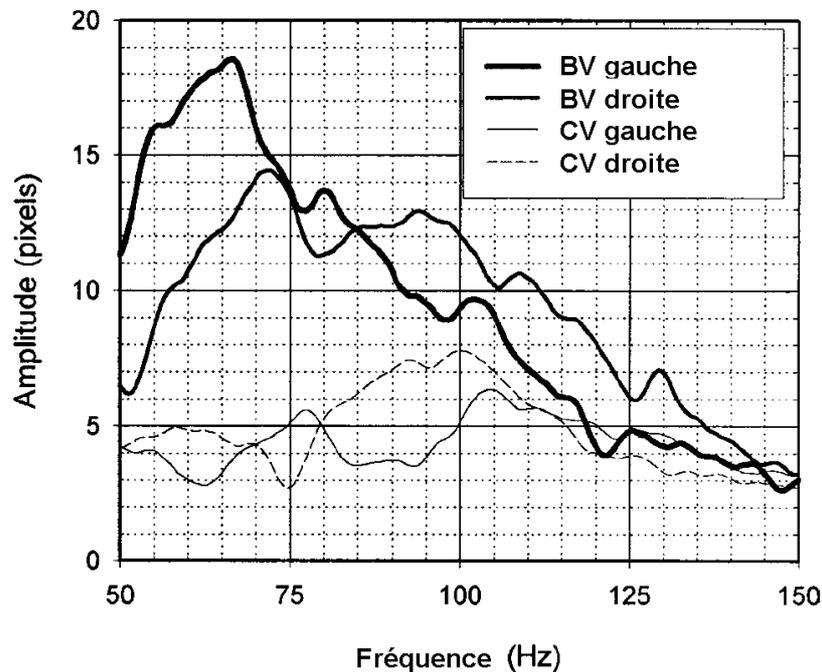


FIG. 1.10 – Courbes de réponse fréquentielle des bandes ventriculaires et des cordes vocales extraites de Svec & al. [191], 2000.

#### 1.2.4 Participation à la production vocale

Les rôles physiologiques des bandes ventriculaires sont à ce jour encore très discutés dans la littérature.

Nous avons déjà évoqué précédemment l'importance de ces structures dans la lubrification de la muqueuse laryngée et l'humectation de l'air au travers de la glotte (Kutta & al. [110], 2002, Kutta & al. [111], 2004, Bak-Pedersen & Nielsen [15], 1986 (comme cité dans Guida & Zorzetto [69], 2007).

Perello [151], 1978 (comme cité dans Guida & Zorzetto [69], 2007) leur attribue également une fonction sphinctérienne protégeant le larynx des fausses routes alimentaires, au même titre que les cordes vocales et l'épiglotte. Sur la base d'une visualisation aux rayons X des mouvements laryngés impliqués dans le processus de déglutition, Kawasaki & al. [98], 2001 soutiennent l'importance des bandes ventriculaires dans

<sup>1</sup> cf. chapitre 2 pour la description de ces techniques de visualisation des vibrations laryngées.

leur fonction protectrice des voies respiratoires. Grâce à une visualisation directe des images laryngées réalisées sur des sujets sains et une analyse quantitative des instants d'ouverture et de fermeture aux niveaux glottique et ventriculaire, ils montrent que la fermeture des bandes ventriculaires précède celle de cordes vocales, que l'ouverture glottique précède celle des bandes ventriculaires et que la durée de fermeture ventriculaire est également plus longue pendant la déglutition. Contrairement à l'adduction des cordes vocales, la fermeture des bandes ventriculaires pendant la déglutition reste inchangée sur des sujets souffrant d'une paralysie unilatérale du nerf récurrent (innervant certains muscles intrinsèques du larynx). Kawasaki & al. <sup>[98]</sup>, 2001 en concluent que la fonction sphinctérienne des bandes ventriculaires lors la déglutition est plus importante que celle des cordes vocales dans la protection des voies respiratoires.

En résumé, les bandes ventriculaires jouent un rôle manifeste dans la lubrification de la muqueuse laryngée et la protection des voies respiratoires sous-glottiques. Pepinsky <sup>[150]</sup>, 1942 fait aussi état du rapprochement des bandes ventriculaires pendant le sanglot, le soupir et la toux. Les bandes ventriculaires ont-elles de surcroît un rôle dans la production vocale ?

Les bandes ventriculaires n'interviennent pas *a priori* dans les processus physiologiques sous-jacents à la production de la parole neutre : elles ne s'accrochent ni ne vibrent *a priori* dans des conditions de phonation usuelles (Husson <sup>[92]</sup>, 1962, Sakakibara & al. <sup>[168]</sup>, 2002, Sakakibara & al. <sup>[170]</sup>, 2004, Esling & al. <sup>[51]</sup>, 2007). En s'appuyant sur la base de clichés tomographiques du larynx, Husson <sup>[92]</sup>, 1962 avance en effet plusieurs arguments plaçant en faveur d'un rôle passif des bandes ventriculaires dans l'émission vocale usuelle. Il déduit de la grande variabilité inter- et intra-individuelle de l'image ventriculaire observée sur ses enregistrements que les ventricules de Morgagni ne jouent aucun rôle dans la fixation de la hauteur du son ni dans la différenciation des voyelles, à l'encontre de Van Den Berg <sup>[206]</sup>, 1955 et Wilson <sup>[216]</sup>, 1976 qui observent une variation dans la forme du ventricule suivant la production vocalique. Husson <sup>[92]</sup>, 1962 observe que seul le degré général de contraction du sphincter glottique fait considérablement varier l'image ventriculaire, de sorte que chaque bande ventriculaire s'accroche à la corde vocale homolatérale. Il explique que la configuration du ventricule de Morgagni suit passivement la contraction générale du sphincter laryngien et se rapetisse lorsque celle-ci croît. Cependant, d'autres études présentent des réalisations acoustiques en parole et en chant qui impliquent un rapprochement et/ou un mouvement des bandes ventriculaires dans leur geste phonatoire ou articulaire.

## Participation en voix parlée

### *Chuchotement*

L'adduction partielle des bandes ventriculaires se retrouve dans l'étude du chuchotement (Zeroual & al. <sup>[221]</sup>, 2005, Rubin & al. <sup>[161]</sup>, 2006, Crevier-Buchman & al. <sup>[41]</sup>, 2008). Zeroual & al. <sup>[221]</sup>, 2005 et Crevier-Buchman & al. <sup>[41]</sup>, 2008 montrent que la configuration de la cavité laryngée pendant une séquence chuchotée est modifiée par rapport à celle d'une séquence parlée. Ce changement se produit aux niveaux glottique et supra-glottique. Ils montrent que le chuchotement ne se caractérise pas uniquement par un arrêt du voisement et la présence d'un bruit de friction mais aussi par un ajustement des cavités supra-glottiques au cours de l'articulation tels que la compression antéro-postérieure épilaryngée (entre la base de l'épiglotte et les aryténoïdes) et l'avancée des bandes ventriculaires vers la ligne médiane. Crevier-Buchman & al. <sup>[41]</sup>, 2008 montrent par cinématographie ultra-rapide que le mouvement commence au niveau des replis aryépiglottiques et des bandes ventriculaires par un rapprochement antéro-postérieur et transversal.

A partir d'enregistrements fibroscopiques acquis lors de consultations phoniatriques de routine, Rubin & al. <sup>[161]</sup>, 2006 comparent la compression des structures supra-glottiques en voix « normale » (en réalité, pathologique dans cette étude) et en voix chuchotée chez 100 patients. Ils évaluent qualitativement la compression médiane des bandes ventriculaires et le degré de constriction antéro-postérieur (AP) associé à la compression de l'épiglotte et des cartilages aryténoïdes. Pour les deux types de compressions combinées (médiane et AP), 69% des patients développent une hyperfonction supra-glottique en voix chuchotée

plus marquée qu'en voix « normale », 18% n'ont pas de changement notable entre les deux types de production, et 13% montrent une hyperfonction moins significative. 60% (respectivement 38%) des patients exhibent une hyperfonction plus intense en compression médiane ventriculaire (respectivement AP ary-épiglottique) pendant le chuchotement.

#### *Timbres de voix particuliers*

Une participation des bandes ventriculaires peut également être observée pour la production de timbres de voix particuliers. Lindestad & al. [116], 2004 observent un renforcement de la rugosité de la voix quand la vibration des bandes ventriculaires vient se juxtaposer à la vibration glottique avec de larges amplitudes et de façon irrégulière. Granqvist & Lindestad [68], 2001 observent une co-vibration périodique des cordes vocales et des bandes ventriculaires à la même fréquence et en opposition de phase pendant une phonation hyper-fonctionnelle soufflée.

#### *Réalisations consonantiques particulières*

Une adduction partielle ou totale des bandes ventriculaires peut être également observée à des fins phonétiques. Elle accompagne l'articulation laryngée de la consonne occlusive glottale sourde (« coup de glotte » (glottal stop)), retrouvée dans un grand nombre de langues polynésiennes, sémitiques, asiatiques, etc. (Esling & al. [50], 2005, Esling & al. [51], 2007). Sur la base d'enregistrements laryngoscopiques, Esling & al. [51], 2007 expliquent que le coup de glotte s'effectue aux niveaux glottiques et ventriculaires, et que la participation des bandes ventriculaires à ce geste articulatoire, de même que la constriction du ventricule laryngé, est essentielle à sa production. Ils montrent qu'une adduction partielle des bandes ventriculaires est une configuration minimale exigée pour cette réalisation phonétique (Esling & al. [50], 2005).

#### *Voix pathologiques*

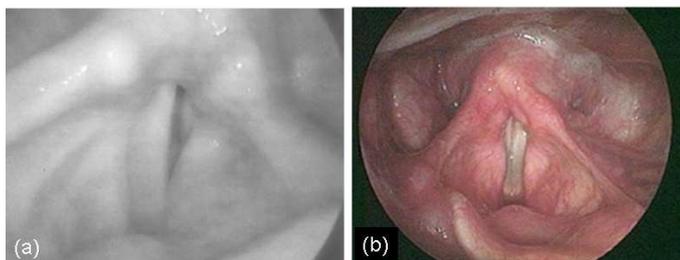


FIG. 1.11 – (a) Image vidéolaryngostroboscopique montrant une hyperadduction de la BV gauche d'un sujet en phonation, paralysé de la CV gauche (d'après Pinho & al. [152], 1999). (b) Image vidéolaryngostroboscopique montrant une hyperadduction de la BV droite d'un patient souffrant de dysphonie neurologique (paralysie du muscle crico-thyroïdien droit) (d'après Tsai & al. [204], 2007).

#### **Dysphonie ventriculaire**

Le rapprochement des bandes ventriculaires est communément observé chez des personnes souffrant d'un dysfonctionnement vocal. C'est le cas souvent des patients atteints de *dysphonie* (altération de la voix parlée : enrrouement, voix éraillée, voilée ou soufflée)<sup>1</sup>. Ces dysphonies peuvent naître d'une dysfonction de production sans lésion organique des cordes vocales, causant malgré tout un trouble phonatoire. On parle de *dysphonies fonctionnelles*. Elles résultent alors le plus souvent d'un comportement de forçage vocal (surmenage ou malmenage), d'une mauvaise technique respiratoire, ou bien de troubles somatoformes liés à des facteurs de stress (dysphonie psychogène).

<sup>1</sup><http://www.orl-france.org/enseignement/Objectifs/62.htm>

Les dysphonies dysfonctionnelles peuvent aussi être associées à une laryngopathie, une lésion de la corde vocale ou du larynx (cancer (carcinome), laryngites aiguës, laryngites chroniques, tumeurs bénignes (lipomes, chondromes), polypes, nodules, *etc.*) (De Corbiere & Fresnel <sup>[44]</sup>, 2001) ou résulter d'une anomalie congénitale (kyste). On parle alors de *dysphonies organiques*. Les *dysphonies neurologiques* sont liées à un trouble de la mobilité des cordes vocales, suite à une paralysie (lésion du nerf laryngé inférieur le plus fréquemment, tumeur de la trachée, carcinome de l'oesophage, cancer ou chirurgie de la glande thyroïde, lésion cervicale) ou un blocage (arthrite crico-aryténoïdienne).

Dans ces contextes pathologiques, il est courant d'observer une hypertrophie inflammatoire des bandes ventriculaires (Nasri & al. <sup>[137]</sup>, 1996, Pinho & al. <sup>[152]</sup>, 1999, Rubin & al. <sup>[161]</sup>, 2006, Tsai & al. <sup>[204]</sup>, 2007), qui vient pallier une anomalie morphologique des cordes vocales (dysphonie organique) ou compenser un trouble de leur mobilité (dysphonie neurologique), comme illustré sur la figure 1.11. On parle alors de dysphonie ventriculaire (Von Doersten & al. <sup>[213]</sup>, 1992, Nasri & al. <sup>[137]</sup>, 1996, Maryn & al. <sup>[130]</sup>, 2003 (comme cité dans Guida & Zorzetto <sup>[69]</sup>, 2007)). La co-vibration des bandes ventriculaires et des cordes vocales est également souvent observée lors de phonations pathologiques (Von Doersten & al. <sup>[213]</sup>, 1992, Nasri & al. <sup>[137]</sup>, 1996, Lindestad & al. <sup>[116]</sup>, 2004), mais n'est pas systématique (Pinho & al. <sup>[152]</sup>, 1999). Cette vibration est le plus souvent non-périodique, mais Nasri & al. <sup>[137]</sup>, 1996 fait état d'oscillations périodiques chez des patients dysphoniques. La participation des bandes ventriculaires dans la phonation est ainsi souvent symptomatique d'une altération des cordes vocales, qu'elles compensent pour générer une voix de substitution, rauque, appelée « voix des bandes ». Notez qu'il n'est pas évident d'estimer la contribution effective de cette vibration ventriculaire dans la perception de la voix de substitution. Lindestad & al. <sup>[116]</sup>, 2004 montrent que la rugosité perçue dans la qualité de cette voix est corrélée aux irrégularités dans la vibration glottique mais aussi aux irrégularités des vibrations ventriculaires lorsqu'elles se produisent avec de large amplitudes et un accolement significatif. L'oscillation régulière des bandes ventriculaires à une même fréquence que les cordes vocales et avec un pattern vibratoire inversé ne génère pas une voix perçue comme rauque.

#### Vibrateur de substitution après intervention chirurgicale

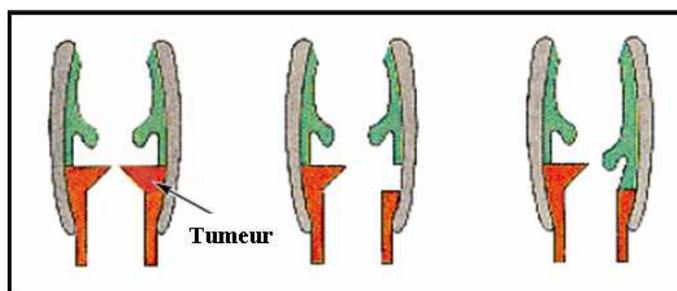


FIG. 1.12 – Corpectomie gauche pour carcinome, avec « reconstruction » de la corde vocale excisée <sup>[24]</sup>. Le défaut à la glotte est corrigé grâce à la suture de la bande ventriculaire au niveau de la corde vocale saine contre-latérale. D'après Bertino & al. <sup>[24]</sup>, 2001.

Les bandes ventriculaires peuvent littéralement faire office de vibrateur de substitution après l'ablation d'une corde vocale par corpectomie (Fukuda & al. <sup>[60]</sup>, 1990 (comme cité dans Guida & Zorzetto <sup>[69]</sup>, 2007 et Bertino & al. <sup>[24]</sup>, 2001), Bertino & al. <sup>[24]</sup>, 2001). L'intervention de « reconstruction » (Bertino & al. <sup>[24]</sup>, 2001) d'une corde vocale par une « fausse » corde vocale est illustrée figure 1.12. Sur la base d'examen vidéolaryngostroboscopiques, Fukuda & al. <sup>[60]</sup>, 1990 observent de meilleurs motifs vibratoires chez les patients ayant subi cette opération que chez ceux ayant naturellement développé des méthodes compensatoires suite à une corpectomie classique. Sur 11 patients soumis à cette procédure chirurgicale, 5 patients présentent une voix normale après l'intervention, 5 une voix enrouée, et un seul garde une voix âpre et très altérée (Fukuda & al. <sup>[60]</sup>, 1990). Bertino & al. <sup>[24]</sup>, 2001 ne présentent pas des résultats aussi optimistes sur le rendu de l'opération. La plupart des cas étudiés dans Bertino & al. <sup>[24]</sup>, 2001 retrouvent

une voix acceptable après l'opération, encore loin d'égaliser la qualité d'une voix saine. Grâce à une étude comparée des paramètres acoustiques sur des sujets soumis ou non à l'opération de reconstruction, Bertino & al. [24], 2001 estiment que l'opération n'améliore pas le processus de rétablissement, et ne trouvent pas de corrélation entre la position de la bande ventriculaire déplacée et la présence d'un mode de vibration glottique typique de la phonation.

### Participation en voix chantée

La vibration des bandes ventriculaires peut également faire partie intégrante d'une technique phonatoire utilisée à des fins artistiques dans des styles de chants spécifiques.

#### *Opéra lyrique*

Comme détaillé dans la partie 1.2.1 (*cf.* § **Dimensions du ventricule de Morgagni**), il n'est pas rare de trouver un ajustement de la position et de la forme des bandes ventriculaires chez les chanteurs lyriques dans la recherche de différentes qualités de voix (Husson [92], 1962, Flach [55], 1964, Kitzing & Sonesson [101], 1967, Sundberg [187], 1974, Wilson [216], 1976, Lindestad & al. [116], 2004).

#### « Growl » (*ou grognement*)

Le « Growl » est une technique vocale fréquemment retrouvée dans la musique blues, dans le gospel et le jazz (*cf.* Louis Armstrong et Cab Calloway (Sakakibara & al. [165], 2004)) et la pop (Sakakibara & al. [166], 2005), qui confère à la voix un timbre guttural. Selon Titze [200], 1994, la vibration des bandes ventriculaires peut se juxtaposer à la vibration glottique au cours d'effets vocaux utilisés dans la musique pop (Fuks & al. [59], 1998), perceptivement proches du growl. Zangger Borch & al. [219], 2004 observent également la vibration de la muqueuse supra-glottique dans la modulation de timbre travaillée à des fins d'ornementation dans le rock. Chevaillier & al. [33] observent de même que la « voix saturée » du chanteur de rock metal nécessite la mise en oeuvre des cordes vocales et des bandes ventriculaires dans le registre grave. Sakakibara & al. [165], 2004 et Sakakibara & al. [166], 2005 observent la co-vibration des cordes vocales et des replis aryépiglottiques dans la production du « growl » (harmonique ou sub-harmonique), rendant difficile la vérification laryngoscopique d'une éventuelle vibration ventriculaire.

#### *Min-Yoh Japonais*

Agarwal & al. [3], 2003, Imagawa & al. [94], 2003 et Sakakibara & al. [166], 2005 citent l'adduction des bandes ventriculaires et la constriction du larynx dans la tradition folklorique vocale du Japon, le Min-Yoh. Les bandes ventriculaires se rapprochent l'une de l'autre, mais ne vibrent pas.

#### *Chant diphonique*

Le chant diphonique est une pratique musicale ancestrale répandue dans les cultures vocales centrasiatiques, principalement au sud de la Sibérie chez certaines populations de l'Oural et de l'Altaï (Républiques de Touva, de Khakassie, de Bachkirie) ainsi qu'en Mongolie. Ce chant est intimement lié aux croyances animistes de ces peuples qui tentent avec d'imiter les bruits de la nature tels le vent ou l'eau (Hai [73], 2006). Cette pratique consiste à faire du chant polyphonique au moyen d'une seule voix. Il existe différents types de chants diphoniques (16 au moins en Asie Centrale) qui se distinguent dans leur technique phonatoire et leur rendu perceptif. Citons par exemple le *Khöömei*, le *Kargyraa* et le *Sygyt* en République de Touva, le *Khöömij* en Mongolie (Hai & Zemp [74], 1991, Hai [72], 1997, Levin & Edgerton [115], 1999, Hai [73], 2006, Bouët [26], 2008, Hai [71], 2009).

Le *Sygyt* se caractérise par l'émission conjointe de deux types de sons, rappelant le timbre de la guimbarde : un son fondamental chanté et tenu à la même hauteur le temps d'une expiration, constituant

un *bourdon* (ou « drone ») entre 165Hz (mi2) et 220Hz (la 2) selon les chanteurs ; un son dit « harmonique » (un ou plusieurs harmoniques naturels du son fondamental : H9, H10 et H12), varié au gré du chanteur et dessinant une mélodie aigüe et flûtée superposée au bourdon (Hai <sup>[73]</sup>, 2006). Dans cette technique, la pointe de la langue touche le palais, divisant la bouche en deux cavités. Les harmoniques sont créés par résonance de ces cavités dont le chanteur modifie les dimensions, en déplaçant la langue de l'avant vers l'arrière ou en déformant les lèvres pour prononcer des voyelles (Hai <sup>[71]</sup>, 2009, Kob <sup>[103]</sup>, 2002).

Le style *Kargyraa* se produit dans le registre extrêmement grave de la voix du chanteur. Le son fondamental est émis en voix de gorge avec un timbre guttural spécifique, entre 55Hz (la0) et 65Hz (do1) selon Hai <sup>[73]</sup>, 2006, et aux alentours de 70 à 100Hz selon Lindestad & al. <sup>[118]</sup>, 2001. Les harmoniques naturels utilisés se situent entre H6, H7, H8, H9, H10 et H12. Dans cette technique vocale, la langue est au repos. Les fréquences sont sélectionnées par la forme de la bouche, qui constitue une seule cavité. Le contrôle des déformations de cette cavité est réalisée en prononçant différentes voyelles (Hai <sup>[71]</sup>, 2009). Le résultat acoustique est perçu une octave en-deçà de la note chantée originale. Ce phénomène acoustique d'octavation est connu sous le nom de *doublement de période* (Lindestad & al. <sup>[118]</sup>, 2001, Henrich & al. <sup>[79]</sup>, 2006).

Quel lien avec les bandes ventriculaires ? Leur vibration a pu être observée durant certaines de ces productions diphoniques (Fuks & al. <sup>[59]</sup>, 1998, Lindestad & al. <sup>[118]</sup>, 2001, Sakakibara & al. <sup>[167]</sup>, 2001, Sakakibara & al. <sup>[170]</sup>, 2004). Deux différentes configurations laryngées sont communément distinguées :

- une co-oscillation des cordes vocales et des bandes ventriculaires, à la même période mais en déphasage.

On retrouve cette configuration dans la production du *bourdon* constituant la voix de soutien du *Sgyt* (Sakakibara & al. <sup>[167]</sup>, 2001, Sakakibara & al. <sup>[168]</sup>, 2002, Sakakibara & al. <sup>[170]</sup>, 2004, Imagawa & al. <sup>[94]</sup>, 2003).

- une co-oscillation des cordes vocales et des bandes ventriculaires dans un rapport 2 :1 (ou 3 :1 Imagawa & al. <sup>[94]</sup>, 2003, Fuks & al. <sup>[59]</sup>, 1998), à savoir une oscillation des bandes ventriculaires tous les deux (ou trois) cycles glottiques, en opposition de phase (Fuks & al. <sup>[59]</sup>, 1998, Sakakibara & al. <sup>[167]</sup>, 2001, Sakakibara & al. <sup>[168]</sup>, 2002, Sakakibara & al. <sup>[170]</sup>, 2004, Imagawa & al. <sup>[94]</sup>, 2003, Lindestad & al. <sup>[118]</sup>, 2001).

Ce « mode vocal-ventriculaire » (Fuks & al. <sup>[59]</sup>, 1998) est retrouvé dans le style *Kargyraa* (Levin & Edgerton <sup>[115]</sup>, 1999, Lindestad & al. <sup>[118]</sup>, 2001, Sakakibara & al. <sup>[170]</sup>, 2004, Imagawa & al. <sup>[94]</sup>, 2003).

#### *Autres cultures vocales traditionnelles*

Le chant diphonique *Kargyraa* est perceptivement très proche d'autres styles musicaux, retrouvés chez les moines tibétains des monastères bouddhistes Gyütö et Gyüme qui l'utilisent dans leur pratique spirituelle (prières *dbyangs* (« voyelles » en tibétain) et chants *Dzo-ke*) (Lindestad & al. <sup>[118]</sup>, 2001, Hai <sup>[73]</sup>, 2006).

Ce chant de gorge est également très similaire des techniques utilisées dans certaines polyphonies méditerranéennes comme dans le chant traditionnel *A Tenore*, pratiqué encore actuellement en Sardaigne. Expression des régions montagneuses du centre nord de l'île, telles que la Barbagia, il est souvent considéré comme le chant des bergers. Il est interprété par un quatuor de voix masculines, dont une voix soliste (la *Boghe*) qui chante le texte et conduit la mélodie, et un chœur de trois voix (le *Bassu*, la *Contra*, la *Mesa Boghe*) qui l'accompagne par le chant de syllabes sans signification dont les modulations rythment et accentuent les intonations de la *Boghe* (Lortat-Jacob <sup>[120]</sup>, 1998). Comme pour le *Kargyraa*, le phénomène de doublement de période et le « mode vocal-ventriculaire » sont observés dans la technique vocale du *Bassu*, la voix la plus grave du quatuor (Lortat-Jacob <sup>[120]</sup>, 1998, Henrich <sup>[79]</sup>, 2006). Le *Bassu* produit un son pour lequel la fréquence fondamentale de vibration des cordes vocales est située entre 140 et 240Hz et dont on perçoit l'octave inférieur (entre 70 et 120Hz).

### Lien avec les instabilités vocales

Qu'elle soit symptomatique en phonation pathologique, exploitée à des fins phonétiques en parole usuelle ou dans la recherche d'une esthétique musicale en voix chantée, la vibration des bandes ventriculaires est fréquemment associée à des instabilités vocales. Des locuteurs dysphoniques peuvent basculer à leur insu d'un registre de parole à un autre, d'un régime régulier à un régime irrégulier, ou subir des arrêts momentanés du voisement. Des phénomènes de doublement de période, voire de triplement de période (Fuks & al. <sup>[59]</sup>, 1998) sont souvent retrouvés dans les diagnostics médicaux et dans les techniques de chant mentionnées plus haut (Fuks & al. <sup>[59]</sup>, 1998, Lindestad & al. <sup>[118]</sup>, 2001, Sakakibara & al. <sup>[167]</sup>, 2001, Sakakibara & al. <sup>[170]</sup>, 2004).

L'ensemble des cordes vocales et du flux d'air glottique forme un système dynamique non-linéaire qui peut exhiber de nombreux régimes vibratoires (Herzel <sup>[80]</sup>, 1993, Titze & al. <sup>[199]</sup>, 1993, Berry & al. <sup>[23]</sup>, 1994, Herzel & al. <sup>[82]</sup>, 1994, Herzel & al. <sup>[81]</sup>, 1995, Steinecke & Herzel <sup>[185]</sup>, 1995, Svec & al. <sup>[192]</sup>, 1996, Wilden <sup>[215]</sup>, 1998). Les mécanismes laryngés à la base des registres de parole en sont une illustration (*cf.* § 1.1.2 Mécanismes laryngés). Ils sont caractérisés par des cycles successifs de vibration glottique réguliers en durée et amplitude. Les cordes vocales peuvent néanmoins vibrer dans des régimes caractérisés par des cycles consécutifs différents du fait de cette non-linéarité de l'appareil phonatoire humain. On catégorisera le cas échéant les vibrations glottiques rencontrées dans cette étude suivant différents régimes, en calquant la terminologie associée à la dynamique non-linéaire :

- le régime *modal* ; il se caractérise par des cycles de vibration glottique réguliers et une seule fréquence fondamentale apparente sur le spectre.
- le régime *critique* ; il comprend essentiellement les régimes sous-harmoniques des voix diplophoniques, caractérisés par des séquences périodiques de cycles vocaux inégaux. Leurs spectres affichent plusieurs séries d'harmoniques dont les fréquences fondamentales sont dans des rapports rationnels simples. Ce régime réunit également les voix dites biphoniques, caractérisées par un spectre discret et des séries d'harmoniques dont les fréquences fondamentales sont dans des rapports irrationnels (Behrman & al. <sup>[20]</sup>, 1998) ;
- le régime *chaotique* ; il se caractérise par des séquences de cycles glottiques dont les durées ou les amplitudes fluctuent aléatoirement. Les spectres correspondants sont continus, la voix est perçue comme rauque.

Les transitions (in)contrôlées entre ces différents régimes de vibration s'interprètent comme des bifurcations du système vibratoire glottique vers des régimes critiques ou chaotiques. Le passage d'un régime vibratoire à un autre se fait subitement suite à des modifications minimales des conditions expérimentales, au franchissement d'un seuil critique par un des paramètres de contrôle du système dynamique (Bergé & al. <sup>[21]</sup>, 1998, Manneville <sup>[129]</sup>, 2004). Dans l'étude des troubles de la voix, ces bifurcations sont souvent générées par des interactions complexes entre le flux d'air phonatoire et les cordes vocales à la faveur d'irrégularités muqueuses, d'asymétries de tension musculaire, de masse vibrante, ou de longueur (gauche/droite, antérieur/postérieur, *etc.*) entre les cordes vocales (Steinecke & Herzel <sup>[185]</sup>, 1995, Herzel & al. <sup>[81]</sup>, 1995, Svec & al. <sup>[192]</sup>, 1996), ou d'une augmentation critique de la pression sous-glottique (Berry & al. <sup>[23]</sup>, 1994).

On peut se demander si les transitions acoustiques perçues au cours des productions chantées (*e.g.* octaviation dans le doublement de période) ou parlées (*e.g.* voix pathologique dysphonique) mentionnées plus haut ne sont pas des bifurcations (maîtrisées ou abruptes) de la vibration glottique liée à l'implication des bandes ventriculaires dans le processus phonatoire ; si oui, quel paramètre critique permet ce changement de régime ? Nous reviendrons sur cette éventualité au cours de ce mémoire.

### 1.3 Hypothèses d'interactions entre cordes vocales et bandes ventriculaires

Sur la base d'explorations *in-vivo*, différentes études ont constaté une corrélation forte entre les mouvements glottiques et les mouvements ventriculaires, présumant une interaction physique sous-jacente. Cependant, la nature de cette interaction reste assez floue : est-elle reliée à une conduction mécanique se propageant le long de la muqueuse laryngée, un couplage acoustique, un phénomène aérodynamique... ? Nous proposons dans cette section différentes hypothèses sur cette interaction, formulées dans l'optique d'expliquer un accolement et une vibration entretenue des bandes ventriculaires.

#### 1.3.1 Conduction mécanique

Une première conjecture serait de considérer que le mouvement glottique se propage le long de la muqueuse laryngée et que la vibration des cordes vocales soit susceptible d'engendrer celle des bandes ventriculaires par transmission mécanique. Peu d'études se sont intéressées à la propagation d'ondes visco-élastiques guidées le long de la muqueuse laryngée.

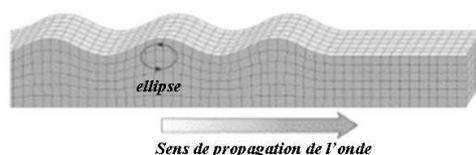


FIG. 1.13 – Propagation d'une onde de Rayleigh à la surface d'un solide (visco)élastique. D'après Maillard [128].

L'hypothèse d'une conduction mécanique par propagation d'ondes de Rayleigh à la surface des bandes ventriculaires a été analysée par Tsai & al. [203], 2004 dans le cas de la production diphonique de *Sygyt*. L'onde de Rayleigh est une onde de surface associée à la frontière libre d'un solide élastique ou visco-élastique (Romeo [154], 2001), constituée de la superposition d'une onde transverse et d'une onde longitudinale, telle qu'une particule de la surface décrit une ellipse (*cf.* figure 1.13). Tsai & al. [203], 2004 suggèrent que de telles ondes de surface sur les bandes ventriculaires, entretenues périodiquement par la pression acoustique à la fréquence de résonance du conduit vocal  $nf_0$ , puissent moduler l'écoulement d'air à la même fréquence et activement amplifier l'harmonique mélodique  $nf_0$  du chant *Sygyt*.

#### 1.3.2 Couplage acoustique

Une deuxième hypothèse repose sur l'idée d'un couplage acoustique entre les cordes vocales et les bandes ventriculaires, qui puisse corrélérer leur mouvement respectif. Sur la base de cette supposition, nous proposons ici de recenser les données de la littérature ciblées sur l'impact acoustique des bandes ventriculaires.

#### Un filtre acoustique

Depuis les années 1930 déjà, l'influence acoustique des bandes ventriculaires et du ventricule de Morgagni dans la production vocale intriguent les thérapeutes (Josephson & al. [96], 1933). Le colmatage des ventricules *in-vivo* via des procédés cliniques qui n'altèrent ni la mobilité ni les degrés de liberté des cordes vocales conduit à l'aphonie partielle ou sévère et à la dysphonie. Le ventricule de Morgagni semble alors jouer un rôle d'importance dans la production vocale. Une étude similaire (Beckmann [19], 1958 citée par Sundberg [187], 1974) compare le son généré par des larynx excisés avec et sans coton dans

le ventricule de Morgagni et doute de son influence sur le timbre des voix chantées. Cependant, cette étude repose sur une analyse spectrale en-deçà de 2kHz. Sur la base de considérations théoriques, Van Den Berg [206], 1955 conclut que le ventricule de Morgagni agit comme un filtre passe-bas, annihilant les harmoniques supérieures du spectre vocalique. Fant [53], 1960 conclut de même sur les résonateurs laryngés supra-glottiques : il montre, au moyen d'un modèle basé sur l'analogie électro-acoustique du conduit vocal, que le ventricule de Morgagni influence la fréquence du 4ième formant ( $F_4$ ), et que les sinus piriformes, en contribuant à la longueur effective du pharynx, sont responsables d'une fréquence de coupure à 5kHz.

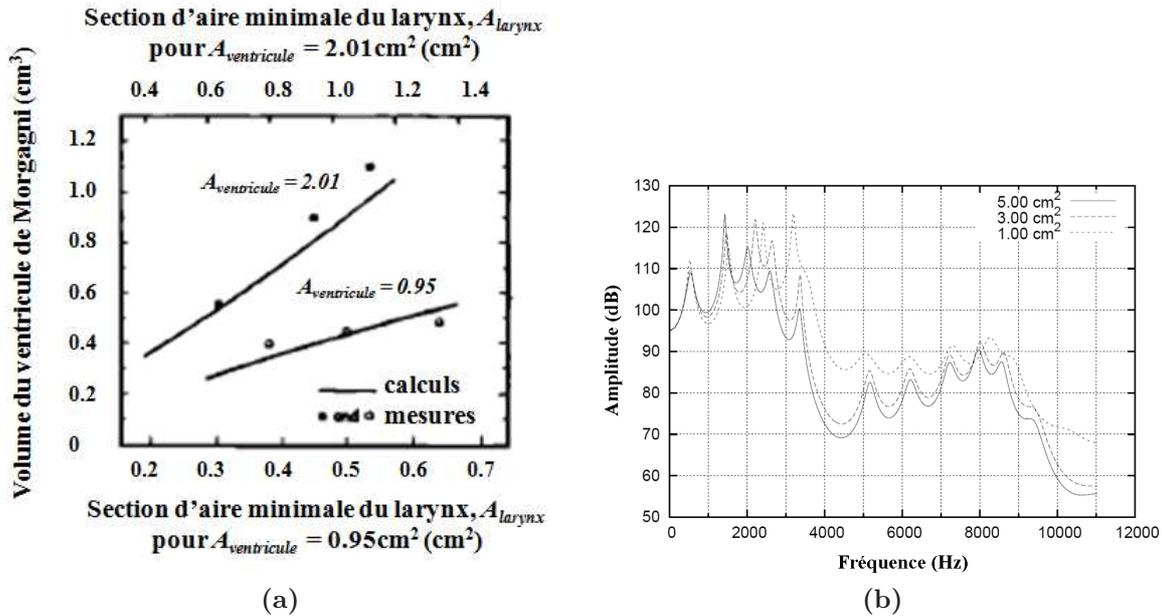


FIG. 1.14 – (a) Volume du ventricule de Morgagni nécessaire pour maintenir la fréquence de résonance de la cavité laryngée à 2.8kHz, pour différentes valeurs de la plus petite section d'aire du larynx,  $A_{larynx}$ , et pour différentes estimations de l'aire du ventricule laryngé,  $A_{ventricule}$ . D'après Sundberg [187], 1974. (b) Effet d'une modification de la section d'aire du ventricule de Morgagni sur le spectre acoustique d'une voix synthétisée par le modèle de Sakakibara & al. [168], 2002. D'après Imagawa & al [94], 2003.

L'ajustement de la taille du ventricule chez les chanteurs lyriques, évoqué précédemment (cf. § 1.2.1 **Dimensions du ventricule de Morgagni**), s'accorde avec une recherche esthétique d'une meilleure qualité de voix (Husson [92], 1962, Flach [55], 1964, Kitzing & Sonesson [101], 1967, Sundberg [187], 1974, Wilson [216], 1976, Lindestad & al. [116], 2004). Cet ajustement géométrique peut contribuer à un ajustement en fréquence et en amplitude des résonances du conduit vocal (Titze [201], 2001, Sundberg [187], 1974, Imagawa & al. [94], 2003). Sundberg [187], 1974 et Imagawa & al. [94], 2003 suggèrent en effet que le rapport des volumes d'air contenus dans le larynx et l'hypopharynx puisse jouer un rôle décisif dans la production du « formant du chanteur ». Sundberg [187], 1974 explique que le larynx, inséré dans une cavité pharyngée plus large, peut agir comme un résonateur isolé et créer un formant supplémentaire dans la fonction de transfert du conduit vocal si le rapport entre la section d'aire du conduit le plus large sur la section minimale du conduit le plus étroit excède 6 :1, à savoir si le conduit pharyngé a une section d'au moins  $3.1 \text{ cm}^2$ . Sundberg [187], 1974 estime à 2.5kHz la fréquence de résonance de la cavité laryngée, entre les formants  $F_3$  et  $F_4$  trouvés en parole usuelle. Au moyen de mesures acoustiques sur une maquette du conduit vocal, Sundberg [187], 1974 a mesuré l'expansion du ventricule de Morgagni nécessaire pour maintenir la fréquence de résonance de la cavité laryngée près de 2.8kHz, *i.e.* près du « formant du chanteur ». Un volume de  $0.9 \text{ cm}^3$  serait requis dans une configuration telle que la section d'aire minimale de la cavité laryngée  $A_{larynx}$  vale  $1.1 \text{ cm}^2$ , et celle du ventricule laryngé  $A_{ventricule}$  vale  $2.01 \text{ cm}^2$  (cf. figure 1.14 (a)). L'élargissement du ventricule paraît raisonnablement modéré compte tenu de sa contenance ordinaire estimée à  $0.56 \text{ cm}^3$  (Sundberg [187], 1974) et peut être facilité lors de la production

des hautes fréquences, en raison de l'allongement des cordes vocales.

Sakakibara & al. [167], 2001, Sakakibara & al. [170], 2004 et Imagawa [94], 2003 estiment la conséquence acoustique de la présence des bandes ventriculaires dans le larynx sur une voix de synthèse simulée au moyen d'un modèle à deux masses de cordes vocales couplé à un modèle à deux masses de bandes ventriculaires. Ils montrent comment l'oscillation d'une constriction supra-glottique contribue à moduler la qualité de la voix spécifique des chants de gorge. Imagawa & al. [94], 2003 évaluent les conséquences acoustiques d'un changement de section d'aire dans les structures supra-glottiques. En diminuant l'aire entre les bandes ventriculaires et le vestibule laryngé, ils simulent un déplacement des formants  $F_2$ ,  $F_3$ ,  $F_4$  vers les basses fréquences, la disparition graduelle de  $F_5$ , et une diminution de l'énergie spectrale au-delà de 4000Hz. Ils montrent qu'une augmentation de l'aire du ventricule de Morgagni rapproche les 3ième et 4ième formants ( $F_3$  et  $F_4$ ) du second formant ( $F_2$ ) et affinent le pic de cette résonance, comme illustré sur la figure 1.14 (b). Sakakibara & al. [167], 2001 montrent une augmentation de la puissance acoustique entre 1 et 3kHz dans le spectre des voix *Karyraa* obtenu par filtrage inverse.

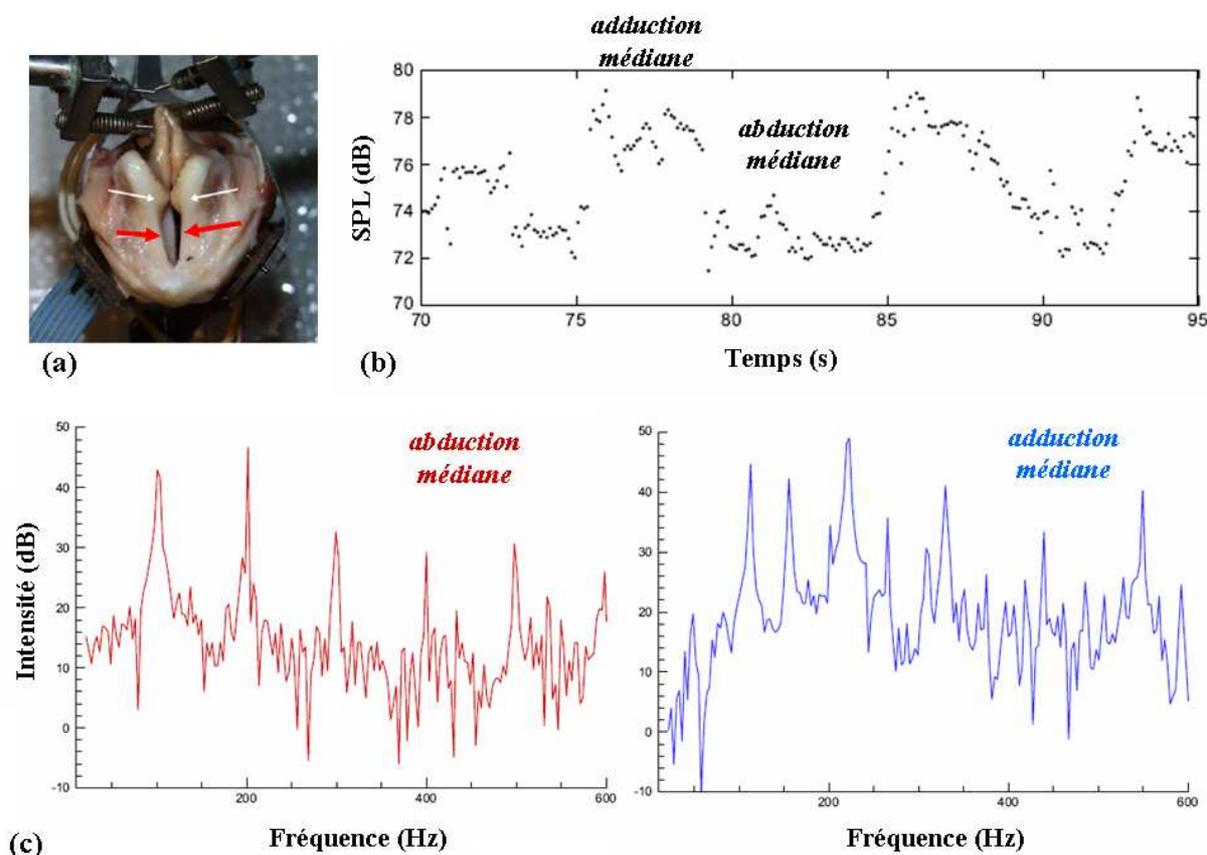


FIG. 1.15 – (a) Vue de dessus d'un larynx excisé de chien utilisé par Finnegan & Alipour [54], 2009. Les flèches indiquent les points d'attache des sutures réalisées pour contrôler la position des BV. Les flèches rouges indiquent le mouvement de compression médiane relatif aux résultats présentés dans cette figure. (b) Variations temporelles de l'intensité du son laryngé (enregistré à 15.2cm du larynx) pendant un mouvement cyclique de compression/décompression médiane des BV. Chaque point correspond à une valeur moyennée calculée sur 10-20 cycles. (c) Spectres FFT du son laryngé enregistré pendant 1s d'abduction médiane des BV (à gauche), pendant 1s d'adduction médiane des BV (à droite). ((a), (b) et (c) d'après Finnegan & Alipour [54], 2009).

Grâce à des mesures réalisées *in-vitro* sur des larynx excisés de chiens, Finnegan & Alipour [54], 2009 quantifie l'effet acoustique engendré par la présence et la position des structures supra-glottiques

sur le son laryngé (*cf.* figure 1.15). Le signal audio est enregistré, avant et après ablation des bandes ventriculaires. Finnegan & Alipour <sup>[54]</sup>, 2009 montrent que la vibration des bandes ventriculaires induit des irrégularités dans le signal acoustique résultant ; que leur présence agit comme un filtre acoustique et accentue le second partiel sur le spectre ; que leur absence enfin renforce le bruit basse fréquence entre 0 et 300Hz. Dans une étude expérimentale antérieure sur des larynx excisés de chiens, Alipour & al. <sup>[4]</sup>, 2007 montrent qu'une compression des bandes ventriculaires, médiane ou antéro-postérieure, contribue au renforcement de l'intensité acoustique (*cf.* figure 1.15), ce qui conforte les simulations de Nomura & Funada <sup>[142]</sup>, 2007. Grâce à la résolution numérique des équations d'un écoulement compressible visqueux, Nomura & Funada <sup>[142]</sup>, 2007 montrent en effet que l'amplitude de la pression instantanée dans le conduit vocal à une distance de 16cm de la glotte est double dans un modèle tenant compte de la présence des bandes ventriculaires (rapport de l'ouverture ventriculaire sur l'ouverture glottique égal à 5.1 ; distance entre l'extrémité du canal glottique et l'espace minimal entre les bandes ventriculaires égale à 6.2mm), comparativement à un modèle sans bande ventriculaire. Dans l'étude *in-vitro* présentée par Finnegan & Alipour <sup>[54]</sup>, 2009, avant compression médiane des bandes ventriculaires, alors qu'elles sont dans une configuration de co-vibration avec les cordes vocales, la figure 1.15 montre une amplification du second partiel du signal acoustique de 43.8 à 47dB (enregistré à 15.2cm du larynx). En comprimant l'espace médian entre les bandes ventriculaires en oscillation, Finnegan & Alipour <sup>[54]</sup>, 2009 observent sur le spectre du signal laryngé, en plus d'un second partiel à 223Hz excédant de 4.3dB le fondamental à 113Hz, l'apparition d'un pic sous-harmonique de 156Hz à 42.3dB, générant des vibrations irrégulières. Une compression médiane des bandes ventriculaires semble ainsi renforcer le second partiel du signal acoustique : les bandes ventriculaires agissent comme un filtre acoustique.

### Les bandes ventriculaires, une source de son ?

Selon Saunders <sup>[171]</sup>, 1956 (comme cité dans Finnegan & Alipour <sup>[54]</sup>, 2009), des bandes ventriculaires rapprochées peuvent agir comme une source sonore. Zhang & al. <sup>[222]</sup>, 2002 montrent au moyen d'une simulation numérique que l'interaction entre le jet glottique et les bandes ventriculaires en régime stationnaire génère une source de son dipolaire à la fréquence de résonance du ventricule de Morgagni, à savoir entre 2 et 2.5kHz. Ils confirment ainsi les résultats de Hirschberg & al. <sup>[85]</sup>, 1996 sur les propriétés de ce dipôle et le renforcement de la radiation du son chaotique qui s'ensuit : les bandes ventriculaires pourraient induire une oscillation stable du jet glottique et créer ainsi la source sonore d'un sifflement. De même, Nomura & Funada <sup>[142]</sup>, 2007 montrent numériquement que les bandes ventriculaires ont un effet conséquent dans la génération du bruit large-bande d'un signal de parole. Kucinski & al. <sup>[108]</sup>, 2006 identifient également par un procédé expérimental *in-vitro* de visualisation d'écoulement des structures tourbillonnaires susceptibles de se développer dans le ventricule de Morgagni, et suggèrent que leurs interactions avec les bandes ventriculaires puissent générer des sources de son dipolaires et quadripolaires.

Dans l'étude des productions diphoniques impliquant la vibration combinée des cordes vocales et des bandes ventriculaires, Fuks & al. <sup>[59]</sup>, 1998 trouvent un renforcement de l'énergie acoustique entre 2 et 6kHz comparativement à la phonation modale. Lindestad & al. <sup>[118]</sup>, 2001 posent la question de la contribution de l'oscillation ventriculaire dans la production du son de basse octave perçu. Plusieurs éléments de cette étude indiquent que les bandes ventriculaires tiennent un rôle actif dans la modification de la fréquence fondamentale acoustique et suggèrent que l'octavation provienne d'une source vocale complexe impliquant deux oscillateurs couplés. Si le son est généré par un seul de ces oscillateurs ou par la combinaison des deux reste une question non élucidée. Il semble plausible néanmoins que la vibration des bandes ventriculaires induisent une modulation du son en atténuant l'excitation glottique tous les deux cycles glottiques.

### 1.3.3 Interaction aérodynamique

Nous considérons ici l'impact d'un rapprochement des bandes ventriculaires sur le jet glottique. Cet impact est susceptible de justifier la possibilité d'une vibration ventriculaire. L'altération de l'écoulement

pourrait engendrer une modification de la distribution de pression translaryngée à la faveur d'une mise en oscillation des bandes ventriculaires. C'est cette hypothèse que nous tenterons de tester dans la suite de ce travail.

Peu d'études se sont attachées à la description des phénomènes aérodynamiques impliqués par la présence et le mouvement des bandes ventriculaires dans le larynx. Quelle est la contribution aérodynamique d'une constriction placée en aval des cordes vocales ? Comment une telle constriction affecte-t-elle le débit glottique et le champ de pression dans le larynx ?

### Altération du débit et de la distribution de pression translaryngés

Des études expérimentales menées sur des dispositifs *in-vitro* ont permis un premier aperçu de l'influence des bandes ventriculaires sur le débit glottique (Shadle & al. [182], 1991, Pelorson & al. [149], 1995, Agarwal [2], 2004, Kucinski & al. [108], 2006, Finnegan & Alipour [54], 2009). L'exploration *in-vivo* des mécanismes impliqués dans le chant de gorge (Fuks & al. [59], 1998, Lindestad & al. [118], 2001) montre que la fermeture des bandes ventriculaires s'accompagne d'une atténuation de l'onde de débit tous les deux cycles glottiques. Fuks & al. [59], 1998 suggèrent que la dynamique des bandes ventriculaires pourrait dépendre d'une pression négative générée par le flux d'air contenu dans le pulse glottique. Il mesure des pressions oesophagiennes plus élevées dans la phonation impliquant une vibration ventriculaire que dans la phonation modale. Au moyen d'une maquette rigide statique du larynx combinant cordes vocales et bandes ventriculaires, Agarwal [2], 2004 observe une augmentation ou une diminution de la résistance de l'écoulement translaryngé, selon la configuration géométrique. Alipour & al. [4], 2007 montrent sur des larynx excisés de chiens qu'une compression des bandes ventriculaires augmente la résistance de l'écoulement laryngé de manière significative. Finnegan & Alipour [54], 2009 observent sur le même dispositif une augmentation de la pression sous-glottique moyenne et une diminution du débit d'air avec la compression médiane ou antéro-postérieure des bandes ventriculaires. Pelorson & al [148], 1995 constatent un recouvrement de pression significatif associé au rattachement du jet aux parois des bandes ventriculaires, en accord avec les observations de Miller & al. [134], 1988.

### Perturbation engendrée sur le jet glottique

La déviation du jet glottique par effet Coanda, typiquement observé en régime stationnaire sur des maquettes statiques (Pelorson & al. [147], 1994, Pelorson & al. [148], 1995, Hirschberg & al [85], 1996, Hofmans [86], 1998, Hofmans & al. [87], 2003, Scherer & al. [174], 2001, Shinwari & al. [183], 2003, Erath & Plesniak [49], 2006, Kucinski & al. [108], 2006) diminue avec la présence des bandes ventriculaires dans le larynx (Shadle & al. [182], 1991, Kucinski & al. [108], 2006). Kucinski & al. [108], 2006 montrent par visualisation d'écoulement un prolongement du régime laminaire dans l'écoulement translaryngé et une séparation de l'écoulement plus tardive que dans le cas d'un larynx sans bande ventriculaire.

## 1.4 En résumé

Nous avons présenté dans ce travail bibliographique le détail des propriétés géométriques, histologiques et biomécaniques des bandes ventriculaires, en comparaison avec celles des cordes vocales. Nous nous sommes intéressés aux différents rôles physiologiques qui leur sont attribués, ainsi qu'aux interactions physiques qu'elles sont susceptibles de partager avec la source glottique. Voici les principales caractéristiques qui ressortent de cette étude :

#### – Propriétés géométriques

Si l'on suppose une ouverture glottique  $h_{cv}$  maximale typiquement entre 2mm et 3mm (Henrich [76], 2001, Guily & Roubeau [70], 1994), l'ouverture des bandes ventriculaires  $h_{bv}$  n'excède  $h_{cv}$  que

d'un facteur 2 à 3 et la distance les séparant des cordes vocales,  $L_{ventricule}$  n'excède  $h_{cv}$  que d'un facteur 1 à 3 (Agarwal & al. <sup>[3]</sup>, 2003, Agarwal <sup>[2]</sup>, 2004). Il est donc raisonnable de penser que ces deux paramètres puissent influencer sur la dynamique de l'écoulement glottique.

– **Propriétés histologiques**

L'adduction partielle des bandes ventriculaires semble facilitée par une adduction aux niveaux glottique et aryépiglottique (compression des replis aryépiglottiques) *via* la contraction des muscles *thyro-aryténoïdien* (Von Doersten & al. <sup>[213]</sup>, 1992, Reidenbach <sup>[153]</sup>, 1998, Agarwal & al. <sup>[3]</sup>, 2003, Agarwal <sup>[2]</sup>, 2004, Sakakibara & al. <sup>[170]</sup>, 2004, Esling & al. <sup>[51]</sup>, 2007), *thyro-épiglottique* (Sakakibara & al. <sup>[170]</sup>, 2004) et *crico-aryténoïdien latéraux* (Sakakibara & al. <sup>[170]</sup>, 2004, Esling & al. <sup>[51]</sup>, 2007). Les fibres musculaires intrinsèques détectées dans les bandes ventriculaires, en particulier celles du *ventricularis* (Reidenbach <sup>[153]</sup>, 1998, Kimura & al. <sup>[99]</sup>, 2002, Kotby & al. <sup>[106]</sup>, 1991, Guida & Zorzetto <sup>[69]</sup>, 2007), bien que très variables d'un individu à l'autre, pourraient se contracter en faveur d'une adduction des bandes ventriculaires jusqu'à accollement (Esling & al. <sup>[51]</sup>, 2007). Pour autant, si une activité musculaire participe certainement au rapprochement voire au contact des bandes ventriculaires, elle ne saurait justifier à elle seule l'entretien d'un mouvement vibratoire parfois observé aux bandes ventriculaires.

– **Propriétés mécaniques**

Les bandes ventriculaires exhibent des propriétés mécaniques différentes des cordes vocales, en coïncidence avec leurs différences histologiques. Elles se caractérisent par une plus grande viscosité et une plus faible raideur (Haji & al. <sup>[75]</sup>, 1992, Chan & al. <sup>[32]</sup>, 2006), et constituent à ce titre, *a priori*, de pauvres oscillateurs biomécaniques (Agarwal & al. <sup>[3]</sup>, 2003, Agarwal <sup>[2]</sup>, 2004). Ces différences visco-élastiques peuvent être à l'origine d'irrégularités dans la co-vibration occasionnelle des cordes vocales et des bandes ventriculaires (Haji & al. <sup>[75]</sup>, 1992, Finnegan & Alipour <sup>[54]</sup>, 2009). Ces dernières possèdent un pic de résonance mécanique aux alentours de 70Hz (Svec & al. <sup>[191]</sup>, 2000) et l'amplitude de leurs vibrations en réponse à une excitation en-deçà de 100Hz dépasse significativement celle des cordes vocales.

– **Fonctions physiologiques**

Les bandes ventriculaires assurent naturellement une fonction respiratoire, une fonction de protection du larynx et des voies respiratoires, une fonction de lubrification de la muqueuse laryngée et de l'humectation de l'air. Elles peuvent être impliquées également dans une fonction phonatoire et articuloire dans certains contextes de productions usuelles ou pathologiques (chuchotement, réalisation de consonnes glottales, voix pathologiques dysphoniques, voix chantée lyrique ou diphonique, doublement de période, *etc.*), souvent de pair avec une instabilité vocale. Cette implication se manifeste par leur rapprochement mutuel vers l'axe médian, par un accollement, ou, et ce, bien que leurs propriétés biomécaniques en fassent *a priori* de médiocres oscillateurs, par leur vibration, symétrique ou non, périodique ou non, accompagnée ou non de la vibration glottique. Cette vibration s'effectue à des fréquences plus basses que celles observées aux cordes vocales (Fuks & al. <sup>[59]</sup>, 1998). Comment dès lors justifier leur comportement adducteur et l'entretien d'une oscillation des bandes ventriculaires ?

– **Interactions avec les cordes vocales**

Au sein de l'appareil phonatoire humain, les cordes vocales et les bandes ventriculaires sont donc soumises à des interactions aérodynamiques, mécaniques et acoustiques. Dans la suite de ce travail, nous étudions en particulier l'hypothèse que le rapprochement des bandes ventriculaires altère le jet glottique et que les instabilités générées sur le flux d'air par cette configuration laryngée spécifique affectent l'oscillation des cordes vocales. Nous axons notre recherche sur l'hypothèse d'une interaction aérodynamique prédominante, sans pour autant rejeter l'hypothèse d'une conduction mécanique ou d'un couplage acoustique.

L'origine de la participation des bandes ventriculaires en phonation (rapprochement, contact et vibration) et son impact effectif sur l'oscillation glottique restent néanmoins assez floues. Le chapitre suivant est

dédié à la description de l'observation *in-vivo* des bandes ventriculaires en parole et en chant, suivant la première approche de notre projet. Cette méthode exploratoire permettra d'apporter une caractérisation plus précise de leur comportement et du mouvement des cordes vocales en correspondance.

## Chapitre 2

# Comment observer leur implication en phonation ?

## *Exploration in-vivo*

Nous présentons dans ce chapitre les techniques d’observation et le protocole expérimental mis au point pour caractériser sur l’humain les productions vocales s’accompagnant d’un mouvement ventriculaire dans le geste phonatoire. Nous rappellerons dans un premier temps les conclusions de la littérature relatives au comportement des bandes ventriculaires et observées grâce à l’expérimentation *in-vivo*, puis nous exposerons le mode opératoire et les outils d’analyse de notre étude.

Si l’enregistrement simultané de signaux acoustiques et électroglottographiques a pu être effectué en chambre sourde à l’*Institut de la Communication Parlée* (ICP, Grenoble), l’acquisition d’images glottiques a nécessité l’expertise du milieu hospitalier. Cette partie du travail a ainsi pu voir le jour grâce aux collaborations mises en place avec l’équipe du Pr. Hess à l’*Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf, Klinik und Poliklinik für Hör-, Stimm- und Sprachheilkunde* (UKE, Hambourg) et avec l’équipe du Dr. Crevier-Buchman à l’*Hôpital Européen Georges Pompidou* (HEGP, Paris).

### 2.1 Méthodes d’exploration de la phonation humaine

Les vibrations laryngées ne peuvent être perçues par l’oeil humain, incapable de lire une séquence d’images distinctes au delà d’une fréquence de 25Hz du fait de la persistance rétinienne. Aussi, le comportement dynamique des cordes vocales et des bandes ventriculaires peut être examiné directement ou indirectement moyennant l’utilisation de techniques d’investigation appropriées. Nous présentons ici un aperçu des techniques répertoriées dans la littérature qui ont été appliquées à ce jour à l’observation des bandes ventriculaires (entre autres) et de leur dynamique.

#### 2.1.1 Méthodes directes d’exploration *in-vivo*

Depuis l’examen laryngé au miroir inventé par Manuel Garcia en 1855 (Garcia <sup>[62]</sup>, 1884), de nombreux dispositifs d’investigation ont été développés pour la visualisation directe de l’appareil vocal et de son comportement vibratoire (Baken <sup>[16]</sup>, 1987, Baken & Orlikoff <sup>[17]</sup>, 2000).

## Laryngoscopie

La laryngoscopie permet une exploration directe du larynx en phonation. Les méthodes laryngoscopiques présentées ici nécessitent une source lumineuse (artificielle) éclairant le larynx par le dessus, au moyen d'un endoscope rigide (introduit par la bouche) ou souple (introduit par le nez). Elles permettent la visualisation des mouvements laryngés dans un plan horizontal, en particulier l'adduction et l'abduction sur la longueur des cordes vocales, et des bandes ventriculaires le cas échéant.

### Vidéolaryngostroboscopie

Sur le principe de la stroboscopie, cette méthode permet de ralentir visuellement le mouvement vibratoire des cordes vocales ou des bandes ventriculaires en les éclairant de façon discontinue à une période proche de leur période fondamentale de vibration. Comme l'illustre la figure 2.1, on peut ainsi reconstituer un cycle glottique à partir d'images prises sur plusieurs cycles consécutifs à des instants décalés d'un peu plus (ou moins) d'une période du cycle (Anastaplo & Karnell [6], 1988, Karnell [97], 1989, Svec [194], 2000, Deliyski [46], 2006). Cette méthode ne peut néanmoins pas détecter les apériodicités associées à certaines qualités vocales puisqu'elle exige une vibration quasi-périodique.

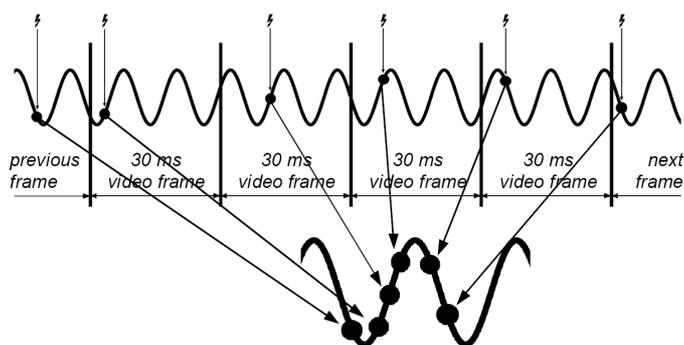


FIG. 2.1 – Principe de la vidéolaryngostroboscopie : prise d'une image à un moment déterminé du cycle phonatoire au moyen d'une lumière stroboscopique (en haut). Assemblage de ces images prises pendant des cycles phonatoires successifs et reconstruction d'un cycle artificiel (en bas). D'après Deliyski [46], 2006.

### Cinématographie ultra-rapide

La cinématographie ultra-rapide permet d'enregistrer des images de la glotte éclairée en continu à des vitesses nettement plus élevées, de 2000 à 10000 images par seconde, ce qui fournit 20 à 100 images par cycle glottique pour une fréquence fondamentale de 100Hz. Cette méthode, bien que très coûteuse (en temps, espace mémoire, prix de matériel, etc.) permet de visualiser des détails du mouvement glottique et ventriculaire qui passeraient inaperçus avec des méthodes plus classiques, comme les phénomènes transitoires ou apériodiques (Moore & al. [136], 1962 (comme cité dans Granqvist & Lindestad [68], 2001), Baer & al. [8], 1983, Childers & al. [36], 1983, Childers & al. [35], 1990).

### Vidéokymographie

La vidéokymographie, développée par Svec & Schutte [195], 1996, utilise une caméra vidéo CCD modifiée, qui peut fonctionner en vitesse standard (25 à 50 images par seconde) ou en vitesse rapide, en ne sélectionnant qu'une bande visuelle de l'image complète afin de pouvoir afficher jusqu'à 8000 lignes par seconde. Ces lignes sont empilées les unes avec les autres pour créer une image vidéokymographique (ou kymogramme) représentant l'évolution au cours du temps de la coupe sélectionnée des structures laryngées (cf. figure 2.2). Si cette méthode permet l'observation à moindre coût des apériodicités, elle est

limitée par la perte de la vue d'ensemble de la glotte (Svec & Schutte [195], 1996, Svec [194], 2000, Svec & al. [196], 2001).

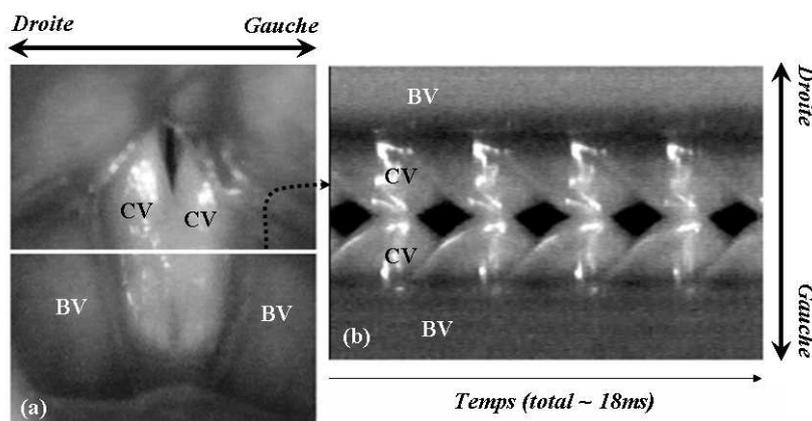


FIG. 2.2 – Principe de la vidéokymographie. (a) Fonctionnement en vitesse standard. (b) Fonctionnement en vitesse rapide. D'après Svec & al. [196], 2001. BV : bande ventriculaire, CV : corde vocale.

#### *Outils de traitement des enregistrements cinématographiques*

Plusieurs techniques ont été développées pour l'analyse *a posteriori* des enregistrements vidéo ultra-rapides, afin de faciliter et de quantifier l'interprétation visuelle. Les kymogrammes obtenus directement par vidéokymographie peuvent également être obtenus *a posteriori* par traitement des images laryngées (kymographie) et permettre une analyse fine des irrégularités aperiodiques des vibrations (Svec & Schutte [195], 1996, Tigges & al. [198], 1999). Granqvist & Lindestad [68], 2001 ont développé une méthode d'analyse basée sur l'extraction de l'intensité lumineuse des images successives et son évolution au cours du temps : la transformée de Fourier de cette évolution est calculée pour chaque pixel, une fréquence du spectre est sélectionnée et l'amplitude des oscillations laryngées à cette fréquence est codifiée par degrés de saturation de couleur. Les différences de phase de ces oscillations sont représentées par des teintes différentes (*cf.* figure 2.4). Cette technique permet de visualiser l'ensemble des vibrations périodiques ou quasipériodiques présentes dans le larynx pour une fréquence choisie et de quantifier les relations de phase les unes avec les autres.

### Examens radiologiques

Les examens radiologiques permettent de visualiser la morphologie et la mobilité des structures laryngées dans le plan vertical, en particulier la fermeture et l'ouverture sur l'épaisseur des cordes vocales, et des bandes ventriculaires les cas échéant.

#### *Imagerie par rayonnement X*

Toutes les techniques d'inspection par rayonnement X reposent sur le même principe : elles sont fondées sur la différence d'atténuation des rayons X entre les différents tissus du corps humain. Ces techniques non-invasives, mais ionisantes, permettent ainsi d'accéder à la géométrie interne d'un organe et de visualiser ses divers constituants, différenciés selon leur densité. Le système standard d'un examen radiographique est composé d'un tube émetteur de rayons X et d'un capteur qui détecte le rayonnement ayant traversé et interagi avec l'organe visé. Le degré de noircissement d'un film radiographique est ainsi proportionnel à la dose de rayonnement ayant impressionné l'émulsion pendant l'examen, qui elle-même dépend directement de la structure de l'organe et de l'atténuation du milieu. Trois techniques d'imagerie par rayons X sont classiquement utilisées dans l'étude de la physiologie phonatoire :

- la *radiographie*, à savoir l'imagerie conventionnelle. Tube et détecteur sont fixes. Cette technique permet donc d'obtenir la projection plane d'un volume tridimensionnel Kitzing & Sonesson <sup>[101]</sup>, 1967.
- la *tomographie*. Le principe de la méthode est donné sur la figure 2.3. Le mouvement du système tube-détecteur, mobile, confère un taux d'effacement élevé à tous les éléments parasites rencontrés par le rayon, hormis ceux qui se trouvent au point de rencontre de tous les rayons et dont on veut précisément obtenir l'image Husson <sup>[92]</sup>, 1962. Cette méthode offre un cliché non pas de l'organe total mais d'une coupe horizontale, verticale ou oblique. Elle offre de fait une vision plus détaillée de l'intérieur de l'organe.

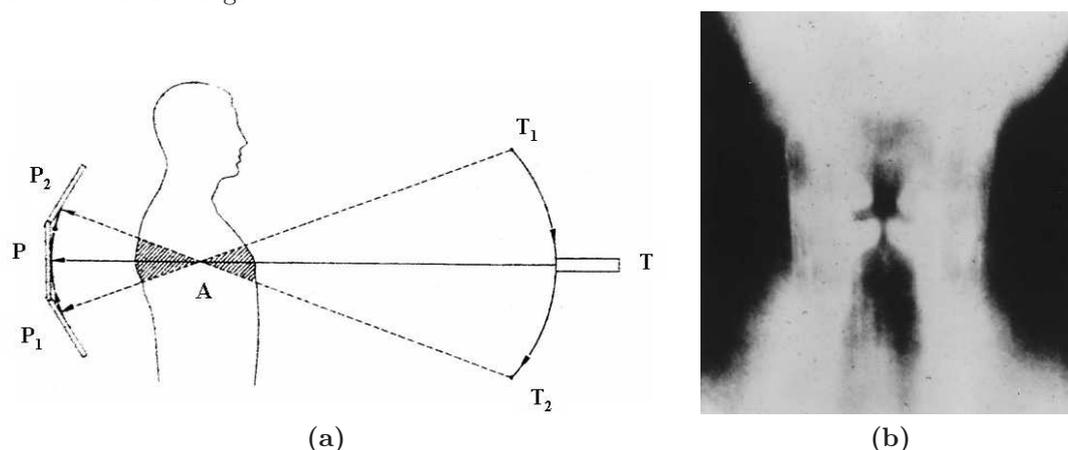


FIG. 2.3 – (a) Principe de la tomographie : la prise de cliché radiographique est commencée en  $P1T1$ , et, pendant qu'elle a lieu, le tube  $T$  vient en  $T2$  et le détecteur  $P$  vient en  $P2$  par des mouvements synchronisés. Les parties du corps hachurées sont balayées par les rayons et impressionnent peu le détecteur. Le point  $A$ , irradié de façon permanente, et se projetant toujours au même point du détecteur, aura seul une image nette. D'après Husson <sup>[92]</sup>, 1962. (b) Exemple type de laminogramme saisi par Hollien & Colton <sup>[88]</sup>, 1969, Wilson <sup>[216]</sup>, 1976 et quantifié par Agarwal & al. <sup>[3]</sup>, 2003, Agarwal <sup>[2]</sup>, 2004. D'après Agarwal & al. <sup>[3]</sup>, 2003, Agarwal <sup>[2]</sup>, 2004.

## Electromyographie laryngée (EMG)

Ce dispositif mesure l'activité électrique des muscles laryngés, enregistrée au moyen d'une aiguille électrode par voie transcutanée en passant dans la membrane cricothyroïdienne. Deux muscles sont couramment étudiés : le muscle thyroaryténoïdien et le muscle cricoaryténoïdien postérieur. En respiration, aucun potentiel d'action n'est recueilli. Lors de la phonation, sur une voyelle tenue, apparaît un recrutement rapidement dégressif pour se maintenir en plateau jusqu'à la fin de la phonation pour revenir à l'activité quasi nulle de repos.

### 2.1.2 Méthodes indirectes d'exploration *in-vivo*

#### Mesures de débit et de pression

Les mesures de débit et de pression extra-orales (en sortie de lèvres) sont sans aucun doute les plus simples à mettre en oeuvre. Le signal obtenu renseigne sur les propriétés acoustiques du son produit, comme par exemple son intensité, sa composition spectrale, sa fréquence fondamentale *etc.* Cependant, l'étude de ce signal seul ne permet pas de caractériser le son laryngé, non modulé par les résonateurs du conduit vocal et de la trachée. Des méthodes de filtrage inverse existent à cette fin, dans l'hypothèse

de la théorie source-filtre exposée par Fant <sup>[53]</sup>, 1960 et modélisant l'acoustique de la production vocale par un système linéaire et invariant dans le temps : en annulant (ou atténuant) les effets du conduit vocal, elles conduisent à l'estimation de la fonction de transfert acoustique du conduit vocal (Miller <sup>[135]</sup>, 1959, Fourcin <sup>[57]</sup>, 1981, Rothenberg <sup>[157]</sup>, 1981, Alku <sup>[5]</sup>, 1992). Lorsque les bandes ventriculaires n'interviennent pas dans la modulation périodique du débit d'air, ces techniques fournissent *in fine* une estimation du flux d'air qui traverse la surface glottique au cours du temps, appelé conventionnellement Onde de Débit Glottique (ODG). La mesure de l'ODG peut ainsi s'effectuer indirectement à partir du débit d'air expiré et inspiré aux lèvres, grâce à un masque appliqué sur le visage, le masque de Rothenberg (Rothenberg <sup>[155]</sup>, 1973) ou celui du système d'Evaluation Vocale Assistée (EVA) (Ghio & Teston <sup>[64]</sup>, 2004) par exemple. On peut aussi l'estimer à partir de la pression acoustique mesurée en sortie des lèvres à l'aide d'un microphone de pression. Cependant, si les bandes ventriculaires interagissent avec l'écoulement d'air, il devient difficile de déterminer à quoi se rapporte l'onde de débit déduite par filtrage inverse.

Des mesures de pression aérodynamique peuvent également être menées à l'intérieur de la cavité buccale (pression intra-orale), en-dessous des cordes vocales (pression sous-glottique, mesurée par ponction trachéale), ou en dessous du sphincter oesophagien (pression oesophagienne) (Kitzing & al. <sup>[100]</sup>, 1982, Fuks & al. <sup>[59]</sup>, 1998).

### Mesures électroglottographiques (EGG)

L'électroglottographie a pour principe de mesurer de façon non-invasive la différence de potentiel entre deux électrodes appliquées de part et d'autre du cartilage thyroïdien et connectées à un générateur de courant de très faible intensité. Cette technique mesure donc l'impédance électrique du cou, à savoir la résistance au passage du courant à travers la peau et le larynx (Fabre <sup>[52]</sup>, 1957, Fourcin & Abberton <sup>[58]</sup>, 1971, Rothenberg <sup>[158]</sup>, 1992, Orlikoff <sup>[146]</sup>, 1998). Glotte fermée, la résistance au courant est moindre. Cette résistance augmente avec la diminution du contact glottique, l'air étant moins bon conducteur que les tissus humains. L'aire du contact glottique est donc proportionnelle à l'enveloppe du signal mesuré. Sans calibration du signal EGG, tel que présenté dans la suite de notre travail, une valeur d'amplitude de ce signal n'a aucune signification physiologique en elle-même. En revanche, une diminution (augmentation) d'amplitude traduit une diminution (augmentation) du contact glottique. L'électroglottographie permet ainsi de mesurer les variations de contact glottique. Le signal EGG est modulé par le cycle d'oscillations des cordes vocales et permet une mesure précise de sa fréquence fondamentale  $f_0$ . Dans le cadre de notre étude, il est important de rappeler que l'électroglottographie a été développée, testée et validée par rapport au contact des cordes vocales, en l'absence supposée de tout autre contact.

### 2.1.3 Détails des observations déduites sur le comportement des bandes ventriculaires

#### Observations de leurs propriétés intrinsèques

La réponse impulsionnelle des bandes ventriculaires à une excitation sinusoïdale forcée (*cf.* § 1.2.3 **Propriétés biomécaniques**) a été observée par laryngostroboscopie et vidéokymographie ultra-rapide Svec & al. <sup>[191]</sup>, 2000. Ces techniques ont mis en évidence l'existence de résonances mécaniques propres aux bandes ventriculaires.

Les mesures électromyographiques réalisées par Sakakibara & al. <sup>[170]</sup>, 2004 ont permis l'enregistrement de l'activité des muscles thyro-épiglottiques, ary-épiglottiques et du vocalis dans différents types de phonations parlées et chantées. Cette étude a permis d'avancer sur la question d'une activité musculaire favorisant l'adduction ventriculaire, détaillée dans la section § 1.2.2 **Propriétés histologiques**.

### Observations de leur fonction protectrice

Grâce à des enregistrements radiographiques, Kawasaki & al. [98], 2001 prouvent le rôle essentiel de l'adduction des bandes ventriculaires dans la protection des voies respiratoires. Ils montrent que la fermeture ventriculaire précède la fermeture glottique et que l'ouverture ventriculaire suit l'ouverture glottique pendant la déglutition.

### Observations de leur fonction phonatoire et articuloire en parole

Nous avons vu dans la section § 1.2.1 **Propriétés géométriques** comment l'emploi de l'imagerie par rayonnement X dans l'étude de la physiologie phonatoire a conduit à des observations relatives aux modifications de l'image ventriculaire (Husson [92], 1962, Hollien & Colton [88], 1969, Wilson [216], 1976) et à une évaluation objective de ses dimensions (Agarwal & al. [3], 2003, Agarwal [2], 2004). L'inspection du larynx par tomographie frontale (Husson [92], 1962), par laminographie frontale (Hollien & Colton [88], 1969, Wilson [216], 1976), illustrée sur la figure 2.3, ou par radiographie latérale (Kitzing & Sonesson [101], 1967) ont permis l'acquisition de données morphologiques difficiles d'accès par d'autres méthodes exploratoires *in-vivo*, telle que la posture verticale des bandes ventriculaires et la profondeur du ventricule de Morgagni pendant la phonation. Husson [92], 1962, Flach [55], 1964, Kitzing & Sonesson [101], 1967, Hollien & Colton [88], 1969, Wilson [216], 1976, Agarwal & al. [3], 2003 et Agarwal [2], 2004 montrent sur la base de ces enregistrements des variations morphologiques de l'image ventriculaire avec la hauteur du son, l'intensité, la qualité vocale, le sexe du locuteur, son origine, et sa pratique vocale (*cf.* § 1.2.1).

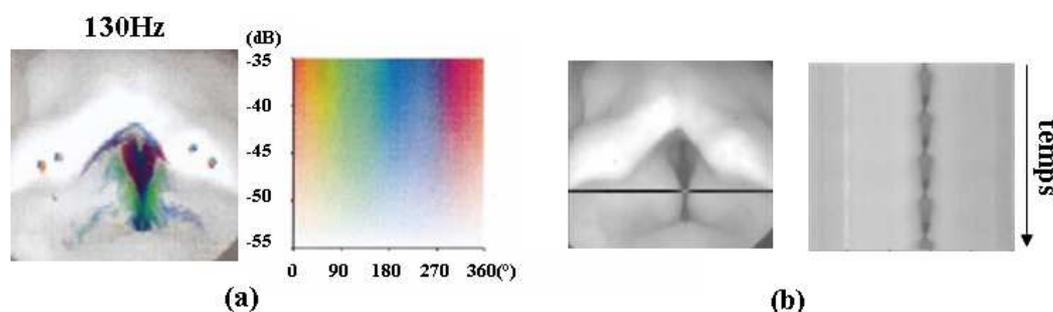


FIG. 2.4 – (a) Représentation de l'intensité des oscillations laryngées à 130Hz et de leur déphasage les unes par rapport aux autres suivant la méthode décrite dans Granqvist & Lindestad [68], 2001. Les relations de phase sont représentées par teinte de couleur, et l'amplitude des vibrations par saturation de couleur. (b) Kymogramme de l'enregistrement présenté en (a). D'après Granqvist & Lindestad [68], 2001.

Grâce à leur technique de transformée de Fourier appliquée à l'enregistrement laryngoscopique ultra-rapide d'une phonation soufflée hyperfonctionnelle, Granqvist & Lindestad [68], 2001 détectent une co-vibration des cordes vocales et des bandes ventriculaires à la même fréquence fondamentale, 130Hz (*cf.* figure 2.4 (a)). Les cordes vocales et les bandes ventriculaires sont représentées avec des teintes différentes, ce qui montre l'opposition de phase des fluctuations d'intensité lumineuse entre ces deux structures. Une analyse kymographique de cette phonation confirme que les cordes vocales et les bandes ventriculaires vibrent à la même fréquence et en opposition de phase (*cf.* figure 2.4 (b)).

### Observations de leur fonction phonatoire et articuloire dans le chant

Fuks & al. [59], 1998 ont exploré *in-vivo* une réalisation chantée particulière, perceptivement proche du chant tibétain traditionnel, caractérisée par une octaviation du fondamental musical (*cf.* section § 1.2.4

**Participation en voix chantée).** Fuks & al. <sup>[59]</sup>, 1998 ont comparé la technique phonatoire de ce chant avec celle de la phonation modale et du mécanisme M0, au moyen d'enregistrements audio, EGG, de mesures de pression oesophagienne, vidéolaryngostroboscopiques, d'une cinématographie ultra-rapide (1904 images/s) des vibrations laryngées et d'une mesure du débit non simultanée *via* l'utilisation du masque de Rothenberg. Partant d'une émission à environ 116Hz (la1 ♯), le chanteur (36) soutient la voyelle [a] dans ce chant spécifique à 58Hz (la0 ♯) (88dB à 0.3m de distance).

*Variations du contact laryngé pendant le chant*

L'inspection laryngoscopique exhibe pendant le chant un accollement régulier et symétrique des bandes ventriculaires, tous les deux cycles glottiques. Fuks & al. <sup>[59]</sup>, 1998 baptisent cette co-vibration des bandes ventriculaires et des cordes vocales le « mode vocal-ventriculaire » (VVM). L'oscillation ventriculaire s'effectue donc à la même fréquence que le fondamental musical final ( $f_0/2$ ), modulé par cette vibration. Fuks & al. <sup>[59]</sup>, 1998 proposent un diagramme intuitif l'évolution temporelle des cordes vocales et des bandes ventriculaires dans le plan coronal pendant un cycle  $f_0/2$  en mode VVM, sur la base des enregistrements laryngoscopiques dans le plan horizontal (*cf.* figure 2.5).

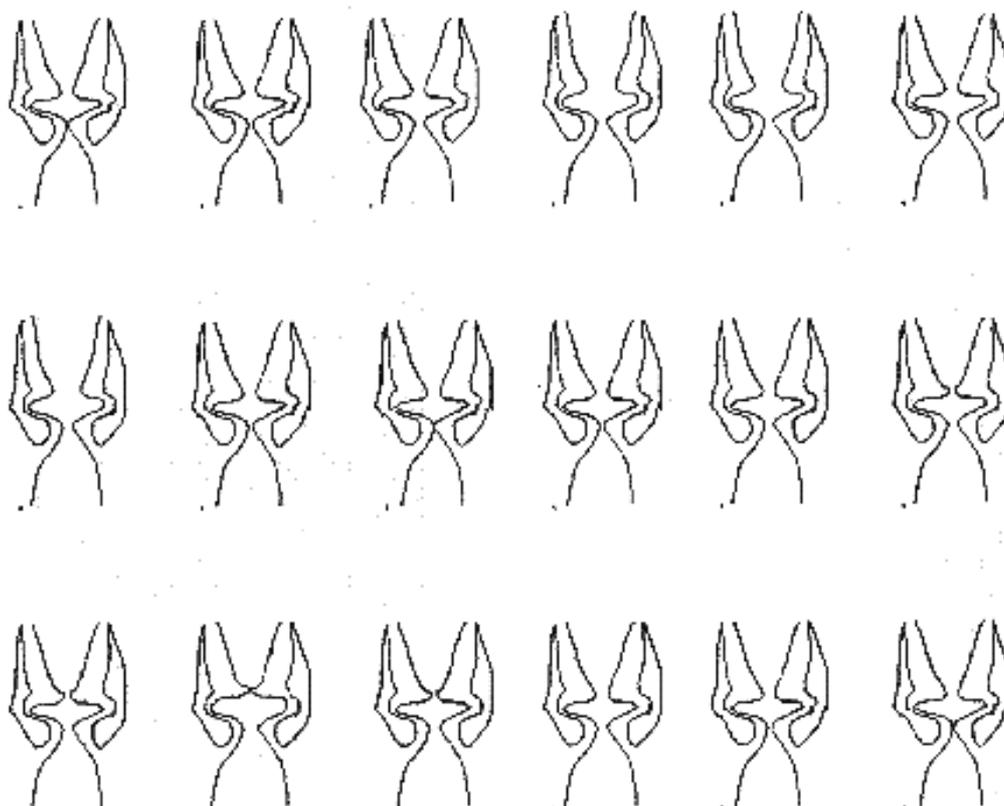


FIG. 2.5 – Construction d'un diagramme séquentiel d'un cycle  $f_0/2$  du mode VVM dans le plan coronal. D'après Fuks & al. <sup>[59]</sup>, 1998.

L'altération périodique du signal EGG pendant l'adduction des bandes ventriculaires (doublement de période) indique selon Fuks & al. <sup>[59]</sup>, 1998 une alternance du degré de contact *glottique* entre deux valeurs minimales. La phonation en mécanisme M0 à  $f_0/2$  (69Hz, à partir d'une émission à 138Hz), perceptivement proche du chant tibétain, bien que moins « forte » et moins « profonde » (Fuks & al. <sup>[59]</sup>, 1998), conduit à un doublement de période acoustique mais à des variations EGG différentes et donc des gestes phonatoires distincts, comme l'illustre la figure 2.6. Fuks & al. <sup>[59]</sup>, 1998 insistent sur le fait

qu'un doublement de période ne s'accompagne pas nécessairement d'une activité des bandes ventriculaires.

#### Variations de l'écoulement d'air pendant le VVM

L'estimation du débit glottique par filtrage inverse montre une atténuation d'environ 13dB des pulses de l'écoulement toutes les deux périodes, synchrones à l'adduction ventriculaire. L'amplitude maximale du débit est nettement plus faible en phonation modale (280mL/sec) qu'en mode VVM (460mL/sec) (cf. figure 2.6). La durée de fermeture du larynx, estimé à partir de la courbe de débit glottique, est plus longue en phonation modale (1.63ms) qu'en mode VVM (1.50ms) (ce qui suggère une plus longue période de réflexion pour les ondes stationnaires s'établissant dans le conduit vocal entre les cycles et une réduction de la largeur de bande des formants). Aussi, la phase descendante du débit glottique est plus rapide en mode VVM.

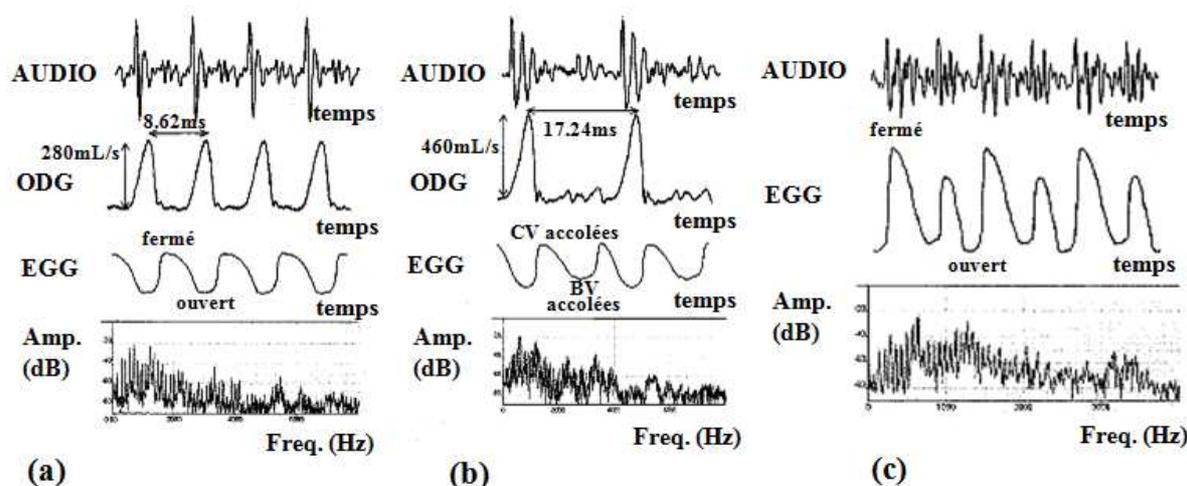


FIG. 2.6 – Signal audio, Onde de Débit Glottique (ODG) obtenue par filtrage inverse, signal EGG et représentation spectrale d'une voyelle [a] produite (a) en phonation modale à 116Hz (la1 ♯), (b) en mode VVM, avec une oscillation glottique à 116Hz (la1 ♯) et une oscillation ventriculaire à 58Hz (la0 ♯). (c) Signal audio, EGG et spectre à 69Hz d'une phonation en mécanisme M0 (« vocal fry »). D'après Fuks & al. [59], 1998.

La pression oesophagienne est modifiée lorsque le chanteur effectue une transition d'un mode VVM (21.9cmH<sub>2</sub>O) à une phonation modale (18.0cmH<sub>2</sub>O). Ces pressions sont relativement hautes comparative-ment aux pressions mesurées d'ordinaire en parole normale, voire en chant. Fuks & al. [59], 1998 précisent que le chanteur produit une voix pressée en phonation modale pour un meilleur contrôle des transitions modal/VVM. Fuks & al. [59], 1998 postulent que la production du mode VVM puisse être ainsi facilitée par de grands volumes d'air pulmonaire, concordante d'après eux avec la sensation proprioceptive de relâchement associée à ce chant.

#### Analyse acoustique du VVM

Le spectre des productions VVM contient des partiels harmoniques jusqu'à 4kHz, et exhibe plus d'énergie spectrale entre 2 et 6kHz. La représentation spectrale des phonations modales et VVM pour la même voyelle présente deux enveloppes spectrales identiques. Cependant, la densité des partiels en mode VVM est deux fois plus grande que celle de la phonation modale.

Dans l'optique similaire de caractériser le chant de gorge *Kargyraa*, Lindestad & al. [118], 2001 proposent une exploration *in-vivo* au moyen d'un examen fibroscopique, de vidéographie ultra-rapide (1904

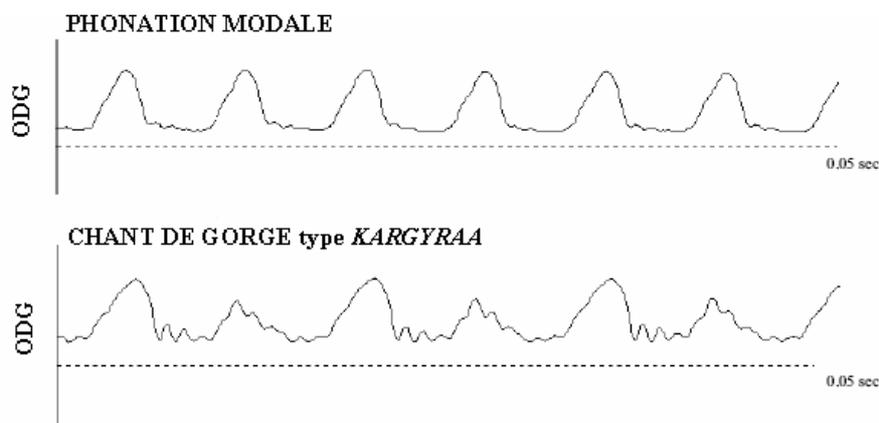


FIG. 2.7 – Ondes de débit glottique (ODG) obtenues par filtrage inverse du signal acoustique enregistré en phonation normale (en haut), et en chant Kargyraa (en bas), en fonction du temps. D'après Lindestad & al. <sup>[118]</sup>, 2001.

images/s), d'analyse spectrale, de filtrage inverse et d'images kymographiques issues des enregistrements cinématographiques. Le signal audio et les images laryngées sont acquises simultanément. Un chanteur professionnel soutient la voyelle [a] sur une séquence alternant sa voix normale de référence (registre modal) et le chant de gorge. La hauteur et l'intensité sont ajustées au gré du chanteur afin d'obtenir la meilleure qualité de voix chantée. Lindestad & al. <sup>[118]</sup>, 2001 décrivent l'analyse d'une séquence de transition entre les deux phonations. Perceptivement, la voix de gorge est caractérisée par une fréquence fondamentale d'une octave inférieure, à 70Hz, de forte intensité, sonore et légèrement pressée comparativement à la phonation normale à 140Hz. Le spectrogramme du son enregistré à 30cm de la bouche du chanteur affiche une cascade sous-harmonique en dessous du fondamental musical, figurant jusqu'à 1000Hz.

L'ODG en voix de gorge (illustrée sur la figure 2.7) se caractérise par une amplitude du débit glottique atténuée tous les deux cycles d'écoulement d'air, confortant les résultats de Fuks & al. <sup>[59]</sup>, 1998, bien que l'atténuation mesurée par Lindestad & al. <sup>[118]</sup>, 2001 soit plus faible.

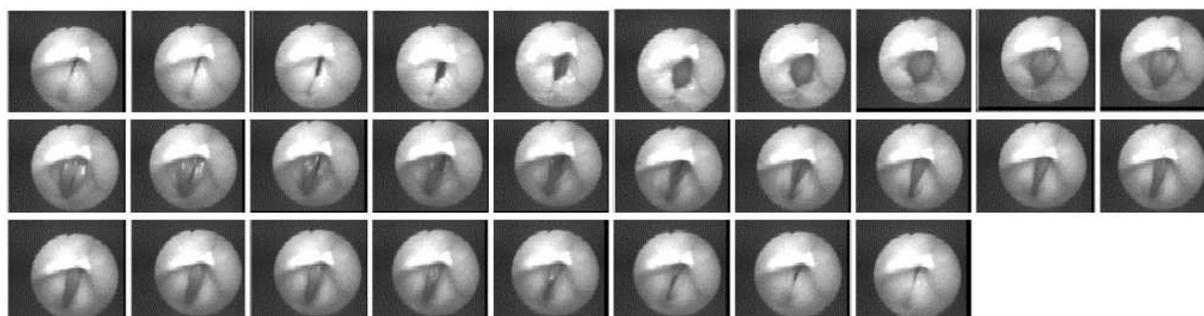


FIG. 2.8 – Images acquises par cinématographie ultra-rapide pendant deux cycles glottiques lors d'une production de Kargyraa. D'après Lindestad & al. <sup>[118]</sup>, 2001.

La cinématographie ultra-rapide montre :

- pendant la phonation modale, des oscillations glottiques régulières et des vibrations ventriculaires de faible amplitude, sans accolement, à la même fréquence et en phase avec la vibration des cordes

vocales.

- pendant la voix de gorge, une co-vibration des bandes ventriculaires à la même fréquence que les cordes vocales, avec une fermeture tous les deux cycles glottiques seulement, à l'image des observations de Fuks & al. <sup>[59]</sup>, 1998 dans le mode VVM (*cf.* figures 2.8 et 2.9). L'adduction des bandes ventriculaires semble ainsi engendrer l'atténuation de l'ODG, ce qui pourrait expliquer l'octaviation de la fréquence fondamentale acoustique (Lindestad & al. <sup>[118]</sup>, 2001). Lindestad & al. <sup>[118]</sup>, 2001 observent qualitativement que la fermeture des bandes ventriculaires s'effectue sur les deux-tiers antérieurs quand l'amplitude des vibrations est large. La phase d'ouverture des bandes ventriculaires semble plus rapide que la phase de fermeture. Les cordes vocales se ferment plus vite, plus longtemps et complètement. La fermeture des bandes ventriculaires précède celle des cordes vocales. Les vibrations ventriculaires entre chaque fermeture sont de faibles amplitudes et synchrones avec la fermeture des cordes vocales.

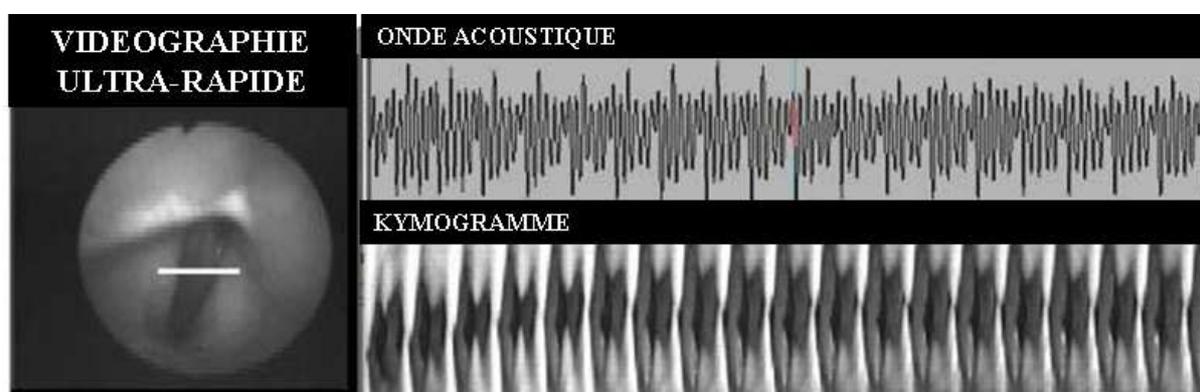


FIG. 2.9 – Image kymographique représentant l'évolution temporelle d'une ligne sélectionnée sur les images laryngées (ligne blanche) pendant une production de *Kargyraa*. Le signal acoustique correspondant à cette séquence est représenté en haut de la figure. D'après Lindestad & al. <sup>[118]</sup>, 2001.

Sakakibara & al. <sup>[167]</sup>, 2001 ont effectué des enregistrements acoustiques, EGG synchronisés avec une acquisition cinématographique ultra-rapide (4501 images/s) pour explorer les mécanismes laryngés impliqués dans la voix de *bourdon* (« *drone voice* ») et le *Kargyraa*. Les résultats sont illustrés sur la figure 2.10. La détection des bords libres des bandes ventriculaires extraite des images laryngées n'est pas détaillée. Les auteurs supposent que les variations du signal EGG sont principalement corrélées aux vibrations glottiques et négligent l'influence du comportement ventriculaire. Sous ces conditions, ils montrent que les deux productions s'accompagnent d'une constriction générale du niveau supra-glottique, plus relâchée néanmoins dans le chant *Kargyraa*. Ils observent :

- pour la voix de bourdon (« *drone voice* »), une vibration des bandes ventriculaires à une fréquence proche de celle des cordes vocales, en opposition de phase ; une pente sur le signal EGG altérée pendant la fermeture des bandes ventriculaires, avec une impédance maximale mesurée à l'ouverture ventriculaire, et un minimum à la fermeture.
- pour la voix *Kargyraa*, un contact des bandes ventriculaires tous les deux cycles glottiques, une vibration ventriculaire à la même fréquence que le signal acoustique et que le signal EGG, une intensité sonore affaiblie au contact des bandes ventriculaires, une altération périodique du signal EGG.

En résumé, les études mentionnées ci-dessus dans l'exploration *in-vivo* de l'influence des bandes ventriculaires en phonation confirment que leur vibration partielle ou totale peut être observée en parole normale, pathologique, ou en voix de gorge (*bourdon*, *Kargyraa*). Cette vibration peut s'effectuer en

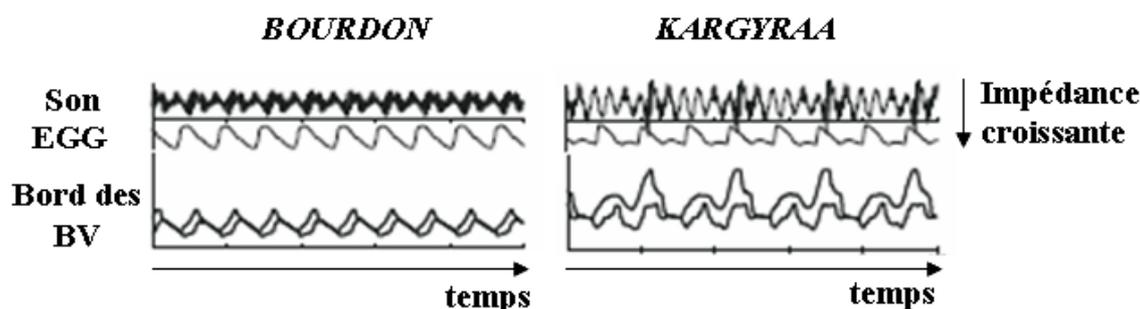


FIG. 2.10 – Signal acoustique, EGG et bords des bandes ventriculaires (BV) détectés sur des images laryngées acquises par fibroscopie ultra-rapide. D'après Sakakibara & al. [167], 2001.

phase, en opposition de phase ou en déphasage avec les vibrations glottiques, à une fréquence similaire, multiple ou indépendante. Dans toutes les études exhibant une vibration totale des bandes ventriculaires en voix chantée (Sakakibara & al. [167], 2001, Fuks & al. [59], 1998, Lindestad & al. [118], 2001), leur adduction s'accompagne d'une altération simultanée du signal EGG, d'une atténuation de l'onde du débit glottique ODG déduite par filtrage inverse et d'une diminution de l'intensité du signal acoustique. Une élévation de la pression oesophagienne est également observée par Fuks & al. [59], 1998. De ces techniques de mesures indirectes (EGG et ODG) sont déduites une altération périodique du contact glottique et une modification de la durée de fermeture glottique. L'altération de la durée de fermeture des cordes vocales semble soutenue par des observations qualitatives menées par visualisation directe (Lindestad & al. [118], 2001).

## 2.2 Description de l'exploration *in-vivo*

### 2.2.1 Sujets et tâches

Cinq locuteurs et trois chanteurs professionnels ont été enregistrés dans le cadre de ce travail. Les tableaux ci-dessous récapitulent leurs identifiants utilisés dans la suite et certaines de leurs caractéristiques d'influence dans l'interprétation de nos données. Les bilans endoscopiques effectués dans l'optique de nos recherches ont confirmé que les sujets enregistrés ne souffraient d'aucune anomalie laryngée.

Sujet	Tessiture	Entraînement vocal	Age	Sexe	Profession
C1	G1 → G4 en M1, Bb → Eb en M2	chanteur (« growls »)	41	M	chanteur, musicien compositeur
C2	baryton	chanteur (technique du <i>Bassu</i> )	66	M	ethnomusicologue
C3	ténor	chanteur	57	M	professeur de chant
L1	alto	locutrice non chanteuse	25	F	auteur de ce mémoire
L2	baryton	locuteur non chanteur	33	M	médecin
L3	baryton	locuteur chanteur amateur	37	M	ingénieur
L4	baryton	locuteur chanteur amateur	14	M	collégien
L5	baryton	locuteur non chanteur	49	M	ORL, phoniatre

TAB. 2.1 – Tableau représentant les caractéristiques vocales des sujets enregistrés pour cette étude.

Cette exploration *in-vivo* vise l'étude de la source laryngée et de la participation des bandes ventriculaires dans la production vocale. Forts du travail bibliographique, nous nous attendions à observer leur implication lors de phonations chantées spécifiques (chant tibétain, growls, technique vocale du *Bassu*

Sujet	Lieux d'exploration	Nb	Commentaires
C1	UKE, ICP	8	légère asymétrie des cartilages aryténoïdes
C2	HEGP	4	réflexe nauséux marqué
C3	UKE	0	réflexe nauséux marqué
L1	UKE	15	aucun
L2	UKE	10	aucun
L3	UKE	25	légère asymétrie des cartilages aryténoïdes
L4	UKE	8	hypo-articulation
L5	UKE	17	aucun

TAB. 2.2 – Tableau représentant les caractéristiques vocales des sujets enregistrés pour cette étude. Nb : nombre de séquences vidéo enregistrées par cinématographie ultra-rapide.

dans le chant sarde) mais il n'était évidemment pas exclu de trouver d'autres types de productions vocales (parlées ou chantées) qui incluraient un mouvement ventriculaire dans le geste phonatoire. La tâche demandée en conséquence s'est avérée relativement vaste pour tenir compte de cette hypothèse et s'est adaptée à l'étendue des capacités vocales de chaque sujet. Des points d'intérêts ciblés ont néanmoins été demandés à chacun, dans une démarche exploratoire :

- l'émission d'un son dans les trois mécanismes laryngés M0, M1 et M2 ;
- l'émission d'un son en situation d'effort vocal (crescendo, voix criée) ;
- l'émission d'un son en descrescendo (diminution de la pression sous-glottique) ;
- l'émission de « grognements » ;
- l'émission d'un son en chant de gorge ;
- l'émission d'un son pour lequel le sujet aurait l'impression d'utiliser ses bandes ventriculaires ;
- l'émission de transitions entre le voisement usuel et ces différents sons.

Ces émissions ont été enregistrées sur différentes voyelles ( $[a]$ ,  $[e]$ ,  $[\varepsilon]$ ,  $[ae]$ ,  $[i]$ ,  $[u]$ ) et différentes hauteurs de son. Pour l'ensemble de la base de données constituée (cf. annexe **A**), les termes choisis pour désigner les réalisations vocales (voix criée, « grognement », chant de gorge, mécanismes M0, M1, M2, *etc.*) sont basés sur l'intention du locuteur.

Pour les émissions en chant de gorge, seuls trois sujets (C1, C2, C3) ont été capables de reproduire une technique perceptivement très similaire au chant *Kargyraa* ou à la voix du *Bassu* du quatuor *A Tenore*. Des indications basées sur les sensations proprioceptives des chanteurs et sur la littérature ont été données à chaque sujet pour les aider à produire ces phonations très spécifiques : relâcher les cordes vocales, diminuer la pression sous-glottique, ce qui favoriserait la bifurcation vers un régime sous-harmonique (Gibiat & Castellengo <sup>[65]</sup>, 2000). Nous avons également suggéré d'initialiser la voyelle chantée sur des consonnes  $[b]$  ou  $[m]$  pour faciliter la production, à l'image des chanteurs sardes.

Un seul sujet (C1) enfin a su proposer une émission vocale pour laquelle il était persuadé d'utiliser ses bandes ventriculaires. Cette émission imitait le timbre guttural de la voix de Louis Armstrong.

## 2.2.2 Procédure expérimentale

Pour chaque sujet, la séance d'enregistrement s'est divisée en plusieurs séquences :

- une séquence de présentation de l'étude et d'écoute de sons à explorer (*Kargyraa*, voix de *Bassu*) ;
- une séquence préliminaire d'échauffement du sujet et d'exploration de ses possibilités vocales. Seuls les signaux audio et EGG ont alors été enregistrés.
- une séquence de mesures cliniques des vibrations laryngées par laryngoscopie, synchronisées avec l'acquisition des signaux audio et EGG.

Toutes les mesures ont été effectuées dans le cabinet d'examen des services hospitaliers collaborateurs (*cf.* tableau précédent). Une série d'enregistrements préliminaires (signaux audio et EGG) a été menée en chambre semi-anechoïque à l'ICP pour le sujet C1.



FIG. 2.11 – (a) Examen vidéolaryngostroboscopique par endoscopie souple (fibroscopie nasale), (b) Examen par cinématographie ultra-rapide et endoscopie rigide. Ces deux enregistrements ont été effectués à l'UKE.

### Mesures acoustiques

Pendant la séquence de mesures préliminaires sur le sujet C1 menée en chambre semi-anechoïque et pour les séquences d'échauffement réalisées en cabinet d'examen, le signal audio a été enregistré à l'aide d'un microphone de champ libre pré-polarisé Brüel&Kjaer (BK4189) placé à 30cm de la bouche du sujet, numérisé directement sur un DAT à une fréquence d'échantillonnage de 44,1kHz sur 16 bits.

Pendant la séquence d'enregistrement laryngoscopique des vibrations laryngées à l'UKE, le signal acoustique perçu à l'extrémité de l'endoscope a été acquis en complément du signal oral (mesuré en sortie de lèvres) par un microphone (Wol 5052.801) et numérisé sur la plate-forme utilisée par le clinicien, à une fréquence d'échantillonnage de 44170Hz. Pendant la séquence d'enregistrement laryngoscopique à l'HEGP, le signal vocal a été enregistré au moyen d'un micro-casque AKG.

### Mesures électroglottographiques

L'appareil de mesure utilisé dans notre étude est l'électroglottographe EG2 (Glottal Enterprises, type EL-2, Rothenberg <sup>[158]</sup>, 1992) doté de deux paires d'électrodes en parallèle qui permettent d'ajuster au mieux leur placement sur le cou du sujet et de prendre en compte les déplacements verticaux du larynx au cours de la phonation (*cf.* figure 2.11). Il délivre un courant de 10mA, modulé en fréquence à 2MHz. La tension délivrée en sortie de l'appareil est de quelques centaines de millivolts et ne dépasse pas 1,5V. Les électrodes sont circulaires, d'un diamètre de 34mm. Un gel est appliqué à leur surface lors de leur placement pour faciliter le contact avec la peau.

Pendant la séquence de mesures préliminaires menée à l'UKE, le signal EGG a été enregistré en simultané du signal acoustique sur la seconde piste du DAT, à une fréquence d'échantillonnage de 44,1kHz sur 16 bits. Pendant la séquence de mesures des vibrations laryngées à l'UKE, le signal EGG a été acquis à une fréquence d'échantillonnage de 44170Hz, directement sur la plate-forme médicale. Un monitoring temps-réel du signal EGG a été effectué pour chaque enregistrement grâce à un oscilloscope analogique-numérique.

A l'HEGP, le dispositif *DIANA<sup>TM</sup>* (Dispositif Informatisé d'Analyse Acoustique, S.Q.Lab.) a permis d'enregistrer les signaux audio et EGG sur deux canaux à une fréquence d'échantillonnage de 44100HZ,

et de les synchroniser.

### Mesures cliniques des vibrations laryngées

Deux techniques directes d'observation frontale des mouvements vibratoires laryngés ont été utilisées dans notre étude : la vidéolaryngostroboscopie et la cinématographie ultra-rapide.

#### *Enregistrements vidéolaryngostroboscopiques*

Grâce aux appareils de mesure mis à disposition à l'UKE, les images laryngées ont pu être enregistrées par fibroscopie (voie nasale) à l'aide d'une caméra tournant à la vitesse standard de 25 images par seconde. Pour une fréquence fondamentale de 100Hz, cela signifie qu'un cliché de la glotte est pris tous les 4 cycles glottiques.

A l'UKE, un endoscope souple (Timcke) relié à une source de lumière (Olympus OTV-SI), une caméra couleur (Olympus ENF-V) de résolution 768x576 pixels (PAL) et équipé d'un microphone interne a été utilisé pour cette méthode (*cf.* figure 2.11 **(a)**).

Cette méthode a ainsi permis une première visualisation du mouvement glottique, permettant l'exploration de toute émission vocale (voyelle et consonne). Cependant, le degré de résolution spatio-temporelle n'a pas pu renseigner précisément sur les détails du cycle d'oscillation, ni sur les relations de phase entre les mouvements glottiques et supra-glottiques. Ce procédé a donc été utilisé pendant les séquences d'enregistrements préliminaires, comme exploration pilote des phonations accompagnées d'un mouvement des bandes ventriculaires.

#### *Enregistrements par cinématographie ultra-rapide*

Les examens par cinématographie ultra-rapide ont permis d'enregistrer des images du larynx éclairé en continu à des vitesses nettement plus élevées, 2000 (resp. 500) images par secondes à l'UKE (resp. à l'HEGP), ce qui fournit 20 (resp. 5) images par cycle glottique pour une fréquence fondamentale de 100Hz.

Cette technique a été utilisée à l'UKE pour affiner les observations stroboscopiques réalisées par fibroscopie nasale à vitesse standard. Un endoscope rigide (Wolf 90° E 60491) équipé d'une source de lumière continue (Wolf 5131) véhiculée par fibre optique, et une caméra digitale CCD noir et blanc (Richard WOLF, HS-Endocam 5560) de résolution 256x256 pixels et de fréquence 2000 images/s ont été employés pour cette technique d'examen à l'UKE (*cf.* figure 2.11 **(b)**). Ce dispositif a permis des séquences d'acquisition d'environ 4s. La bouche est largement ouverte, la langue est tractée entre le pouce et le majeur du médecin. L'utilisation d'un endoscope rigide introduit dans la cavité orale du sujet limite donc l'exploration de ses possibilités vocales à la production des voyelles.

Grâce aux appareils de mesure mis à disposition par le LPP (Laboratoire de Phonétique et de Phonologie, UMR-CNRS-7018) et à l'unité de la voix du service ORL de l'HEGP, des enregistrements ont été effectués à l'HEGP au moyen d'un nasofibroscope Pentax (15000 fibres optiques, de calibre total 3.3mm), équipé d'une source de lumière froide (Hallogène CLK-4, Olympus) d'une puissance de 150W, d'une caméra en noir et blanc (Speedcam+lite, Vannier-Photolec) et d'un capteur CCD possédant une résolution de 256x256 pixels et une vitesse de capture de 500 images/s.

Pour ces deux procédés, la caméra est préchauffée pour éviter qu'elle ne soit embuée lorsqu'elle est glissée dans la cavité pharyngée du sujet. L'examineur vérifie sa bonne température pour éviter une sensation de brûlure pour le sujet. Ces méthodes exploratoires sont très invasives. Malgré une anesthésie locale en spray (lidocaïne à 10%) de la partie supérieure du pharynx - telle qu'elle n'handicape pas la production vocale - avant chaque examen clinique, voire le recours à l'acupuncture, certains sujets (C2, C3) aux réflexes nauséux marqués n'ont pu supporter l'examen endoscopique par voie orale.

## 2.3 Traitement des données

Dans cette section est présentée l'analyse des signaux audio, celle des signaux EGG et le traitement des images laryngées.

### 2.3.1 Analyse des signaux audio

L'analyse temps-fréquence des signaux audios acquis pendant l'enregistrement laryngoscopique des vibrations laryngées est réalisée pour chaque séquence de la base de données. Le signal vocal perçu à l'extrémité de l'endoscope (à l'UKE) et les images laryngées sont obtenues simultanément mais pas de façon synchrone en raison du retard dû à la propagation de l'onde acoustique, qui n'a pu être corrigé du fait de la position inconnue de l'endoscope dans le pharynx. Il faut donc rester prudent dans la correspondance entre les images laryngées et la représentation spectrographique du signal acoustique. Si l'on considère que l'endoscope placé dans la cavité bucco-pharyngée est éloigné d'environ 5cm de la glotte, et si l'on estime la célérité du son à  $c = 350m.s^{-1}$  en milieu humide, ce retard vaut 1/7ms. De façon analogue, ce retard vaut 17/35ms si le signal vocal est acquis au micro-casque, au plus proche de la sortie des lèvres, soit à environ 17cm de la glotte (à l'HEGP). Quelque que soit le dispositif d'enregistrement, ce retard correspond donc à moins d'une image de décalage, compte tenu de la vitesse de capture des caméras CCD employées. Il sera donc négligé dans la suite de l'étude.

Les techniques de filtrage inverse n'ont pas été appliquées dans le cadre de ce travail. En effet, nous nous intéressons ici à des productions vocales impliquant une participation des bandes ventriculaires au geste phonatoire, engendrant *a priori* un couplage avec l'écoulement d'air translaryngé et une altération du comportement glottique. Ces phénomènes vont à l'encontre de l'hypothèse de non-interaction « source-filtre » dont découlent les techniques de filtrage inverse (Fant <sup>[53]</sup>, 1960).

### 2.3.2 Analyse des signaux EGG et DEGG

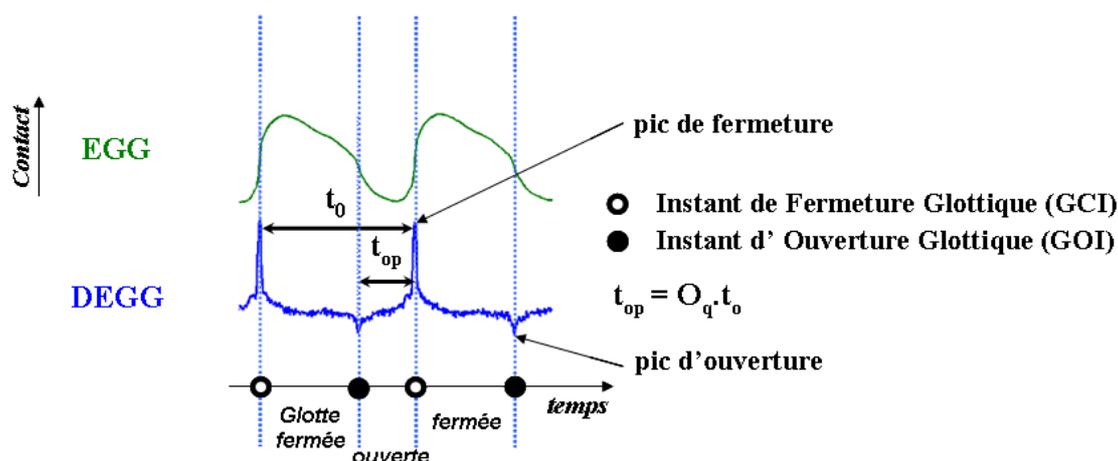


FIG. 2.12 – Exemple caractéristique de deux périodes de signaux EGG et DEGG en phonation normale (M1) en convention ouvert  $\rightarrow$  fermé et illustration des paramètres de la source glottique : période fondamentale de vibration,  $t_0$  ; temps d'ouverture glottique,  $t_{op}$  ; quotient ouvert  $O_q$ .

La figure 2.12 illustre le traitement des données EGG sur un exemple d'enregistrements typique obtenu

en phonation normale en mécanisme M1. Henrich [76], 2001 et Henrich & al [78], 2004 ont montré la pertinence du signal temporel dérivé du signal EGG (DEGG) pour la mesure des paramètres caractéristiques de la source glottique. Le signal DEGG correspond à la dérivée de l'aire de contact mesurée et ne varie de façon notable que lors des phases d'ouverture et de fermeture. Les amplitudes des pics d'ouverture et fermeture, correspondant à des vitesses de modification du contact, n'ont de sens que relativement les unes aux autres. Dans la suite, nous caractériserons de même le comportement des structures laryngées par l'analyse des variations du signal DEGG.

Les instants de fermeture glottique (GCI) et d'ouverture glottique (GOI) sont détectés sur le signal DEGG grâce à une méthode de détection de pics par seuillage décrite dans Henrich [76], 2001 et Henrich & al. [78], 2004. Les pics sont numérotés par ordre d'apparition, un paramètre qui complète les informations de temps et d'amplitude caractérisant chaque pic. La période fondamentale  $t_0$  est mesurée entre deux instants de fermeture glottique successifs (*cf.* figure 2.12). La fréquence fondamentale du signal,  $f_0 = 1/t_0$ , est également estimée par auto-corrélation et seuillage, suivant l'algorithme *YIN* développé par de Cheveigné & Kawahara [43], 2001. Le temps d'ouverture glottique,  $t_{op}$ , correspond à l'intervalle entre un pic d'ouverture et le pic de fermeture consécutif (*cf.* figure 2.12). Le quotient ouvert  $O_q$  est défini comme le rapport du temps d'ouverture glottique sur la période fondamentale, à savoir  $t_{op}/t_0$  (*cf.* figure 2.12). Il varie ainsi de 0 (cas théorique d'un cycle glottique sans ouverture) à 1 (cas d'une fermeture incomplète).

Dans la suite, la distinction des mécanismes laryngés s'effectue par combinaison de l'écoute, de la visualisation des signaux acoustique, EGG et DEGG, et des courbes de quotient ouvert, selon une caractérisation détaillée dans Henrich [76], 2001.

### 2.3.3 Analyse des signaux vidéo

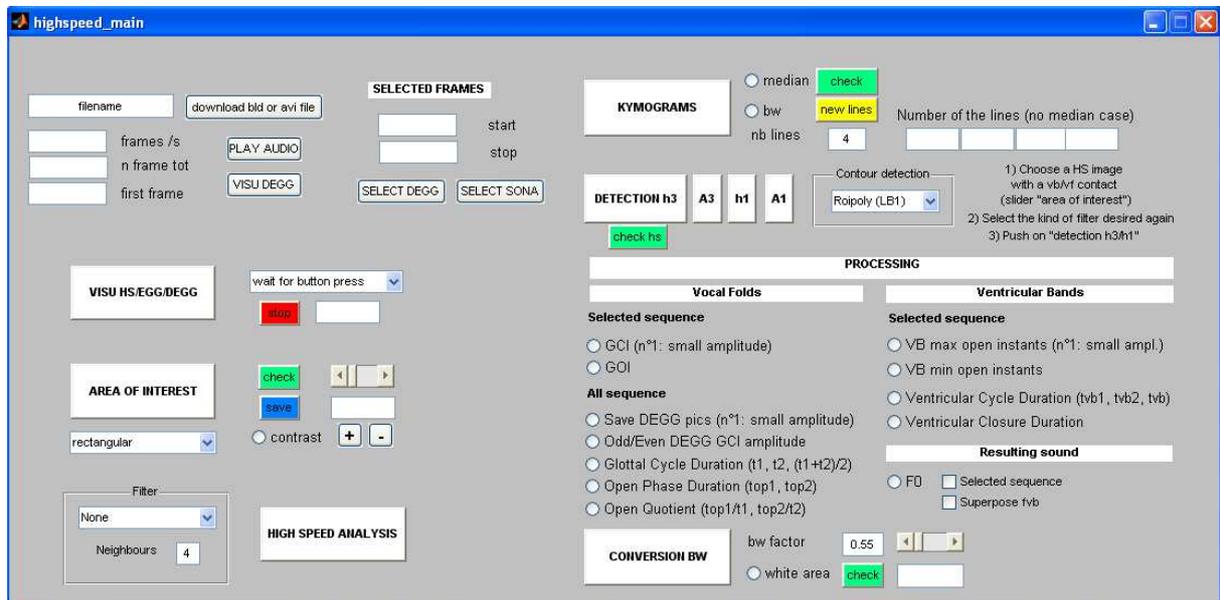


FIG. 2.13 – Interface graphique développée sous Matlab7 pour l'analyse des données cinématographiques.

Nous illustrons dans cette section les étapes d'une analyse type développée sur les images acquises par cinématographie ultra-rapide. Les images acquises par vidéolaryngostroboscopie ont été utilisées à des fins illustratives uniquement. L'analyse s'est effectuée sous Matlab7 et a tiré bénéfice des fonctions de l'*Image Processing Toolbox*. Une interface graphique représentée sur la figure 2.13 a été créée pour faciliter le traitement des images.

## Pré-traitement des images

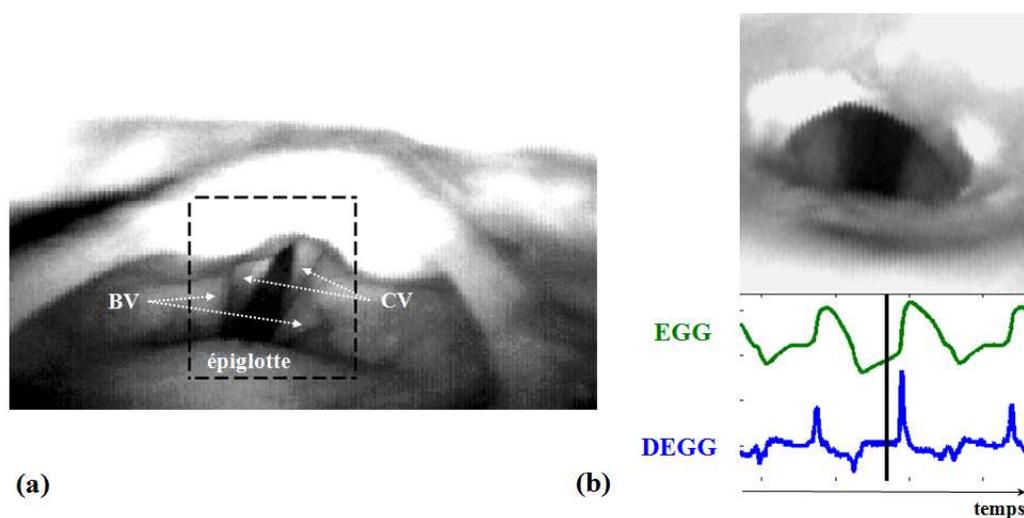


FIG. 2.14 – (a) Exemple typique du processus de cadrage des images laryngées pour isoler la zone d'intérêt (d'après la base de données. Sujet L3 en mécanisme M1). (b) Exemple typique de visualisation temps-réel des images laryngées synchronisées avec les signaux EGG et DEGG correspondants (Sujet C1).

Dans un premier temps, les images laryngées sont recadrées afin de cibler la zone de traitement intéressante pour notre étude. Le cadrage peut se faire optionnellement par une délimitation rectangulaire (cf. figure 2.14 (a)) ou polygonale.

Les images peuvent ensuite être filtrées et leur contraste lumineux ajusté pour permettre une distinction plus nette des cordes vocales et des bandes ventriculaires. Plusieurs filtres ont été testés pour atténuer l'effet pixélisé : filtre médian, filtre bilinéaire, filtre Wiener, filtre bicubique. Le redimensionnement bicubique (rayon 4) contient un accentueur de contours qui adoucit le flou de l'interpolation tout en supprimant les effets d'aliasing. Ce filtre a finalement permis le meilleur rendu.

## Analyse kymographique

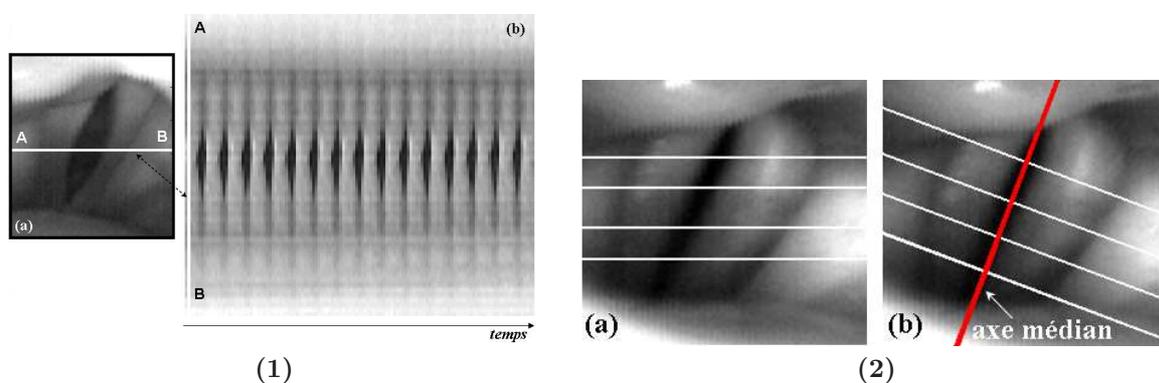


FIG. 2.15 – (1) Exemple typique du tracé d'un kymogramme (b) à partir d'une ligne sélectionnée (AB) sur l'image laryngée (a) extraite de la base de données (Sujet L3, en mécanisme M1). (2) Choix optionnel d'une sélection des lignes kymographiques avant (a) ou après (b) détection de l'axe glottique médian (Sujet L1, en mécanisme M1).

La figure 2.15 illustre le traitement des images laryngées par une analyse kymographique (Svec & Schutte <sup>[195]</sup>, 1996, Schutte & al. <sup>[177]</sup>, 1998, Tigges & al. <sup>[198]</sup>, 1999, Svec & al. <sup>[193]</sup>, 1999, Svec & al. <sup>[196]</sup>, 2001). Comme évoqué au début de ce chapitre, cette méthode de visualisation est classiquement utilisée pour l'exploration par caméra ultra-rapide des vibrations laryngées. Elle consiste à sélectionner une ligne de pixels sur l'image (ligne blanche AB sur la figure 2.15) et à représenter son évolution en fonction du temps comme une nouvelle image, appelée kymogramme (*cf.* figure 2.15 **(1)**). Cette méthode ne permet pas la visualisation des vibrations glottiques sur toute la longueur des cordes vocales mais elle fournit de riches informations sur la dynamique des mouvements laryngés à la position sélectionnée.

L'analyse kymographique réalisée sous le logiciel HResEndocam 5562 (Version 1.10, Richard Wolf), employé par le praticien pendant l'examen cinématographique, est utilisée dans la suite à titre illustratif. Un traitement plus quantitatif des kymogrammes est proposé sous Matlab7. En particulier, les kymogrammes sont tracés en correspondance avec les signaux EGG et DEGG synchronisés. Plusieurs lignes peuvent être tracées sur l'image laryngée pour permettre une comparaison simultanée de kymogrammes en différents points de la glotte (*cf.* figure 2.15 **(2) (a)**). Afin de mesurer plus précisément l'évolution de l'ouverture glottique, les lignes kymographiques sont choisies perpendiculairement à l'axe glottique médian (*cf.* figure 2.15 **(2) (b)**).

### Définition des ouvertures glottique et ventriculaire

Pour une configuration laryngée donnée, l'écartement entre les cordes vocales et celui entre les bandes ventriculaires varient en fonction du plan de coupe considéré. Nous nous attachons ici à définir les grandeurs géométriques introduites pour mesurer sur l'humain les ouvertures glottique et ventriculaire. Nous repérerons ces grandeurs, relatives à l'étude *in-vivo*, grâce au sigle  $\sim$ , par contraste avec les variables géométriques des études théoriques (chapitre 3) et *in-vitro* (chapitre 4).

Nous nous plaçons dans le repère  $(x, y, z)$  défini sur la figure 2.16 de sorte que  $z$  suive l'axe glottique médian et que le plan  $z = 0$  scinde les cordes vocales à leur demi-épaisseur  $W_{cv}/2$ .

La figure 2.16 illustre, à un instant  $t$  fixé, les variations suivant  $x$  et  $z$  de la distance séparant les bandes ventriculaires, notée  $\tilde{H}_{bv}(x, z, t)$  ( $(a_1)$  et  $(a_2)$ ), et celles de la distance séparant les cordes vocales, notée  $\tilde{H}_{cv}(x, z, t)$  ( $(b_1)$  et  $(b_2)$ ). Nous noterons  $\tilde{\Sigma}_{bv}(x, t)$  et  $\tilde{\Sigma}_{cv}(x, t)$  les aires des espaces glottique et ventriculaire respectivement. Par définition, nous posons :

#### Au niveau des bandes ventriculaires

$$\tilde{h}_{bv}(z, t) = \min_x \tilde{H}_{bv}(x, z, t) \quad (2.1)$$

$$\hat{h}_{bv}(t) = \min_z \tilde{h}_{bv}(z, t) \quad (2.2)$$

$$\hat{\hat{h}}_{bv}(t) = \max_z \tilde{h}_{bv}(z, t) \quad (2.3)$$

$$\tilde{A}_{bv}(t) = \min_x \tilde{\Sigma}_{bv}(x, t) \quad (2.4)$$

#### Au niveau des cordes vocales

$$\tilde{h}_{cv}(z, t) = \min_x \tilde{H}_{cv}(x, z, t) \quad (2.5)$$

$$\hat{h}_{cv}(t) = \min_z \tilde{h}_{cv}(z, t) \quad (2.6)$$

$$\hat{\hat{h}}_{cv}(t) = \max_z \tilde{h}_{cv}(z, t) \quad (2.7)$$

$$\tilde{A}_{cv}(t) = \min_x \tilde{\Sigma}_{cv}(x, t) \quad (2.8)$$

Ainsi, les hauteurs  $\tilde{h}_{bv}(z, t)$  et  $\tilde{h}_{cv}(z, t)$  définissent les distances entre les bandes ventriculaires et les cordes vocales respectivement, observées perpendiculairement à l'axe glottique médian, et directement

mesurables sur une image laryngée obtenue par cinématographie ultra-rapide lorsque la configuration du larynx le permet. Les quantités  $\hat{h}_{bv}(t)$  et  $\hat{h}_{cv}(t)$  correspondent au degré de constriction maximale des bandes ventriculaires et des cordes vocales respectivement.

Notez que les différentes hauteurs définies dans les équations 2.4 et 2.8 ne sont parfois pas accessibles du fait de l'obstruction d'une partie de la glotte ou des parties antérieures et/ou postérieures des bandes ventriculaires par la base de l'épiglotte et les cartilages corniculés. Dans ces conditions, ces hauteurs se restreignent aux hauteurs mesurables sur l'image uniquement. A ce titre, il est possible que ces distances soient sous- ou sur-estimées par rapport à leur valeur réelle non-mesurable. Les notations sont néanmoins préservées dans le souci d'une plus grande clarté.

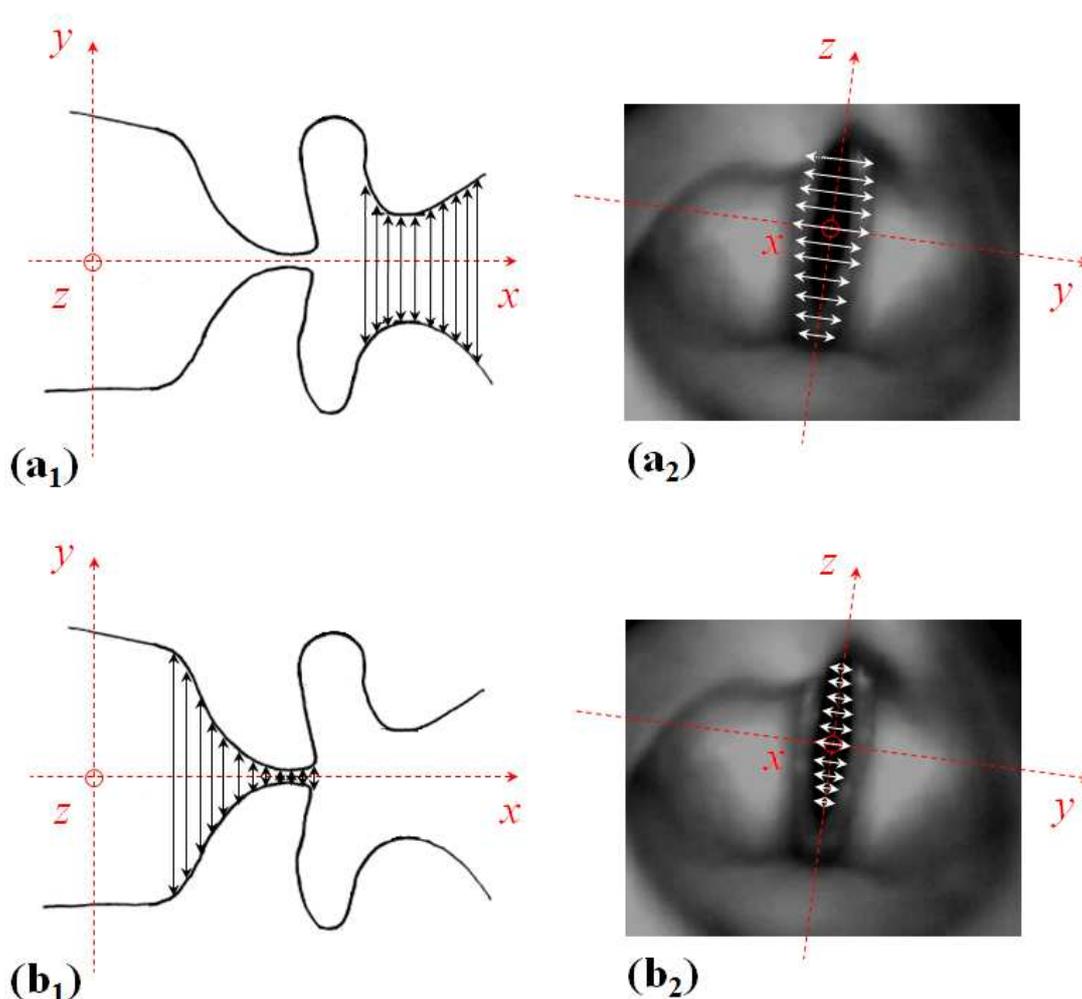


FIG. 2.16 – (a<sub>1</sub>) (resp. (b<sub>1</sub>)) Description schématique de la distance  $\tilde{H}_{bv}$  (resp.  $\tilde{H}_{cv}$ ) séparant les bandes ventriculaires (resp. les cordes vocales) et de sa variation par rapport à  $x$ , à  $z$  fixé quelconque. Vue en coupe du larynx dans le plan coronal (dessin d'après de Agarwal & al. [3], 2003, Agarwal [2], 2004); (a<sub>2</sub>) (resp. (b<sub>2</sub>)) Description de la distance  $\tilde{h}_{bv}$  (resp.  $\tilde{h}_{cv}$ ) séparant les bandes ventriculaires (resp. les cordes vocales) sur une image laryngée et de sa variation par rapport à  $z$ , à l'endroit de la constriction maximale suivant  $x$ . Vue frontale du larynx (Extrait de la base de données, Sujet L1, mécanisme M1).

Dans la suite, nous définissons également deux autres paramètres, approximant les distances  $\tilde{h}_{cv}(z, t)$  et  $\tilde{h}_{bv}(z, t)$  en moyenne sur  $z$ , par l'intermédiaire de la mesure des aires  $\tilde{A}_{cv}(t)$  et  $\tilde{A}_{bv}(t)$ . Ainsi, nous

écrivons :

$$\tilde{h}_{cv}(t) = \frac{\tilde{A}_{cv}(t)}{W_{cv}}, \quad (2.9)$$

$$\tilde{h}_{bv}(t) = \frac{\tilde{A}_{bv}(t)}{W_{bv}}, \quad (2.10)$$

où  $W_{cv}$  et  $W_{bv}$  représentent les largeurs moyennes des cordes vocales et des bandes ventriculaires, suivant  $z$ . Cette définition repose sur l'approximation d'une section d'aire moyenne rectangulaire dans les plans glottique et ventriculaire.

Nous nous intéressons ici au rapport de l'ouverture ventriculaire  $\tilde{h}_{bv}(z', t)$  sur l'ouverture glottique  $\tilde{h}_{cv}(z, t)$ , observées à un instant  $t$ , quelles que soient les positions  $z$  et  $z'$  considérées. Nous notons  $\gamma(z', z, t)$  ce rapport. En particulier, nous noterons :

$$\hat{\gamma}(t) = \frac{\hat{h}_{bv}(t)}{\hat{h}_{cv}(t)}, \quad (2.11)$$

$$\hat{\hat{\gamma}}(t) = \frac{\hat{\hat{h}}_{bv}(t)}{\hat{\hat{h}}_{cv}(t)}, \quad (2.12)$$

$$\gamma^\circ(t) = \frac{\hat{h}_{bv}(t)}{\hat{\hat{h}}_{cv}(t)}. \quad (2.13)$$

Ces rapports peuvent être mesurés à partir des images laryngées, en négligeant ou non l'effet de perspective induit par la prise de vue à la caméra. Deux méthodes sont ainsi suggérées pour leur estimation. Elles sont illustrées sur la figure 2.17. Considérons, par exemple, la mesure du rapport  $\gamma(z_{max}, z_{max}, t) = \tilde{h}_{bv}(z_{max}, t)/\tilde{h}_{cv}(z_{max}, t)$  à la position  $z_{max}$  définie sur la figure 2.17 **b.**. Cette position correspond, dans ce cas, à l'ouverture glottique maximale observée sur l'épaisseur des cordes vocales, mais aussi à l'ouverture ventriculaire maximale observée sur l'épaisseur des bandes ventriculaires, si bien que  $\gamma(z_{max}, z_{max}, t) = \hat{\hat{h}}_{bv}(t)/\hat{\hat{h}}_{cv}(t)$ .

- la méthode **(1)** néglige l'effet de perspective dans le champ visuel de la caméra. Elle assimile la distance  $\hat{h}_{bv}(t)$  observée entre les bandes ventriculaires dans le plan  $x = x_3$  à son image projetée dans le plan glottique  $x = x_1$ . Dans cette approximation,  $\gamma(z_{max}, z_{max}, t)$  est défini par le quotient géométrique  $\gamma(z_{max}, z_{max}, t) \sim \frac{AB}{CD}$ , directement mesurable sur l'image laryngée (*cf.* figures 2.17 **a.** et **b.**).
- la méthode **(2)** prend en compte l'effet de perspective et l'angle de vue de la caméra. Elle corrige ainsi l'approximation de la méthode **(1)** en tenant compte de la profondeur du ventricule laryngé, de sorte que  $\gamma(z_{max}, z_{max}, t) = \frac{A'B'}{CD}$ . Bien que plus exacte, cette méthode nécessite l'estimation de la distance  $A'B'$ , non mesurable sur l'image laryngée.

La méthode **(1)** conduit donc à une sous-estimation du rapport réel de l'ouverture ventriculaire par l'ouverture glottique. Nous proposons ici d'évaluer l'erreur commise en négligeant les effets de perspective, notée  $\varepsilon$ . De simples considérations géométriques dans les triangles homothétiques  $OAB$ ,  $OA'B'$  et dans les triangles  $OO_3A$ ,  $OO_1A'$  (notations détaillées figure 2.17 **a.**) conduisent aux égalités :

$$\zeta = \frac{AB}{A'B'} = \frac{OA}{OA'} = \frac{OO_3}{OO_1} = \frac{OO_3}{OO_3 + O_3O_1}, \quad (2.14)$$

où  $OO_3$  est la distance orthogonale séparant l'endoscope du plan ventriculaire. En supposant que la constriction glottique maximale s'effectue à la demi-longueur des cordes vocales suivant  $x$ , l'équation 2.14 s'écrit :

$$\zeta = \frac{OO_3}{OO_3 + L_{ventricule} + d_{cv}/2}. \quad (2.15)$$

L'erreur commise par l'approximation de la méthode (1) relativement à la méthode (2) s'écrit alors :

$$\varepsilon = \frac{A'B'/CD - AB/CD}{A'B'/CD} = 1 - \zeta = \left(1 + \frac{OO_3}{L_{ventricule} + d_{cv}/2}\right)^{-1}. \quad (2.16)$$

Dans l'hypothèse d'un endoscope placé à 5cm en moyenne des bandes ventriculaires, les données physiologiques recueillies dans le tableau 1.2, combinées à l'équation 2.16, permettent d'évaluer une erreur  $\varepsilon$  moyenne d'environ 12% et une erreur maximale d'environ 18%.

Ce raisonnement est généralisable au calcul du rapport  $\gamma(z', z, t) = \tilde{h}_{bv}(z', t)/\tilde{h}_{bv}(z, t)$ , quels que soient  $z'$ ,  $z$  et  $t$ .

En définitive, il n'est pas possible de mesurer graphiquement la profondeur du larynx sur les images de la base de données et l'erreur commise par la méthode (1) comparativement à la méthode (2) est négligeable en première approximation. Par conséquent, la méthode (1) est l'analyse retenue pour le calcul du rapport  $\gamma(z', z, t)$  dans la suite de l'étude.

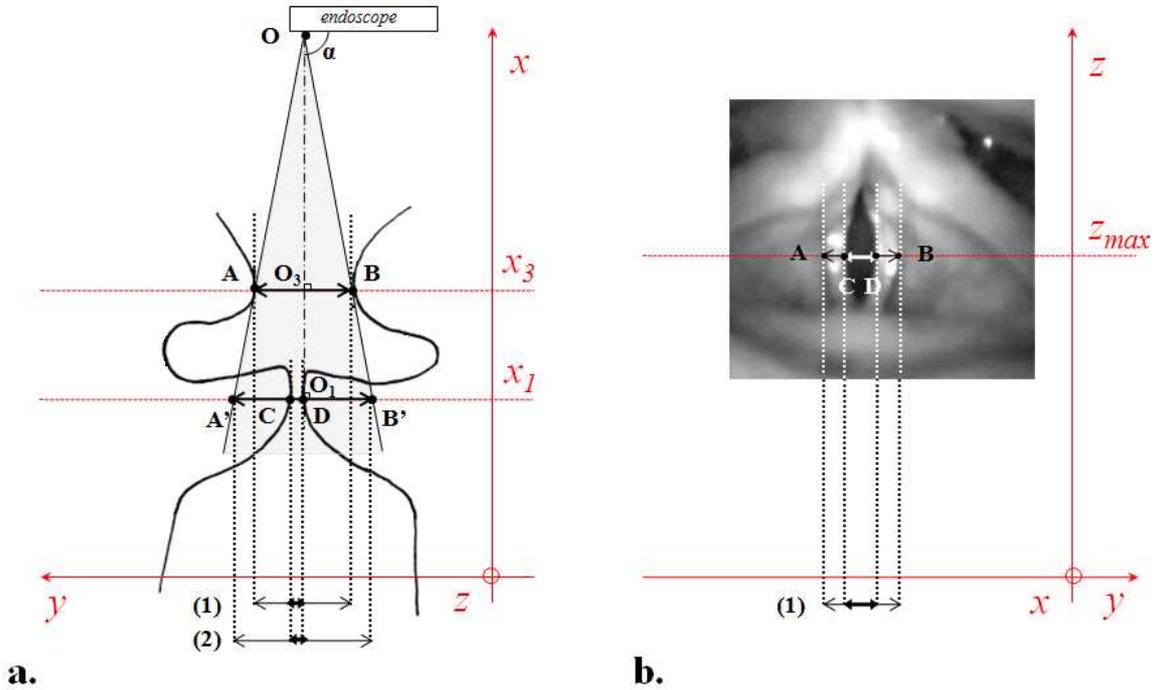


FIG. 2.17 – **a.** Représentation schématique du champ visuel de l'objectif de la caméra focalisé sur les bandes ventriculaires. Vue en coupe du larynx humain à la position  $z_{max}$  définie en **b.**.  $\alpha = 90^\circ$ . Dessin d'après Agarwal & al. [3], 2003, Agarwal [2], 2004. **b.** Image laryngée extraite de la base de données, obtenue par cinématographie ultra-rapide (Sujet L5, mécanisme M1). Pour **a.** et **b.**, l'origine du repère  $(x, y, z)$  est modifiée pour plus de clarté (cf. figure 2.16). Les dessins (1) et (2) illustrent deux façons distinctes de mesurer le rapport des ouvertures glottique et ventriculaire, en négligeant, ou non respectivement, l'effet de perspective induit par la prise de vue.

## Extraction de contours

Afin de mesurer les ouvertures relatives des cordes vocales et des bandes ventriculaires et d'observer la différence de phase et d'amplitude de leurs mouvements en correspondance, l'analyse propose un traitement des données enregistrées basé sur une détection de contours, appliquée aux kymogrammes dans un premier temps, puis aux images laryngées.

### A partir des kymogrammes

La figure 2.18 illustre la méthode d'extraction de contours appliquée aux images kymographiques, pour détecter en chaque abscisse de temps  $t$  l'écartement des cordes vocales,  $\tilde{h}_{cv}(z, t)$  (resp. des bandes ventriculaires,  $\tilde{h}_{bv}(z, t)$ ) à la position  $z$  de la ligne kymographique sélectionnée sur l'image laryngée.

Chaque contour tracé en pointillés blancs sur la figure 2.18 (b) délimite la durée de phase ouverte du cycle glottique à la position  $z$ . A un instant  $t$  fixé sur le kymogramme, le nombre de pixels intérieurs au contour donne une première estimation quantifiée de  $\tilde{h}_{cv}(z, t)$ . De la même façon, le tracé de la ou les phase(s) ouverte(s) des bandes ventriculaires le cas échéant conduit à la mesure en pixels de  $\tilde{h}_{bv}(z, t)$  au cours de la séquence analysée sur le kymogramme (cf. tracé en pointillés noirs sur la figure 2.18 (b)).

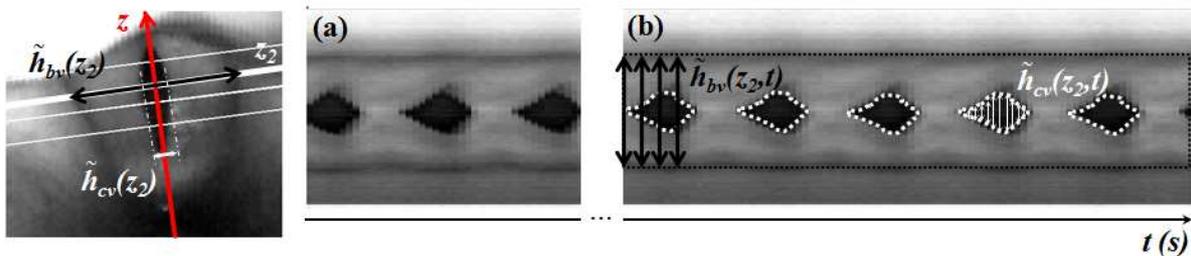


FIG. 2.18 – Illustration du principe d'extraction de contours appliquée au kymogramme (b) afin d'obtenir une estimation de l'évolution temporelle de  $\tilde{h}_{cv}(z_2)$  et  $\tilde{h}_{bv}(z_2)$ , définis sur l'image laryngée, où  $z_2$  est la position latérale de la ligne kymographique sélectionnée. Extrait de la base de données (Sujet L5, mécanisme M1).

Trois techniques sont proposées pour l'extraction des contours associés aux mouvements des cordes vocales et des bandes ventriculaires :

- (1) une première basée sur l'utilisation de la fonction **roipoly** de l'*Image Processing Toolbox* de Matlab7. Elle propose le tracé manuel d'une région polygonale sur le kymogramme et retourne en paramètres de sortie les coordonnées en pixels de son contour, et l'image binaire associée, colorant de façon uniforme l'intérieur et l'extérieur de la région sélectionnée.
- (2) la seconde méthode repose sur le même principe d'édition manuelle de contours, mais dessine une courbe plus lisse et arrondie qu'un tracé polygonal. L'algorithme de détection implementé est directement inspiré de celui écrit et mis à disposition en ligne par Shoelson <sup>[184]</sup>, 2005 (**freehanddraw.m**). Il est basé sur le tracé d'une ligne fermée suivant les mouvements de la souris, codé grâce à l'utilisation des propriétés *WindowButtonMotionFcn* et *WindowButtonUpFcn* de l'objet figure.
- (3) la dernière méthode utilise l'algorithme de détection de contours interactif proposé par Serrurier & Badin <sup>[180]</sup>, 2008. Les contours sont édités manuellement sous forme de **courbes de Bézier** sur chaque image, avec déformation continue des courbes par la souris. L'avantage de cette méthode réside dans le fait que des points de contrôle sont utilisables pour faire correspondre une courbe à une forme donnée. Une fois tracée, la courbe peut être de nouveau ajustée par addition, suppression ou modification des points de contrôle. Cette méthode offre un moyen précis et efficace d'optimiser

la détection manuelle de contours dans le temps et a été préférée aux deux autres techniques.

Les trois méthodes fournissent *in fine* une estimation en pixels de  $\tilde{h}_{cv}(z, t)$  (resp.  $\tilde{h}_{bv}(z, t)$ ). Ces ouvertures sont imposées égales à 0 aux temps non associés sur le kymogramme à une détection de contour, *i.e.* lorsque les cordes vocales (resp. les bandes ventriculaires) sont accolées à l'endroit sélectionné sur l'image laryngée.

Dans la suite, la ligne kymographique est choisie à la position  $z_\alpha$  où se produit la compression maximale des bandes ventriculaires sur la durée de la séquence étudiée. L'ouverture ventriculaire issue de l'extraction de contours vaut alors  $\tilde{h}_{bv}(z_\alpha, t)$  et l'ouverture glottique,  $\tilde{h}_{cv}(z_\alpha, t)$ . En particulier, à l'instant  $t_\alpha$  où les bandes ventriculaires présentent leur degré de constriction maximal,  $\tilde{h}_{bv}(z_\alpha, t_\alpha) = \hat{h}_{bv}(t_\alpha)$ . Suite à l'extraction de contours, les ouvertures  $\tilde{h}_{cv}(z_\alpha, t)$  et  $\tilde{h}_{bv}(z_\alpha, t)$  sont normalisées par leur valeur maximale atteinte pendant la séquence étudiée :

$$\tilde{h}_{cv_n}(z_\alpha, t) = \tilde{h}_{cv}(z_\alpha, t) / \max_t(\tilde{h}_{cv}(z_\alpha, t)), \quad (2.17)$$

$$\tilde{h}_{bv_n}(z_\alpha, t) = \tilde{h}_{bv}(z_\alpha, t) / \max_t(\tilde{h}_{bv}(z_\alpha, t)). \quad (2.18)$$

Ces quantités enfin sont rééchantillonnées par interpolation cubique à la fréquence d'échantillonnage des signaux EGG et DEGG synchronisés avec la séquence.

Nous n'avons pu calibrer les amplitudes des mouvements enregistrés au cours des examens vidéo-laryngoscopiques compte tenu des exigences d'une telle procédure expérimentale. Par conséquent, les ouvertures maximales  $\max_t(\tilde{h}_{cv}(z_\alpha, t))$  et  $\max_t(\tilde{h}_{bv}(z_\alpha, t))$  observées pendant le geste phonatoire n'ont pu être directement normées dans le système métrique. Afin de convertir les pixels mesurés en mm, nous avons choisi d'imposer leur valeur avec l'appui des données physiologiques référencées dans l'étude bibliographique (tableau 1.2). Néanmoins, comme exposé dans le chapitre 1, la géométrie des bandes ventriculaires a été mesurée sur des coupes laminographiques du larynx dans le plan coronal (*cf.* figure 2.3 (b) par exemple). Elle a donc été évaluée à une position latérale  $z$  fixée, indéterminée. La variation de  $\max_t(\tilde{h}_{bv}(z, t))$  suivant  $z$  pendant la phonation n'a pas été mesurée à notre connaissance. Dans l'hypothèse que les mesures issues des études antérieures restent pertinentes quelle que soit la position  $z$  sélectionnée, nous noterons :

$$\tilde{h}_{cv_{ref}} = \max_t(\hat{h}_{cv}(t)), \quad (2.19)$$

$$\tilde{h}_{bv_{ref}} = \max_t(\hat{h}_{bv}(t)), \quad (2.20)$$

les amplitudes maximales glottique et ventriculaire observées en phonation dans la littérature respectivement.

En définitive, les ouvertures glottique et ventriculaire mesurées en mètres quelle que soit la position  $z$  considérée sur l'épaisseur du larynx (et en particulier à  $z_\alpha$ ) sont calculées comme suit :

$$\tilde{h}_{cv}(z, t) = \tilde{h}_{cv_n}(z, t) \cdot \tilde{h}_{cv_{ref}}, \quad (2.21)$$

$$\tilde{h}_{bv}(z, t) = \tilde{h}_{bv_n}(z, t) \cdot \tilde{h}_{bv_{ref}}. \quad (2.22)$$

#### *A partir des images du larynx*

Nous proposons ici une autre méthode pour mesurer l'écartement entre les cordes vocales et celui entre les bandes ventriculaires, en tenant compte de leurs variations avec  $z$ . Elle repose sur le calcul des aires de l'espace glottique ( $\tilde{A}_{cv}(t)$ ) et de l'espace ventriculaire ( $\tilde{A}_{bv}(t)$ ) par traitement des images laryngées (*cf.* équations 2.8 et 2.4).

La méthode consiste à détecter les bords libres des cordes vocales et des bandes ventriculaires observés successivement sur chaque image laryngée d'une séquence donnée. Cette détection s'effectue manuellement par l'un des procédés d'extraction de contours détaillés dans le paragraphe précédent. Nous avons choisi

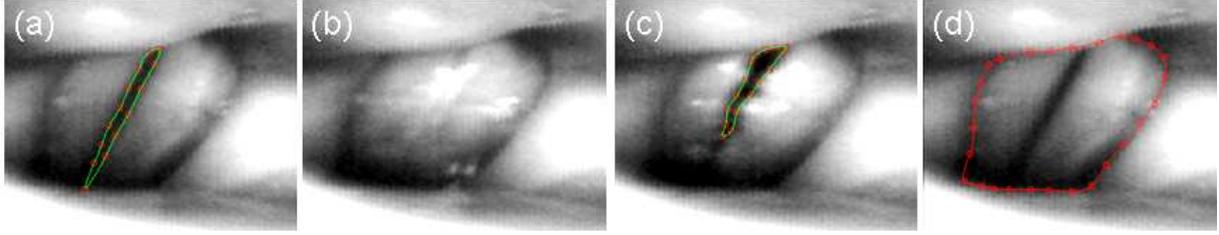


FIG. 2.19 – Illustration de la méthode d'extraction de contours appliquée aux images laryngées afin d'obtenir une estimation des sections d'aire transverses  $\tilde{A}_{cv}(t)$  et  $\tilde{A}_{bv}(t)$ , aux constrictions maximales des cordes vocales et des bandes ventriculaires respectivement. Images typiques extraites de la base de données (Sujet L1, mécanisme M1). (a), (b) et (c) détection de  $\tilde{A}_{cv}$  en différentes phases du cycle glottique ; (d) détection de  $\tilde{A}_{bv}$ . La méthode de détection utilisée repose sur l'algorithme d'édition par courbes de Bézier proposé par Serrurier & Badin <sup>[180]</sup>, 2008 (méthode (3)). Les points circulaires représentent les points de contrôle utilisés pour le tracé.

celui basé sur l'algorithme d'édition par courbes de Bézier pour les raisons mentionnées dans ce paragraphe (cf. figure 2.19). A un instant  $t$  donné, le calcul de la section d'aire axiale séparant les cordes vocales,  $\tilde{A}_{cv}(t)$ , et de celle séparant les bandes ventriculaires,  $\tilde{A}_{bv}(t)$ , découlent directement de cette extraction de contours. Un algorithme de triangulation équivalent à la formule intégrale de Riemann est utilisé pour la détermination du centre de gravité de la section éditée et le calcul de sa surface (Serrurier & Badin <sup>[180]</sup>, 2008).

Les aires  $\tilde{A}_{cv}(t)$  et  $\tilde{A}_{bv}(t)$  sont normalisées par leur valeur maximale atteinte au cours de la séquence étudiée :

$$\tilde{A}_{cv_n}(t) = \tilde{A}_{cv}(t) / \max_t(\tilde{A}_{cv}(t)), \quad (2.23)$$

$$\tilde{A}_{bv_n}(t) = \tilde{A}_{bv}(t) / \max_t(\tilde{A}_{bv}(t)). \quad (2.24)$$

Ces quantités sont ensuite rééchantillonnées par interpolation cubique à la même fréquence que les signaux EGG et DEGG synchronisés. La conversion des aires  $\tilde{A}_{cv}(t)$  et  $\tilde{A}_{bv}(t)$  en  $m^2$  s'effectue selon l'approximation :

$$\tilde{A}_{cv}(t) = \tilde{A}_{cv_n}(t) \cdot \tilde{h}_{cv_{ref}} \cdot W_{cv} \quad (2.25)$$

$$\tilde{A}_{bv}(t) = \tilde{A}_{bv_n}(t) \cdot \tilde{h}_{bv_{ref}} \cdot W_{bv}. \quad (2.26)$$

Le geste phonatoire nécessite parfois une configuration laryngée qui empêche une détection de contours optimale. Une sévère constriction du larynx, un rétrécissement significatif de l'espace supra-glottique, un rabat ary-épiglottique constituent autant de freins au degré de précision de la détection. Sur les clichés de la figure 2.19 par exemple, le bas de l'épiglotte masque la partie antérieure des cordes vocales et des bandes ventriculaires, et le cartilage corniculé la partie postérieure droite des cordes vocales et des bandes ventriculaires. Cela conduit à une sous-estimation des aires  $\tilde{A}_{cv}$  et  $\tilde{A}_{bv}$  déduites des lignes de contours par rapport à la réalité physiologique. Cependant, la constriction supra-glottique parfois observée au niveau des replis ary-épiglottiques et du cartilage corniculé varie peu sur la durée typique d'une séquence traitée (inférieure à une dizaine de cycles glottiques). A ce titre, la méthode proposée permet une estimation fiable de la dynamique des aires détectées.

## 2.4 En résumé

Nous avons présenté dans ce chapitre le détail des outils et du mode opératoire élaborés pour pouvoir explorer l'interaction entre les cordes vocales et les bandes ventriculaires *in-vivo*. En particulier, les

techniques d'investigation du larynx utilisées, les critères de choix dans la constitution de la base de données et les procédés d'analyse des mesures ont été abordés.

Le chapitre suivant fait l'objet du travail théorique développé selon la deuxième approche du projet. Y sont présentés les outils de modélisation physique mis en place pour mieux comprendre les phénomènes aérodynamiques mis en évidence dans l'exploration *in-vivo*.



## Chapitre 3

# Interaction entre cordes vocales et bandes ventriculaires : un phénomène physique sous-jacent ?

## *Modélisation théorique*

Dans le chapitre précédent, nous avons détaillé les méthodes exploratoires utilisées pour observer et caractériser *in-vivo* le mouvement des bandes ventriculaires en phonation parlée et chantée. Le deuxième axe de ce travail de recherche a porté sur une modélisation théorique de l'influence des bandes ventriculaires en phonation, visant à mieux appréhender l'origine physique du mouvement ventriculaire et son impact aérodynamique sur le comportement glottique.

Dans le cadre des hypothèses exposées au chapitre 1, le travail théorique se propose, dans un premier temps, de modéliser l'interaction aérodynamique des cordes vocales et des bandes ventriculaires avec l'écoulement d'air pulmonaire. Dans un second temps, nous simulons le comportement mécanique des structures laryngées par un modèle distribué de phonation (*i.e.* constitué de masses et de ressorts) tenant compte de cette interaction.

La validation *in-vitro* de cette modélisation grâce à un dispositif de mesure sur des maquettes simplifiées du larynx humain est détaillée dans le chapitre 4.

### 3.1 Etat de l'art

Nous présentons ici les contributions théoriques et numériques de la littérature sur l'interaction aérodynamique entre les cordes vocales et les bandes ventriculaires, et les modèles physiques de phonation proposés à ce jour pour intégrer la contribution des bandes ventriculaires dans le larynx.

#### 3.1.1 Considérations théoriques sur l'influence aérodynamique des bandes ventriculaires

Au moyen d'une simulation par différences finies de l'écoulement glottique décrit par les équations de Navier-Stokes en condition quasi-stationnaire, Pelorson & al. <sup>[149]</sup>, 1995 ont observé un réattachement du jet glottique sur les bandes ventriculaires et un recouvrement de pression significatif. En l'absence de

bandes ventriculaires dans le larynx, la simulation prédit un réattachement de jet aux parois éventuel à une position plus éloignée en aval de la glotte, et un recouvrement de pression faible en raison de la dissipation de l'énergie et du moment du jet.

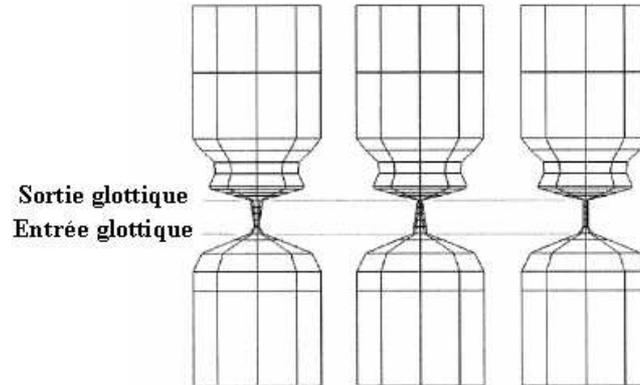


FIG. 3.1 – Description géométrique 3D du larynx avec un profil divergent, convergent ou parallèle (de gauche à droite) pour le canal glottique pour une modélisation par éléments finis. Chaque larynx est discrétisé en 21 sections, numérotées de 0 à 20 de bas en haut. D'après Oliveira Rosa & al. [145], 2003.

Oliveira Rosa & al. [145], 2003 et Oliveira Rosa & Pereira [144], 2008 ont inclus la constriction des bandes ventriculaires dans un modèle numérique tridimensionnel du larynx en phonation, afin de montrer leur influence dans les voix chuchotées, mentionnée par Miller & al. [134], 1988. Différentes fluctuations aérodynamiques et vibratoires ont été simulées grâce à une modélisation par éléments finis de l'écoulement d'air et de la déformation des tissus. Les vitesses et pressions de l'écoulement sont décrits par une discrétisation des équations de Navier-Stokes en régime laminaire, stationnaire et incompressible; un modèle visco-élastique est utilisé pour le calcul des déplacements des cordes vocales. La description de la structure multi-couches des cordes vocales (corps, ligament, couverture) et l'impact des forces de collision sont intégrées à la modélisation. La géométrie du larynx est discrétisée en 21 sections d'aires hyper-elliptiques. Trois géométries sont considérées pour le canal d'écoulement à la glotte : un profil parallèle, un profil convergent et un profil divergent (cf. figure 3.1).

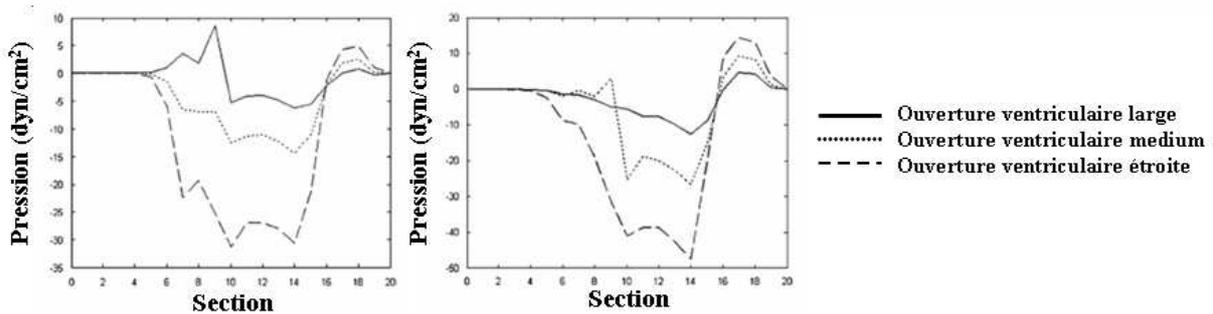


FIG. 3.2 – Différence entre la distribution de pression dans le larynx avec bandes ventriculaires et la distribution de pression dans le larynx sans bande ventriculaire, pour des ouvertures ventriculaires et des profils glottiques différents (parallèle à gauche, convergent à droite). L'abscisse représente le numéro de la section du larynx discrétisé, suivant la numérotation illustrée figure 3.1. Ouverture minimale glottique : 0.5mm. Pression sous-glottique : 8000dyn/cm<sup>2</sup>. D'après Oliveira Rosa & Pereira [144], 2008.

Les résultats montrent une reproduction satisfaisante des cycles d'oscillations glottiques, notamment

Type de BV	Profil de CV		
	convergent	divergent	parallèle
Sans BV	147.6444	204.1173	106.7644
Large ouverture (9mm)	147.6256	204.0800	106.7602
Ouverture médium (7mm)	147.5440	203.9654	106.7429
Ouverture étroite (5mm)	147.2334	203.5348	106.6772

FIG. 3.3 – Débit d'air volumique simulé par Oliveira Rosa & Pereira [144], 2008 pour différentes configurations géométriques laryngées (en  $\text{cm}^3/\text{s}$ ). Ouverture glottique minimale : 0.5mm. Pression sous-glottique :  $8000\text{dyn}/\text{cm}^2$ . BV : bande ventriculaire, CV : corde vocale. D'après Oliveira Rosa & Pereira [144], 2008.

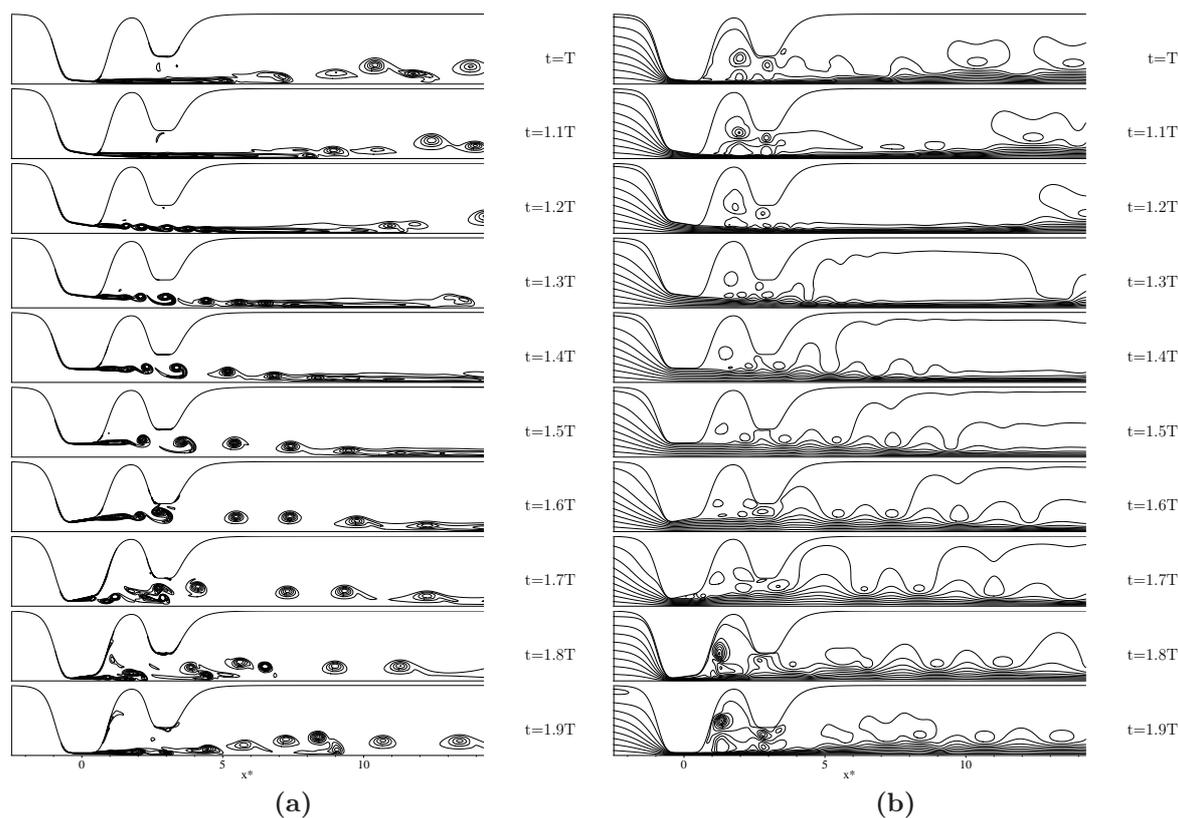


FIG. 3.4 – Simulation d'une séquence temporelle montrant les contours de vorticité (a) et les lignes de courant (b) de l'écoulement translaryngé pendant un cycle glottique de période  $T = 4\text{ms}$  pour une pression d'alimentation de  $9.8\text{cmH}_2\text{O}$ . En appelant  $d_{\text{max}}$  l'ouverture glottique maximale pendant la durée d'un cycle, les bandes ventriculaires sont situ es à  $3d_{\text{max}}$  des cordes vocales, et sont espac es l'une de l'autre de  $2d_{\text{max}}$ . D'après Zhang & al. [222], 2002.

des déphasages verticaux et horizontaux dans le déplacement des tissus, et une altération de la distribution de pression par les bandes ventriculaires. Oliveira Rosa & al. <sup>[145]</sup>, 2003 et Oliveira Rosa & Pereira <sup>[144]</sup>, 2008 ont trouvé pour les trois géométries du canal glottique, une chute de pression translaryngée croissante avec le rétrécissement de l'ouverture ventriculaire. En d'autres termes, la chute de pression transglottique augmente lorsque l'aire entre les bandes ventriculaires diminue. La figure 3.2 illustre cette tendance sur des profils glottiques parallèle et convergent et un profil ventriculaire divergent, de section d'aire variée. Le rapport des ouvertures ventriculaires sur l'ouverture minimale glottique vaut 10, 14 et 18 pour les trois configurations étudiées. La différence de pression la plus large induite par la présence des bandes ventriculaires dans le larynx est d'environ  $30 \text{ dyn/cm}^3$ , soit 0.375% de la pression d'alimentation pulmonaire. La relation entre l'aire ventriculaire et la modification du gradient de pression est non-linéaire. Selon les auteurs, ce phénomène aide à comprendre la production des voix chuchotées. Une réduction simultanée de la pression sous-glottique et de l'aire entre les bandes ventriculaires facilite l'entretien des vibrations aux cordes vocales, conformément aux observations de Miller & al. <sup>[134]</sup>, 1988. Oliveira Rosa & Pereira <sup>[144]</sup>, 2008 montrent également que les bandes ventriculaires réduisent la taille des vortex formés dans le canal supra-glottique pour un larynx de profil divergent. Des vortex peuvent se former dans le ventricule de Morgagni. La diminution de l'aire ventriculaire permet de préserver l'écoulement de jet sur une distance plus longue. Le débit d'air volumique est également influencé par la configuration géométrique des cordes vocales et des bandes ventriculaires (*cf.* figure 3.3). Le profil glottique divergent conduit à des débits plus élevés, comparativement aux profils convergent et parallèle. Entre la configuration sans bande ventriculaire et avec l'ouverture ventriculaire la plus étroite, la résistance de l'écoulement change de 0.28%, 0.29% et 0.08% pour des conduits glottiques convergent, divergent et parallèle, ce qui est négligeable. Ce résultat concorde avec les mesures de Agarwal <sup>[2]</sup>, 2004 pour lesquelles la résistance de l'écoulement translaryngée est peu altérée pour des ouvertures ventriculaires excédant l'ouverture glottique d'un facteur 8.

Zhang & al. <sup>[222]</sup>, 2002 ont montré au moyen d'une simulation numérique une interaction complexe entre le jet glottique et les bandes ventriculaires, spécifiquement lorsque le conduit glottique prend un profil divergent. Comme illustré sur la figure 3.4, dans cette configuration, les cordes vocales tendent à diriger le jet vers les bandes ventriculaires. L'évolution du jet pulsé sur la durée d'un cycle glottique laisse apparaître des instabilités de Kelvin-Helmholtz (Goldstein <sup>[67]</sup>, 1976), accompagné d'une allée de vortex instationnaires et de phénomènes d'appariement tourbillonnaire. L'interaction entre les bandes ventriculaires et le jet tourbillonnaire s'intensifie à la fin du cycle glottique. Un écoulement complexe instationnaire se développe dans le ventricule de Morgagni, comme le montrent les lignes de courant sur la figure 3.4, en accord avec les simulations de Oliveira Rosa & Pereira <sup>[144]</sup>, 2008, Nomura & Funada <sup>[142]</sup>, 2007, Nomura & Funada <sup>[143]</sup>, 2007 et Iijima & al. <sup>[93]</sup>, 1992.

Iijima & al. <sup>[93]</sup>, 1992 ont étudié théoriquement et numériquement par éléments finis l'impédance glottique dans une modélisation statique du larynx incluant les bandes ventriculaires. Ils ont trouvé une différence dans la prédiction des vortex et des profils de pression simulés pour un conduit glottique convergent, et pour un conduit divergent ou uniforme. Pour ces derniers, l'écoulement est plus altéré par les bandes ventriculaires.

### 3.1.2 Modèles physiques de phonation intégrant les bandes ventriculaires

Miller & al. <sup>[134]</sup>, 1988 ont étendu le modèle à deux masses classique de cordes vocales à un modèle à trois masses, intégrant la géométrie du ventricule laryngé et des bandes ventriculaires, illustré sur la figure 3.5 (a). La description théorique de l'écoulement s'appuie sur les équations de conservation du moment et de la masse écrites sous l'hypothèse d'un fluide incompressible, unidimensionnel et quasi-stationnaire (formulation de Bernoulli). Les pertes par viscosité et le recouvrement de pression dû à un élargissement dans l'écoulement (type diffuseur) sont pris en compte. La relation entre le mouvement des masses des cordes vocales et les forces hydrodynamiques appliquées à leur surface est identique à celle exposée dans Ishizaka & Flanagan <sup>[95]</sup>, 1972. Les équations sont identiques pour la masse  $m_3$  de la bande ventriculaire, après suppression des termes de collision et de couplage. Dans les prédictions présentées sur la figure 3.5 (b) et (c), la glotte a une forme parallèle de longueur 4mm (entre les stations 1 et 2 sur la figure 3.5

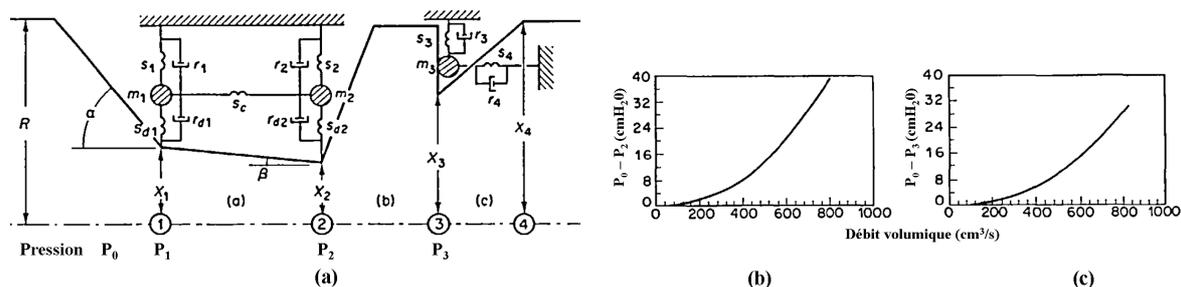


FIG. 3.5 – (a) Modèle à trois masses proposé par Miller & al. [134], 1988. (b) Prédiction théorique de la chute de pression entre la trachée et l'extrémité du canal glottique ( $P_0 - P_2$ ) en fonction du débit volumique, par le modèle à trois masses. (c) Prédiction théorique de la chute de pression entre la trachée et la position à l'ouverture minimale des bandes ventriculaires ( $P_0 - P_3$ ) en fonction du débit volumique, par le modèle à trois masses. D'après Miller & al. [134], 1988.

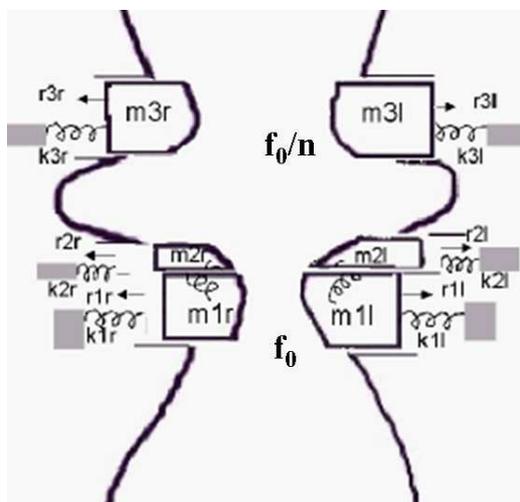


FIG. 3.6 – Modèle distribué de phonation proposé pour expliquer le mécanisme VVM par Fuks & al. [59], 1998. Modèle à deux masses de cordes vocales couplé à un modèle à une masse de bandes ventriculaires, de fréquence imposée. D'après Fuks & al. [59], 1998.

(a), d'épaisseur 14mm et d'ouverture 1.04mm; le ventricule de Morgagni une longueur de 3mm (entre les stations 2 et 3), la bande ventriculaire une longueur de 8mm (entre les stations 3 et 4), une épaisseur de 14mm et une ouverture de 4mm. La comparaison des graphes sur les figures 3.5 (b) et (c) montrent l'évaluation théorique du recouvrement de pression induit par les bandes ventriculaires : la chute de pression translaryngée (entre la trachée et les bandes ventriculaires) diminue en leur présence selon ce modèle théorique. Ces prédictions sont cohérentes avec les mesures expérimentales de Scherer & al. [175], 1983. Aucun résultat prédisant une vibration des bandes ventriculaires par le modèle à trois masses n'est présentée, et l'influence de leur configuration géométrique n'est pas étudiée.

Fuks & al. [59], 1998 ont proposé un modèle physique pour décrire le mécanisme du mode VVM dans les réalisations chantées perceptivement proches du chant traditionnel tibétain. La proposition de ce modèle découle de l'observation laryngoscopique d'une co-vibration des cordes vocales et des bandes ventriculaires en opposition de phase dans un rapport 2 : 1. Il suggère que l'adduction ventriculaire résulte de la pression négative générée pendant l'abduction glottique, hypothétiquement assez forte pour entraîner la collision des structures supérieures. Il postule également que le déphasage entre les vibreurs en cascade augmente la résistance de l'écoulement translaryngé et exige de plus grandes pressions sous-

glottiques. Il propose ainsi de coupler un modèle à deux masses de cordes vocales simplifié (Steinecke & Herzel <sup>[185]</sup>, 1995) à un modèle à une masse de bandes ventriculaires (*cf.* figure 3.6) excité par des forces aérodynamiques, en négligeant la connection mécanique entre les deux oscillateurs. Il suggère de mettre en équation le système mécanique et aérodynamique afin de prédire les positions et les vitesses des masses par des modèles existant (Tigges & al. <sup>[197]</sup>, 1997) à des fins de synthèse vocale.

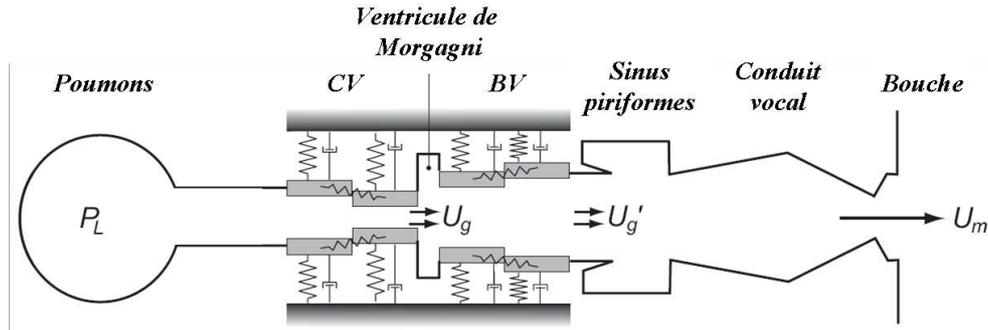


FIG. 3.7 – Modèle physique de synthèse de voix chantée proposée par Imagawa & al. <sup>[94]</sup>, 2003.  $P_g$  : pression pulmonaire,  $U_g$  : débit glottique,  $U'_g$  : débit modulé par la vibration ventriculaire,  $U_m$  : débit intra-oral. D'après Imagawa & al. <sup>[94]</sup>, 2003.

Dans l'idée de montrer la relation entre le ratio géométrique de l'hypopharynx et de la cavité supra-glottique (ventricule de Morgagni, constriction ventriculaire et vestibule laryngé) avec la qualité de la voix, Imagawa & al. <sup>[94]</sup>, 2003 ont exploré les mécanismes de production de différents timbres de voix chantées grâce à un modèle physique de synthèse vocale intégrant la vibration des bandes ventriculaires. Ce modèle, illustré sur la figure 3.7, consiste en un couplage acoustique d'un modèle à deux fois deux masses ( $M2 \times 2M$ ), proposé par Sakakibara & al. <sup>[167]</sup>, 2001, Sakakibara & al. <sup>[168]</sup>, 2002 simulant la vibration des cordes vocales et des bandes ventriculaires avec la trachée et les sinus piriformes. Le modèle à deux masses de cordes vocales est équivalent à celui proposé par Ishizaka & Flanagan <sup>[95]</sup>, 1972. Le ventricule de Morgagni est assimilé à un tube cylindrique rigide, de longueur 4mm et de section d'aire variable suivant le type de phonation simulée, typiquement  $1.5\text{cm}^2$ . Du fait de la faible raideur des bandes ventriculaires (*cf.* § 1.2.3 Propriétés biomécaniques), Imagawa & al. <sup>[94]</sup>, 2003 ne définissent pas la raideur des bandes ventriculaires par un paramètre de tension. Ils le remplacent par un paramètre d'adduction des bandes ventriculaires proposé par Sakakibara & al. <sup>[168]</sup>, 2002 pour évaluer la raideur, la masse et l'aire des bandes ventriculaire au repos. Ce paramètre est ajusté selon la phonation à synthétiser pour corrélérer les vibrations des cordes vocales et des bandes ventriculaires sous un certain rapport de périodicité. Dans ce modèle physique de phonation, l'interaction mécanique entre les cordes vocales et les bandes ventriculaires est négligée. L'écoulement d'air translaryngé est simulé comme l'écoulement glottique altéré par la résonance de Helmholtz du ventricule de Morgagni et modulé par la vibration des bandes ventriculaires. Cette vibration est obtenue moyennant un ajustage du paramètre d'adduction, et sa fréquence est imposée suivant la phonation à synthétiser, en concordance avec les observations physiologiques. Pour une configuration paramétrique liée à la phonation normale, Sakakibara & al. <sup>[169]</sup>, 2003 ont évalué la résonance du ventricule aux alentours de 2000Hz, induisant des ondulations dans l'écoulement d'air translaryngé après la fermeture glottique. La fréquence de résonance augmente quand l'aire au repos entre les bandes ventriculaires diminue. L'amplitude de la vibration ventriculaire n'affecte l'écoulement d'aucune manière.

## 3.2 Modèle aérodynamique de l'interaction entre cordes vocales et bandes ventriculaires

### 3.2.1 Hypothèses

#### Géométrie du larynx

Une représentation géométrique d'un larynx simplifié et schématique est donnée figure 3.8 dans le système de coordonnées cartésiennes  $(x, y, z)$ , avec les grandeurs caractéristiques du canal d'écoulement. Dans la suite, si  $\vec{X}$  désigne une grandeur vectorielle de l'étude,  $X_x$  (resp.  $X_y, X_z$ ) désigne la composante de  $\vec{X}$  projetée sur l'axe  $x$  (resp.  $y, z$ ). Les indices  $i$  correspondent aux positions spécifiques le long de l'axe  $x$ , comme illustré sur la figure 3.8 et  $t$  désigne le temps.

Le larynx est supposé symétrique par rapport aux axes  $x$  et  $z$ . On note respectivement  $W(x, t)$  la dimension du larynx suivant  $z$ ,  $h(x, t)$  la hauteur du canal d'écoulement suivant  $y$  et  $A(x, t)$  l'aire de sa section dans le plan axial ( $x = \text{const}$ ) au temps  $t$ . A la position  $x_i$  et l'instant  $t$ , nous noterons  $W_i = W(x_i, t)$ ,  $h_i = h(x_i, t)$ , et  $A_i = A(x_i, t)$ . En première approximation, nous considérerons que  $A_i = W_i \times h_i$ .

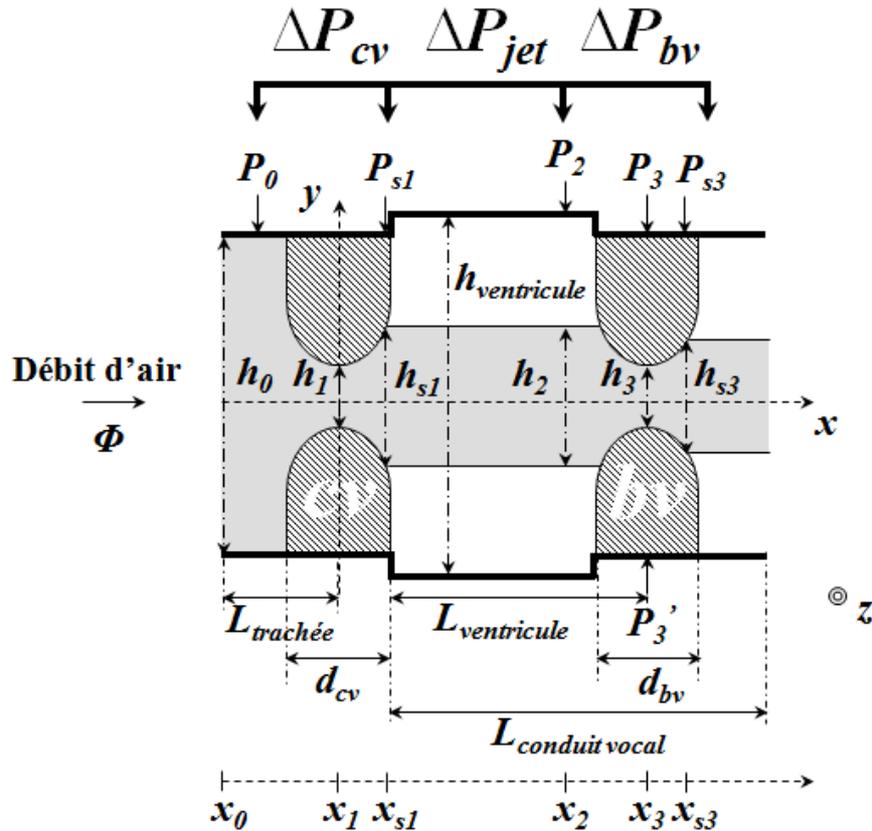


FIG. 3.8 – Vue géométrique du larynx et grandeurs de l'étude aérodynamique ( $cv$  : cordes vocales,  $bv$  : bandes ventriculaires).

La hauteur  $h_{ventricule}$  correspond à celle du ventricule. La hauteur  $h_{cv}$  (respectivement  $h_{bv}$ ) correspond à la distance minimale séparant les cordes vocales (respectivement les bandes ventriculaires). Notons à ce

propos qu'en conséquence,  $h_{cv}$  et  $h_1$  sont toujours équivalents dans notre étude, alors que  $h_{bv}$  peut différer de  $h_3$  quand l'ouverture des bandes ventriculaires est plus grande que la largeur du canal d'écoulement.  $h_3^0$  représente la largeur théorique du jet translaryngé dans une configuration de référence sans bande ventriculaire. Enfin, les distances  $W_{cv} = W(x_1, t)$  et  $W_{bv} = W(x_3, t)$  désignent les épaisseurs des cordes vocales et des bandes ventriculaires respectivement.

### Approximations aérodynamiques

Les équations fondamentales régissant la dynamique d'un écoulement fluide newtonien sont basées sur une équation d'état thermodynamique, une loi de comportement rhéologique et trois principes de conservation appliqués à un volume de contrôle matériel (White <sup>[214]</sup>, 1991, Schlichting & Gersten <sup>[176]</sup>, 1999). Ces principes constitutifs sont détaillés ci-après sous forme locale différentielle :

- la conservation de la masse exprimée par l'équation de continuité :

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \vec{\nabla} \cdot (\rho \vec{u}) = \frac{dm_s}{dt}, \quad (3.1)$$

où  $\vec{u} = \vec{u}(x, y, z, t)$  est la vitesse particulaire de l'écoulement (eulérienne d'une particule fluide),  $\rho$  la masse volumique du fluide,  $dm_s/dt$  le débit massique de fluide interne par unité de volume dû à une éventuelle source de matière.

- la conservation de la quantité de mouvement qui traduit la seconde loi de Newton (principe fondamental de la dynamique) :

$$\frac{\partial(\rho \vec{u})}{\partial t} + \vec{\nabla} \cdot (\rho \vec{u} \otimes \vec{u}) = -\vec{\nabla} p + \vec{\nabla} \cdot \tau + \rho \vec{f}, \quad (3.2)$$

où  $p = p(x, y, z, t)$  est la pression de l'écoulement (qui caractérise l'état des forces de contact pour le fluide au repos),  $\tau$  le tenseur des contraintes visqueuses (nul dans l'approximation de fluide parfait) et  $\vec{f}$  désigne la résultante des forces volumiques s'exerçant dans le fluide.

Le taux de variation temporelle de la quantité de mouvement  $\partial(\rho \vec{u})/\partial t$  est produit par le transport  $\rho(\vec{u} \cdot \vec{\nabla})\vec{u}$  et les sources représentées par les termes  $-\vec{\nabla} p$ ,  $\Delta \tau$  et  $\rho \vec{f}$ . L'élimination partielle de  $\tau$  permet de reformuler l'équation 3.2 :

$$\rho \frac{\partial \vec{u}}{\partial t} + \rho \vec{u} \cdot \vec{\nabla} \vec{u} = -\vec{\nabla} p + \vec{\nabla}((\lambda + \mu)\vec{\nabla} \cdot \vec{u}) + \vec{\nabla} \cdot (\mu \vec{\nabla} \vec{u}) + \rho \vec{f}, \quad (3.3)$$

où  $\lambda$  et  $\mu$  sont les coefficients de viscosité de Lamé, dépendant de la température.

- la conservation de l'énergie, non prise en compte dans cette étude.

Le système d'équations aux dérivées partielles non linéaires 3.1, 3.2 est connu sous le nom de Navier-Stokes et sa résolution est généralement fort complexe. Cependant, certaines approximations appuyées par des données *in-vivo* permettent de simplifier sa résolution et de décrire l'écoulement dans le larynx. Les valeurs typiques des paramètres géométriques et aérodynamiques caractéristiques de l'écoulement dans la réalité physiologique sont reportées dans le tableau 4.2. L'ordre de grandeur de ces quantités permettent de définir un ensemble de nombres adimensionnels donnant l'importance relative des différents termes des équations de Navier-Stokes.

#### Termes sources

Dans notre étude, le volume matériel ne comporte ni sources ni puits. Sa déformation éventuelle par un mouvement de parois, assimilable au mouvement d'un piston qui permettrait de faire varier son volume

intérieur, est négligée car le larynx n'est pas ici considéré comme un tube collabable. Dans ces conditions, le débit massique  $dm_s/dt$  dans l'équation 3.1 est nul.

Par ailleurs, les forces extérieures de volume  $\vec{f}$  en présence se limitent aux forces gravitationnelles, de densité massique notée  $g$ . Le nombre de Froude  $Fr = u_1^2/gL$  rend compte de l'importance des forces d'inertie par rapport aux forces de gravité. D'après le tableau 4.2,  $Fr = \circ(10)$ . Il est donc raisonnable à l'échelle du larynx de négliger les effets de la pesanteur sur l'écoulement. En conséquence, les équations 3.1 et 3.3 s'écrivent :

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \vec{\nabla} \cdot (\rho \vec{u}) = 0 \quad (3.4)$$

$$\rho \frac{\partial \vec{u}}{\partial t} + \rho \vec{u} \cdot \vec{\nabla} \vec{u} = -\vec{\nabla} p + \vec{\nabla}((\lambda + \mu)\vec{\nabla} \cdot \vec{u}) + \vec{\nabla} \cdot (\mu \vec{\nabla} \vec{u}) \quad (3.5)$$

### *Incompressibilité*

Un fluide est dit incompressible si son volume et par conséquent la masse volumique  $\rho$  de chaque particule reste constante au cours du mouvement :  $\partial \rho / \partial t = 0$ . Le carré du nombre de Mach,  $Ma = u_1/c$ , avec  $c$  la célérité du son, est un indicateur de la compressibilité d'un écoulement fluide. A l'échelle du larynx, on a typiquement :  $Ma = \circ(10^{-1})$ . L'écoulement translaryngé peut être considéré comme localement incompressible car la région étudiée est de faibles dimensions par rapport aux longueurs d'onde acoustiques et la propagation acoustique peut être négligée sur l'étendue de cette région (Vilain <sup>[210]</sup>, 2002). Cette hypothèse se justifie grâce au nombre de Helmholtz,  $He = d_{cv}/\lambda$ , où  $\lambda$  est la longueur d'onde typique des fluctuations acoustiques dans le conduit vocal (environ 3m).  $He$  caractérise l'importance des fluctuations acoustiques sur la longueur du conduit vocal et peut être négligé. Si l'on néglige par ailleurs l'effet de la température sur la dynamique de l'écoulement (en particulier sur la viscosité, à savoir  $\mu$  et  $\lambda$  constants), le système 3.5 devient :

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{u} = 0 \quad (3.6)$$

$$\frac{\partial \vec{u}}{\partial t} + \vec{u} \cdot \vec{\nabla} \vec{u} = -\frac{1}{\rho} \vec{\nabla} p + \nu \Delta \vec{u} \quad (3.7)$$

avec  $\nu$  la viscosité cinématique de l'air.

### *Écoulement plan et unidimensionnel*

Le tableau 1.2 montre que la largeur du canal glottique suivant  $z$  est constante et beaucoup plus grande que sa dimension transverse selon  $y$ ,  $h_{cv}$ . On peut alors considérer l'écoulement constant sur la largeur  $z$ , à savoir bi-dimensionnel plan :  $\vec{u}(u_x, u_y, 0, t)$ . Cette approximation couplée à l'équation de continuité pour un fluide localement incompressible  $\partial u_x / \partial x + \partial u_y / \partial y = 0$  donne :  $|\partial(u_x)/\partial x| \sim |\partial(u_y)/\partial y|$ , soit  $u_y/u_x \sim h_{cv}/d_{cv} = \circ(10^{-1})$ . Sous ces hypothèses, l'écoulement peut-être supposé quasi-parallèle, et dépendant exclusivement de  $x$  :  $\vec{u}(u_x(x, t), 0, 0, t)$ . Dans la suite,  $P_i = p(x_i, 0, 0, t)$  désigne la pression totale prédite en  $x_i$ , relativement à la pression atmosphérique ambiante.

### *Décollement tourbillonnaire*

L'importance d'une composante de vitesse transversale  $u_y$  peut ainsi être négligée dans l'écoulement moyen quasi-parallèle. Néanmoins, son influence n'est plus négligeable au voisinage immédiat des parois, en raison de la viscosité de l'air. Le nombre de Reynolds  $Re$  évalue l'influence relative des forces inertielles et des forces visqueuses présentes dans le fluide. Défini avec l'ouverture glottique comme grandeur caractéristique, il s'écrit :  $Re = u_1 \cdot h_{cv} / \nu$ .

D'après la gamme de nombres de Reynolds rencontrés, l'écoulement dans le larynx est contrôlé par la friction découlant de la viscosité, et peut être considéré comme laminaire (Vilain <sup>[210]</sup>, 2002). Son comportement aérodynamique est divisé en deux régions distinctes : un écoulement principal (dit extérieur)

où le fluide est supposé unidimensionnel, stationnaire et parfait, à savoir où la dissipation visqueuse et le transfert de chaleur sont négligeables devant les forces convectives ; un écoulement pariétal où le fluide est bidimensionnel stationnaire et visqueux, la couche limite (Cousteix <sup>[39]</sup>, 1988, Schlichting & Gersten <sup>[176]</sup>, 1999).

Considérons dans un premier temps la région principale. Le système d'équations 3.7 simplifiées dans l'approximation d'un écoulement non dissipatif ( $Re \gg 1$ ) conduit aux équations d'Euler. On indiquera à ce titre les grandeurs aérodynamiques dans cette région par un  $e$ . Dans leur formulation stationnaire, elles s'écrivent :

$$\frac{\partial u_{e_x}}{\partial x} = 0 \quad (3.8)$$

$$\frac{dp_e}{dx} = -\rho u_{e_x} \frac{du_{e_x}}{dx} \quad (3.9)$$

$$\frac{\partial p_e}{\partial y} = 0 \quad (3.10)$$

Dans la région pariétale visqueuse, la modélisation d'un écoulement en fluide parfait induit un comportement non réaliste puisque la condition de non-glissement (vitesse nulle à la paroi) n'y serait pas respectée. Les couches limites développent leur propre échelle de longueur, l'épaisseur de couche limite  $\delta_1$ , nettement plus petite que la longueur caractéristique de l'écoulement global,  $L$ . Les approximations de couche mince ( $\delta_1 \ll L$ ) impliquent  $u_y \ll u_x$ ,  $\frac{u_x}{x} \ll \frac{u_x}{y}$  et  $\frac{\partial p}{\partial y} \approx 0$ . Avec l'égalité des termes visqueux et convectifs, elles permettent d'obtenir le système d'équations communément appelées équations de Prandtl (Navier-Stokes Réduit) :

$$\frac{\partial u_x}{\partial x} + \frac{\partial u_y}{\partial y} = 0 \quad (3.11)$$

$$u_x \frac{\partial u_x}{\partial x} + u_y \frac{\partial u_x}{\partial y} = -\frac{1}{\rho} \frac{dp_e}{dx} + \nu \frac{\partial^2 u_x}{\partial y^2} \quad (3.12)$$

$$\frac{\partial p}{\partial y} = 0 \quad (3.13)$$

Si dans la partie convergente d'une constriction, les couches limites restent très minces (de l'ordre de quelques microns) et peuvent être négligées, la courbure de la partie divergente peut imposer un gradient de vitesse  $\frac{\partial u_{x_e}}{\partial x}$  non nul à l'extérieur de la couche limite. En utilisant la condition d'incompressibilité, nous pouvons obtenir la composante de vitesse transversale  $u_y$  en fonction du gradient de vitesse longitudinal dans la région pariétale :

$$u_y(x, y, z, t) = -\int_0^y \frac{\partial u_x}{\partial x} dy \quad (3.14)$$

Si  $\frac{\partial u_x}{\partial x}$  est positif (le fluide accélère le long de la paroi), l'équation 3.14 nous indique que la composante transversale de vitesse sera négative. Pour satisfaire la condition d'incompressibilité, le fluide est ramené vers la paroi. L'accélération de l'écoulement hors de la couche limite contribue donc à amincir la couche limite. En revanche, s'il y a décélération de l'écoulement hors de la couche limite, l'équation 3.14 nous montre que  $u_y$  est positif, le fluide est emporté de la paroi vers l'écoulement extérieur. Cet effet se rajoute à l'épaississement de la couche limite provoqué par la diffusion de la quantité de mouvement due à la viscosité.

La composante de vitesse  $u_y$  étant très petite, la pression à l'intérieur de la couche limite est très peu différente de la pression externe dont le gradient est exprimé par l'équation 3.7. Ainsi, la décélération de l'écoulement externe conduit à l'existence d'un gradient de pression adverse, qui s'oppose à l'écoulement dans la couche limite. Si ce gradient de pression est suffisamment fort, il peut renverser l'écoulement et provoquer le décollement de la couche limite. L'énergie cinétique du fluide n'est plus suffisante pour vaincre la dissipation visqueuse et surmonter l'accroissement de pression à l'intérieur du fluide. Il y a alors séparation de l'écoulement de la paroi et formation d'un jet libre. Le critère pour la séparation ou le décollement de la couche est donné par :

$$\tau_0 = 0, \quad (3.15)$$

où  $\tau_0(x) = \rho\nu \frac{\partial u_x}{\partial y} |_{y=0}$ , désigne la contrainte pariétale de cisaillement (cf. figure 3.9).

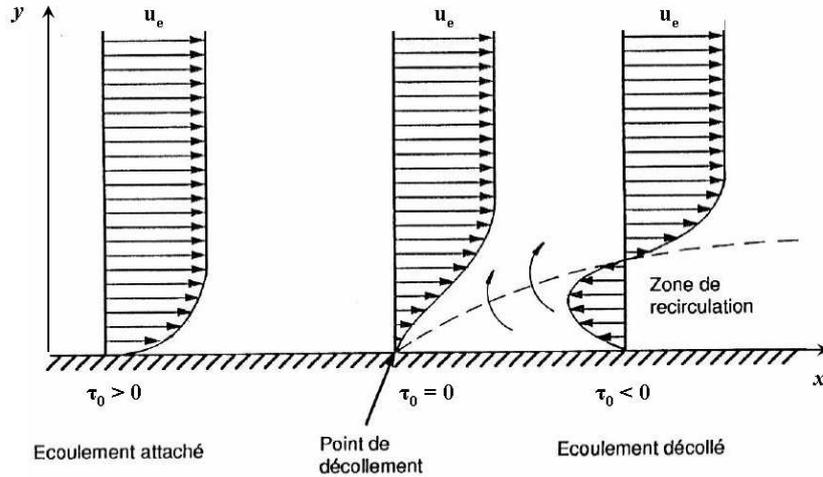


FIG. 3.9 – Représentation schématique du profil de vitesse d'un écoulement décollé.  $\tau_0$  désigne la contrainte pariétale de cisaillement.

La ligne de courant qui se sépare de la paroi forme une couche de cisaillement entre le jet libre et une zone d'eau morte à la paroi. Le comportement du jet au-delà du point de séparation est extrêmement complexe car l'écoulement devient rapidement instable. L'apparition de la turbulence augmente les phénomènes de mélange entre le jet et l'air au repos ce qui se traduit par une forte dissipation de l'énergie cinétique du jet et un minimum de récupération de pression. Le décollement est ainsi généralement lié à un épaissement très important de la couche limite et également à l'apparition d'instabilités. On parle de décollement tourbillonnaire. Un tel phénomène est observé en aval des cordes vocales et des bandes ventriculaires.

*Quasi-stationnarité*

Le nombre de Strouhal évalue l'influence relative de l'accélération convective avec l'accélération instationnaire du fluide. Il s'écrit :  $Sr = \left| \frac{\partial \bar{u}}{\partial t} \right| \sim \frac{f_0 \cdot d}{\bar{u} \cdot \nabla \bar{u}}$ , avec  $f_0$  la fréquence d'oscillation des cordes vocales. On trouve typiquement :  $Sr = \mathcal{O}(10^{-2})$ . L'approximation quasi-stationnaire du modèle considère les dimensions de la glotte faibles par rapport aux longueurs d'onde acoustiques aux fréquences rencontrées en phonation, et la vitesse de l'écoulement prépondérante devant celle du mouvement glottique.

En résumé, la distribution de pression à travers le larynx est considérée dans l'approximation d'un écoulement laminaire, unidimensionnel, incompressible, quasi-stationnaire, se séparant en  $x_{s1}$  et  $x_{s3}$ . La description aérodynamique est divisée en trois sous-systèmes couplés :

- la chute de pression à la glotte :  $\Delta P_{cv} = P_0 - P_{s1}$ ,
- le jet d'air plan confiné dans le ventricule, caractérisé par une dissipation d'énergie cinétique :  $\Delta P_{jet} = P_{s1} - P_2$ ,
- la chute de pression aux bandes ventriculaires :  $\Delta P_{bv} = P_2 - P_{s3}$ .

La pression  $P_{s3}$  est négligée, sous l'hypothèse d'une complète dissipation par turbulence en aval des bandes ventriculaires. La chute de pression totale  $\Delta P_{tot}$  régissant la dynamique de l'écoulement d'air de

$x_0$  à  $x_{s3}$  est donc estimée par :

$$\Delta P_{tot} = \Delta P_{cv} + \Delta P_{jet} + \Delta P_{bv} = P_0 \quad (3.16)$$

L'équation 3.16 illustre que la présence d'une constriction dans le canal d'écoulement peut générer une chute de pression additionnelle,  $\Delta P_{jet} + \Delta P_{bv} = P_{s1}$ . Les différences  $\Delta P_{jet}$  et  $\Delta P_{bv}$  sont communément négligées en cas d'absence de constriction en aval des cordes vocales (Ruty & al. [164], 2007). Cette chute de pression additionnelle peut néanmoins devenir significative, altérer le débit volumique,  $\Phi$ , et générer un recouvrement de pression au sein du ventricule. Les théories détaillées dans la suite visent à prédire ce recouvrement de pression à partir de  $P_0$  et  $h_1$ , afin d'estimer consécutivement  $A_{s1}$ ,  $A_{s3}$ ,  $A_2$ ,  $\Phi$ ,  $P_{s1}$ ,  $P_2$ ,  $P_3$  et  $P'_3$  (cf. figure 3.8). Elles combinent un modèle de séparation d'écoulement pour les prédictions de  $A_{s1}$  et  $A_{s3}$ , un modèle de développement de jet géométrique pour la prédiction de  $A_2$ , et un modèle aérodynamique pour les prédictions de  $\Phi$ ,  $P_{s1}$ ,  $P_2$ ,  $P_3$  et  $P'_3$ .

### 3.2.2 Modèle de séparation d'écoulement : $A_{s1}$ , $A_{s3}$

Dans un modèle désormais classique, Ishizaka & Flanagan [95], 1972 supposent implicitement un point de séparation fixe, c'est-à-dire indépendant de l'écoulement et de la géométrie de la glotte, situé à l'extrémité des cordes vocales. Ceci constitue une approximation assez grossière de la réalité. L'hypothèse, développée par Story & Titze [186], 1995 d'un point de séparation fixe à l'entrée de la glotte, n'est guère plus réaliste. Dans le cas d'un canal à hauteur uniforme, avec une ouverture avale à angle vif, le point de séparation est fixé à l'arête de fin de canal de la paroi Blevins [25], 1992. Dans le cas d'un canal avec un profil arrondi tel que celui considéré dans notre géométrie, le point de séparation n'est pas fixe.

Deux modèles ont été utilisés pour prédire la position du point de séparation de l'écoulement en  $x_{s1}$  :

- un modèle semi-empirique basé sur le critère ad-hoc proposé par Liljencrants et utilisé par Lous & al. [122], 1998, Vilain [210], 2002, Ruty & al. [164], 2007 :  $A_{si} = 1.2 \times A_i, i \in \{1, 2\}$ .
- un modèle physique de couche limite basé sur une méthode intégrale de résolution des équations de Prandtl, couplé à un modèle de jet géométrique. L'intégration de 3.10 dans la direction  $y$  entre  $y = 0$  et  $y = h(x)$  aboutit à une équation différentielle ordinaire dans la direction  $x$ , relative à l'épaisseur  $\theta$  de quantité de mouvement de la couche limite. L'équation résultante de cette intégration est dénommée l'équation intégrale de Von Kàrmàn :

$$\frac{d\theta}{dx} = \frac{C_f}{2} - \frac{\theta}{u_{e_x}}(H + 2) \frac{du_{e_x}}{dx}, \quad (3.17)$$

avec  $C_f = \tau_0(x)/(0.5\rho u_{e_x}^2)$  le coefficient de friction,  $H = \delta^*/\theta$  le facteur de forme et  $\delta^*$  l'épaisseur de déplacement, qui décrit le déplacement effectif de l'écoulement à l'extérieur de la couche limite du fait de la réduction du débit-masse près de la paroi. L'équation 3.17 illustre bien que l'augmentation de la quantité  $\theta$  résulte d'une part de la contrainte de cisaillement à la paroi ; d'autre part, on retrouve que si l'écoulement à l'extérieur de la couche limite est accéléré, c'est-à-dire si  $du_{e_x}/dx > 0$ , l'augmentation de  $\theta$  est défavorisée ; par contre, si  $du_{e_x}/dx < 0$ , l'augmentation de  $\theta$  est favorisée. Si la décélération est suffisamment forte, la couche limite va décoller de la paroi.

L'intégration de 3.17 n'est possible que si  $C_f$  et  $H$  sont reliés à  $\theta$  et  $u_{e_x}$  pour fermer le système. L'équation 3.17 permet donc de déterminer le développement de la couche limite pourvu qu'une fonction propre soit trouvée pour la forme du profil de vitesse  $u_x(y)$  dans la couche limite. Le modèle utilisé ici est basé sur une résolution par la méthode de corrélation de Thwaites détaillée dans Cousteix [39], 1988, Blevins [25], 1992, Schlichting & Gersten [176], 1999. La méthode de Thwaites définit un paramètre de forme adimensionnel lié à la courbure du profil près de la paroi,  $\lambda = -\frac{\theta^2}{\nu} \frac{du_{e_x}}{dx}$ , et propose les relations de fermeture suivantes :

- $S = \frac{u_{e_x} \theta}{\nu} \frac{C_f}{2} = S(\lambda)$ , où  $S$  désigne le facteur de forme lié à la pente du profil à la paroi ;
- $H = H(\lambda)$  ;
- $\frac{u_{e_x}}{\nu} \frac{d\theta^2}{dx} = 2\{S - (H + 2)\lambda\} \equiv 0.45 - 6.0\lambda$ .

Les fonctions  $H(\lambda)$  et  $S(\lambda)$  sont tabulées dans la littérature Blevins [25], 1992. Le point de décollement est atteint par la condition empirique  $\lambda = -0.09$ , qui traduit la condition de l'équation 3.15. Le code écrit par Vilain [210], 2002 en application de ce modèle à l'étude de la phonation est ici couplé à un modèle de jet géométrique afin de tenir compte de l'interaction aérodynamique entre les cordes vocales et les bandes ventriculaires. Ce couplage est détaillé dans la suite.

La position du point de séparation de l'écoulement en  $x_{s3}$  est déterminée par le modèle semi-empirique de Liljencrants décrit précédemment.

### 3.2.3 Modèle de développement géométrique de jet : $A_2$

Trois hypothèses ont été formulées concernant l'expansion géométrique du jet glottique dans le ventricule laryngé. Chacune d'elle est illustrée sur la figure 3.10. Ces trois modèles négligent tout effet de confinement du à l'interaction de l'écoulement avec les parois du ventricule (Urbin [205], 1998). Ils supposent la dynamique du jet glottique assimilable en première approximation à celle d'un jet libre (*i.e* non confiné), plan.

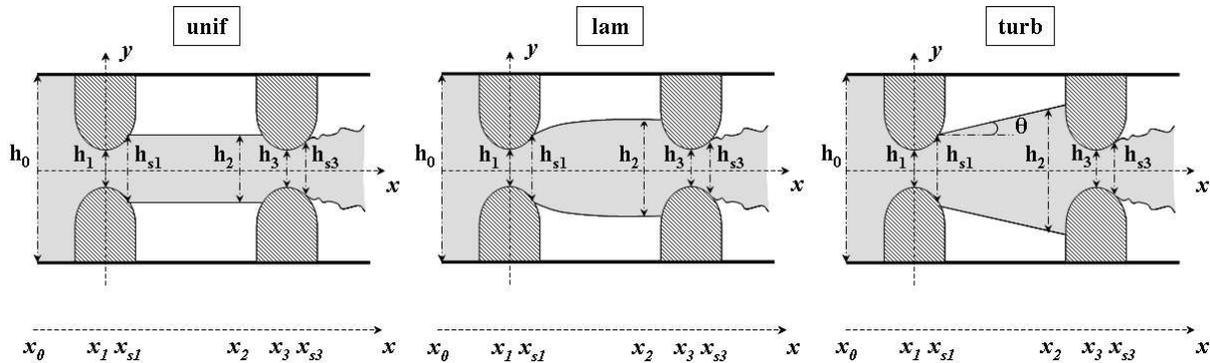


FIG. 3.10 - Illustration des hypothèses formulées sur le développement du jet glottique (de gauche à droite) : jet droit uniforme (« unif ») ; jet laminaire (« lam »), avec  $\delta \sim x^{2/3}$  ; jet turbulent (« turb »), avec  $\delta \sim x$  et  $\theta = 4^\circ$ ,  $\delta$  étant l'épaisseur du jet (cf. figure 3.11).

Rappelons avant tout quelques propriétés aérodynamiques d'un écoulement de jet libre plan afin de justifier le choix de ces géométries. Un jet libre plan s'écoulant dans un milieu de vitesse différente présente des zones de transition, appelées couches de cisaillement (ou couches de mélange), de part-et-d'autre d'un écoulement central. L'action de la viscosité empêche, en effet, l'existence de discontinuité de vitesse. Les jets libres, les zones de mélange et les couches limites pariétales appartiennent à la même famille d'écoulement et leur analyse peut être effectuée avec les mêmes approximations (couche mince et analyse d'ordre de grandeur de Prandtl).

On distingue communément trois régions dans le développement naturel d'un jet libre, caractérisées par des comportements aérodynamiques différents et illustrées sur la figure 3.11 (Kundu [109], 1990, White [214], 1991, Cebeci & Cousteix [31], 1999, Schlichting & Gersten [176], 1999) :

- Le cône potentiel, modélisé par un coeur en fluide parfait entouré de deux couches de mélange.

Dans cette zone, la vitesse axiale reste constante et égale à la vitesse au point de séparation glottique. La fusion des couches de mélange sur l'axe marque la fin du cône potentiel. La longueur du cône potentiel est typiquement de l'ordre de quelques diamètres (entre  $3h_{cv}$  et  $6h_{cv}$ ). Elle dépend fortement des conditions initiales géométriques et aérodynamiques (Goldstein <sup>[67]</sup>, 1976, Maurel & al. <sup>[131]</sup>, 2004).

- Une zone transitoire, où les deux couches de cisaillement de l'écoulement sont réunies.
- Plus en aval, on trouve une zone dite pleinement développée caractérisée par un comportement auto-similaire : les profils des vitesses moyennes à différents niveaux du développement sont dynamiquement semblables, une fois adimensionnalisés par les échelles de longueur et de temps locales. Autrement dit, en deux stations d'abscisses différentes, les profils des vitesses moyennes se déduisent l'un de l'autre par simple affinité. Ceci implique en particulier qu'ils ont une allure identique dans la direction transversale  $y$ , indépendante de la position axiale  $x$  à laquelle on observe le champ de vitesse. L'hypothèse d'un comportement auto-similaire se traduit mathématiquement par :

$$\frac{U_x}{U_{c_x}} = f\left(\frac{y}{\delta}\right), \quad (3.18)$$

où  $U_x$  est la composante de la vitesse moyenne dans la direction du jet,  $U_{c_x}$  sa valeur maximale dans l'axe du jet,  $\delta$  la largeur (ou épaisseur) du jet, et  $f$  le profil auto-similaire (*cf.* figure 3.11). A  $x$  fixé, l'épaisseur  $\delta(x)$  peut être définie par deux fois la distance  $y$  de l'axe au point où la vitesse est égale à 50% de la vitesse axiale, si bien que :  $U_x(x, \delta) = 0.50 \cdot U_{c_x}(x, 0)$  (Blevins <sup>[25]</sup>, 1992, Mi & al. <sup>[133]</sup>, 2007).

Deux des hypothèses proposées (« lam » et « turb ») dérivent des propriétés d'auto-similarité d'un jet libre plan pleinement développé (en régime laminaire et turbulent respectivement).

### Jet droit

L'hypothèse de jet droit suppose un jet de section uniforme, sans expansion géométrique au delà du point de séparation glottique. Cette hypothèse est testée en première approximation de l'écoulement translatyngé, compte tenu des faibles dimensions du ventricule.

$$A_2 = h_2 \cdot W_2 = h_{s1} \cdot W_2 \quad (3.19)$$

### Jet « laminaire »

L'hypothèse « lam » suppose un jet « laminaire » plan émergeant dans le fluide environnant au repos. On considère que  $Re \gg 1$ , et l'on se place dans les approximations de couche mince :  $\delta_1 \ll x$ . Pour des valeurs de  $L$  modérées, à l'image de celles observées *in-vivo*, le jet glottique reste peu développé et présente de forts gradients de vitesse dans la direction transversale  $y$ . Il se comporte alors dynamiquement comme une couche de cisaillement libre, satisfaisant les équations de Prandtl. Les effets de bords liés au confinement dans le ventricule sont négligés. Dans ces conditions, le gradient de pression  $\frac{dp}{dx}$  est réduit à zéro et le jet se développe à pression uniforme. L'équation 3.13 devient :

$$\frac{\partial u_x}{\partial x} + \frac{\partial u_y}{\partial y} = 0 \quad (3.20)$$

$$u_x \frac{\partial u_x}{\partial x} + u_y \frac{\partial u_x}{\partial y} = \nu \frac{\partial^2 u_x}{\partial^2 y} \quad (3.21)$$

$$\frac{\partial p}{\partial y} = 0 \quad (3.22)$$

En conséquence, White <sup>[214]</sup>, 1991, Kundu <sup>[109]</sup>, 1990, Cebeci & Cousteix <sup>[31]</sup>, 1999 montrent que la quantité de mouvement selon  $x$  se conserve sur une section transversale du jet. Autrement dit, le flux du moment, noté  $J$ , sur une section du jet ( $x = \text{const}$ ) est indépendant de  $x$  :

$$J = \rho \int_{-\infty}^{+\infty} u^2 dy = \text{const} \quad (3.23)$$

Des arguments d'analyse dimensionnelle conduisent à la croissance de la largeur du jet,  $\delta$ , en  $x^{2/3}$  sous l'action de la diffusion visqueuse et sous l'hypothèse d'un écoulement auto-similaire. White <sup>[214]</sup>, 1991 montre que :

$$\delta \approx 21.8 \left( \frac{x^2 \mu^2}{J \rho} \right)^{1/3} \quad (3.24)$$

$A_2$  est prédit conformément à ces propriétés 3.23 et 3.24 :

$$A_2 = W_2 \cdot h_2 = W_2 \cdot \left( h_{s1} + 21.8 \left( \frac{(x_2 - x_{s1})^2 \mu^2}{J \rho} \right)^{1/3} \right) \quad (3.25)$$

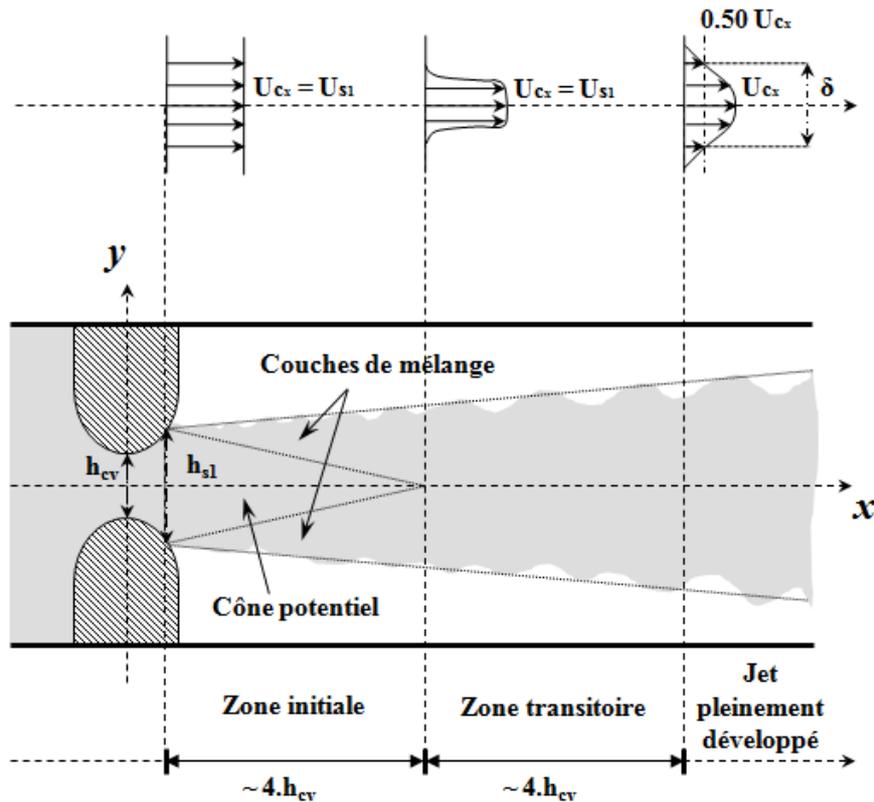


FIG. 3.11 – Description schématique du développement naturel du jet glottique dans le ventricule laryngé, sous l'hypothèse d'une dynamique assimilable à celle du jet libre plan (effets de confinement négligés). Illustration des trois zones le constituant, caractérisées par des propriétés aérodynamiques et en particulier des profils de vitesse distincts.  $U_{cx}$  désigne la composante axiale de la vitesse centrale du jet, constante et égale à  $U_{s1}$  dans le cône potentiel. D'après Blevins <sup>[25]</sup>, 1992.

### Jet « turbulent »

En régime turbulent pleinement développé, le déplacement des particules se fait de façon irrégulière et des fluctuations aléatoires de vitesse se superposent au mouvement moyen du fluide. La décomposition de Reynolds permet de représenter chaque variable physique par la somme d'une valeur moyenne et d'une fluctuation turbulente (Cousteix <sup>[40]</sup>, 1989). En particulier, la décomposition de la vitesse instantanée s'écrit :

$$\vec{u}(x, y, z, t) = \vec{\bar{u}}(x, y, z) + \vec{u}'(x, y, z, t) = \vec{U}(x, y, z) + \vec{u}'(x, y, z, t), \quad (3.26)$$

où  $\vec{U}(x, y, z)$  représente la vitesse moyenne et  $\vec{u}'(x, y, z, t)$  la fluctuation turbulente.

Les équations de Navier-Stokes, qui régissent l'écoulement instantané, couplées à l'équation 3.26, conduisent aux équations de Reynolds, qui régissent l'écoulement moyen. En appliquant l'analyse d'ordre de grandeur de Prandtl, les équations de Reynolds se simplifient et permettent d'établir de façon analytique la dynamique d'un jet plan libre turbulent. L'hypothèse « turb » dérive de la recherche d'une solution auto-similaire de cette dynamique. Elle montre en particulier une largeur du jet  $\delta$  en croissance linéaire avec  $x$ , indépendamment du nombre de Reynolds. Kundu <sup>[109]</sup>, 1990 a démontré expérimentalement que l'expansion linéaire se caractérise par une demi-pente de  $4^\circ$ . Une estimation de  $A_2$  est proposée suivant ce constat :

$$A_2 = W_2 \cdot (h_{s1} + 2 \cdot \tan 4^\circ \cdot (x_2 - x_{s1})) \quad (3.27)$$

### 3.2.4 Modèle aérodynamique : $\Delta P_{tot}$

Dans la suite, le débit volumique,  $\Phi$  est considéré constant sur toute la longueur du larynx. La pression sous-glottique,  $P_0$  est supposée contrôlée et donc parfaitement déterminée.

#### Chute de pression aux cordes vocales

Dans sa formulation la plus simplifiée, l'estimation de la chute de pression aux cordes vocales,  $\Delta P_{cv} = P_0 - P_{s1}$  est déduite de la théorie des écoulements potentiels et des équations d'Euler en régime permanent. Intégrée entre  $x_0$  et  $x_{s1}$ , la loi de conservation de la quantité de mouvement conduit à l'équation de Bernoulli stationnaire 3.29. Le système d'équations régissant la dynamique de l'écoulement aux cordes vocales s'écrit :

$$\Phi = u_i A_i = \text{const}, i \in \{0, s1\} \quad (3.28)$$

$$\Delta P_{cv} = \frac{1}{2} \rho \Phi^2 \left( \frac{1}{A_{s1}^2} - \frac{1}{A_0^2} \right), \quad (3.29)$$

où  $u_i$  représente la vitesse de l'écoulement à la position  $x_i$  (*cf.* figure 3.8), et où  $A_{s1}$  a été déterminé au préalable par l'un des modèles de séparation présentés en 3.1.2.

#### Jet glottique et jet ventriculaire

Deux écoulements de jet sont à considérer dans le larynx : le jet glottique se développant dans le ventricule, et le jet en aval des bandes ventriculaires. Au-delà de  $x_{s3}$ , nous considérons que la totalité de l'énergie cinétique du jet ventriculaire se trouve dissipée par turbulence (pas de réattachement de jet), ce qui se traduit théoriquement par :  $P_{s3} = 0$ .

Quelque soit le modèle géométrique de développement de jet adopté (*cf.* section 3.1.3), la perte de charge  $\Delta P_{jet} = P_{s1} - P_2$  causée par l'élargissement du canal au-delà de la séparation glottique est soit négligée (Hyp. a), soit modélisée par un recouvrement de pression quasi-stationnaire déterminé par l'équation 3.34 proposée par Ishizaka & Flanagan <sup>[95]</sup>, 1972 (Hyp. b). Cette équation dérive des bilans

macroscopiques de masse et de quantité de mouvement appliqués entre les sections  $A_{s1}$  et  $A_2$ , sous l'hypothèse appuyée expérimentalement que la pression sur la section  $A_2 - A_{s1}$  adjacente à la région décollée soit égale à  $P_{s1}$  (Ishizaka & Flanagan <sup>[95]</sup>, 1972, Blevins <sup>[25]</sup>, 1992). Soit  $F$  la force extérieure appliquée par les parois du conduit vocal sur le fluide en écoulement entre les sections  $A_{s1}$  et  $A_2$ .

La loi de conservation de la masse s'écrit :

$$\rho A_{s1} u_{s1} = \rho A_2 u_2 = \rho \Phi = \text{const} \quad (3.30)$$

La loi de conservation de la quantité de mouvement écrite en formulation intégrale et projetée suivant l'axe  $x$  conduit à :

$$\Delta F_x = \rho \Phi (u_2 - u_{s1}) + P_2 A_2 - P_{s1} A_{s1} \quad (3.31)$$

La pression appliquée par les parois sur le fluide sur la section de décollement peut être approximée par la résultante des pressions exercées sur la section  $(A_2 - A_{s1})$ , égale à  $P_{s1}$  par hypothèse :

$$\Delta F_x = P_{s1} (A_2 - A_{s1}) \quad (3.32)$$

3.31 et 3.32 impliquent :

$$A_2 (P_{s1} - P_2) = \rho \Phi (u_2 - u_{s1}), \quad (3.33)$$

qui, combinée à 3.30, conduit à l'expression du recouvrement de pression induit par le changement brutal de section d'aire en aval des cordes vocales (nul lorsque  $A_{s1} = A_2$ ) :

$$\Delta P_{jet} = -\rho \frac{\Phi^2}{A_2} \left( \frac{1}{A_{s1}} - \frac{1}{A_2} \right) = -\frac{\rho}{2} \frac{\Phi^2}{A_{s1}^2} \left( 2 \frac{A_{s1}}{A_2} \left( 1 - \frac{A_{s1}}{A_2} \right) \right) \quad (3.34)$$

Ishizaka & Flanagan <sup>[95]</sup>, 1972 citent des valeurs typiques de  $2 \frac{A_{s1}}{A_2} \left( 1 - \frac{A_{s1}}{A_2} \right)$  de l'ordre de 0.05 à 0.40. Van Den Berg & al. <sup>[207]</sup>, 1957 notent des valeurs plus importantes.

### Chute de pression aux bandes ventriculaires

Le calcul de la chute de pression aux bandes ventriculaires,  $\Delta P_{bv} = P_2$  est similaire à celui de  $\Delta P_{cv}$ .  $\Delta P_{bv}$  est estimé grâce à l'équation de Bernoulli stationnaire appliquée entre  $x_2$  et  $x_{s3}$ . L'impact des bandes ventriculaires est pris en compte dans le modèle aérodynamique uniquement lorsque leur accollement  $h_{bv}$  se trouve en-deçà d'une hauteur critique,  $h_3^\circ$ . Cette ouverture de transition est évaluée comme la largeur d'écoulement prédite en  $x_3$  par le modèle théorique testé, dans une configuration sans constriction ventriculaire dans le canal laryngé. Si  $h_{bv}$  excède ce seuil, nous supposons que la présence des bandes ventriculaires n'altère pas l'écoulement, l'interaction avec le jet glottique est alors négligée et par conséquent,  $\Delta P_{bv} = 0$ . Le système d'équations régissant la dynamique de l'écoulement aux bandes ventriculaires s'écrit :

$$\Phi = u_i A_i = \text{const}, i \in \{2, s3\} \quad (3.35)$$

$$\Delta P_{bv} = P_2 = \frac{1}{2} \rho \Phi^2 \left( \frac{1}{A_{s3}^2} - \frac{1}{A_2^2} \right) \quad \text{si} \quad h_{bv} < h_3^\circ \quad (3.36)$$

$$\Delta P_{bv} = P_2 = 0 \quad \text{si} \quad h_{bv} \geq h_3^\circ \quad (3.37)$$

### Chute de pression totale

Trois hypothèses sont considérées sur les propriétés aérodynamiques de l'écoulement :

- Hyp.1, supposant un écoulement potentiel (quasi-)stationnaire décrit par les équations 3.29 et 3.37 ;
- Hyp.2, modélisant de surcroît les pertes dues à la viscosité de l'air, qui ne sont plus négligeables pour les petites hauteurs de constriction glottique et ventriculaire. Les équations 3.29 et 3.37 sont complétées par une chute de pression additionnelle, modélisée par un terme correctif de Poiseuille :  $12\mu \int_{x_{s1}}^{x_0} \frac{\Phi(t)}{A^3(x,t)} dx$  dans 3.29 et  $12\mu \int_{x_2}^{x_{s3}} \frac{\Phi(t)}{A^3(x,t)} dx$  dans 3.37.
- Hyp.3, supposant un écoulement potentiel instationnaire tenant compte des effets inertiels. En considérant le champ de vitesses irrotationnel,  $\vec{u}$  dérive alors d'un potentiel scalaire  $\varphi : \vec{u} = \vec{\nabla}\varphi$ . L'équation d'Euler peut alors s'intégrer pour donner l'équation de Bernoulli instationnaire au point  $x_i$ , dans les approximations développées au 3.1.1 :

$$p_i = -\rho \frac{\partial \varphi_i}{\partial t} - \rho \frac{u_i^2}{2} + const \quad (3.38)$$

L'hypothèse Hyp.3 combine l'équation 3.38 et l'équation de conservation de la masse :  $\Phi(t) = u_i(t)A_i(t)$ . Elle considère donc l'influence des phénomènes instationnaires seulement dans l'équation de conservation de quantité de mouvement. Sous cette hypothèse, le terme additionnel dans les estimations de  $\Delta P_{cv}$  et  $\Delta P_{bv}$  s'écrit donc respectivement  $\rho \int_{x_{s1}}^{x_0} \frac{\partial}{\partial t} \frac{\Phi(t)}{A(x,t)} dx$  et  $\rho \int_{x_2}^{x_{s3}} \frac{\partial}{\partial t} \frac{\Phi(t)}{A(x,t)} dx$ .

		Développement de jet géométrique		
		Droit	Laminaire	Turbulent
Modèle d'écoulement	Bern. (quasi-)stat.	<i>Hyp.1</i> <sub>*unif</sub> ( <i>sep</i> )	<i>Hyp.1</i> <sub>*lam</sub> ( <i>sep</i> )	<i>Hyp.1</i> <sub>*turb</sub> ( <i>sep</i> )
	Bern. (quasi-)stat. + Pois.	<i>Hyp.2</i> <sub>*unif</sub> ( <i>sep</i> )	<i>Hyp.2</i> <sub>*lam</sub> ( <i>sep</i> )	<i>Hyp.2</i> <sub>*turb</sub> ( <i>sep</i> )
	Bern. instationnaire	<i>Hyp.3</i> <sub>*unif</sub> ( <i>sep</i> )	<i>Hyp.3</i> <sub>*lam</sub> ( <i>sep</i> )	<i>Hyp.3</i> <sub>*turb</sub> ( <i>sep</i> )

TAB. 3.1 – Récapitulatif des différentes hypothèses considérées pour la description de l'écoulement trans-laryngé. \* désigne **a** si  $\Delta P_{jet} = 0$ , **b** si  $\Delta P_{jet}$  est évalué selon l'équation 3.34. (*sep*) désigne (**cl**) si le modèle de séparation utilisé est le modèle de couche limite, et est absent s'il s'agit du modèle semi-empirique de Liljencrants. *stat* = stationnaire, *Pois.* = Poiseuille, *Bern.* = Bernoulli.

Le tableau 3.1 récapitule les différentes théories et hypothèses proposées pour le modèle de séparation, de développement de jet, et de dynamique d'écoulement.

En résolvant le système d'équations formé par  $\Delta P_{cv}$ ,  $\Delta P_{jet}$  et  $\Delta P_{bv}$ , la pression instantanée  $P(x,t)$  peut être calculée en tout point de la configuration laryngée. Le débit volumique  $\Phi$  est déduit de la chute de pression totale  $\Delta P_{tot} = P_0$ . Selon les hypothèses de séparation d'écoulement et de modèle aérodynamique choisies, son calcul peut être couplé ou non à la détermination de  $A_2$  et de  $A_{si}$ ,  $i \in \{1, 3\}$ . A titre illustratif, nous détaillons dans la suite quelques exemples de calcul de  $\Phi$  et des pressions  $P_2$  et  $P_3$  qui s'ensuivent, dans le cas où  $\Delta P_{jet}$  est négligé (*Hyp.a*).

#### Hypothèse Hyp.1a

Sous l'hypothèse *Hyp.1*<sub>unif</sub> par exemple,  $\Phi$  est déterminé analytiquement et conduit avec le système  $\{(3.29), (3.37)\}$  aux prédictions suivantes (avec  $h_3^0 = h_{s1}$  dans ce cas) :

$$\left\{ \begin{array}{l} \Phi = \begin{cases} [A_{s3}^{-2} - A_0^{-2}]^{-1/2} \sqrt{\frac{2}{\rho} P_0} & \text{si } h_{bv} < h_3^\circ \\ [A_{s1}^{-2} - A_0^{-2}]^{-1/2} \sqrt{\frac{2}{\rho} P_0} & \text{si } h_{bv} \geq h_3^\circ \end{cases} \\ \frac{P_2}{P_0} = \begin{cases} \frac{(A_{s1}^2 - A_{s3}^2)}{(A_0^2 - A_{s3}^2)} \cdot \frac{A_0^2}{A_{s1}^2} & \text{si } h_{bv} < h_3^\circ \\ 0 & \text{si } h_{bv} \geq h_3^\circ \end{cases} \\ \frac{P_3}{P_2} = \begin{cases} -0.44 \cdot \frac{A_1^2}{A_1^2 - A_3^2} & \text{si } h_{bv} < h_3^\circ \\ \text{indéfini} & \text{si } h_{bv} \geq h_3^\circ \end{cases} \end{array} \right.$$

L'hypothèse de jet « turbulent »  $Hyp.1_{a_{turb}}$  permet d'exprimer le recouvrement de pression par des ratios géométriques également :

$$\left\{ \begin{array}{l} \Phi = \begin{cases} [A_{s1}^{-2} - A_0^{-2} + A_{s3}^{-2} - A_2^{-2}]^{-1/2} \sqrt{\frac{2}{\rho} P_0} & \text{si } h_{bv} < h_3^\circ \\ [A_{s1}^{-2} - A_0^{-2}]^{-1/2} \sqrt{\frac{2}{\rho} P_0} & \text{si } h_{bv} \geq h_3^\circ \end{cases} \\ \frac{P_2}{P_0} = \begin{cases} [1 + \frac{A_{s3}^2 A_2^2 (A_0^2 - A_{s1}^2)}{A_0^2 A_{s1}^2 (A_2^2 - A_{s3}^2)}]^{-1} & \text{si } h_{bv} < h_3^\circ \\ 0 & \text{si } h_{bv} \geq h_3^\circ \end{cases} \\ \frac{P_3}{P_2} = \begin{cases} 1 - \frac{\rho}{2} \frac{\Phi^2}{P_2} (A_3^{-2} - A_2^{-2}) & \text{si } h_{bv} < h_3^\circ \\ \text{indéfini} & \text{si } h_{bv} \geq h_3^\circ \end{cases} \end{array} \right.$$

Pour l'hypothèse de jet « laminaire » ( $Hyp.1_{a_{lam}}$ ), l'équation 3.23 combinée avec l'équation de continuité en  $x_{s1}$  donne :  $J = \rho \frac{\Phi^2}{h_{s1} W_{s1}^2}$ , et l'équation 3.25 montre le couplage entre le calcul de  $\Phi$  et celui de  $A_2$  :

$$\begin{cases} P_0 = c_1 \Phi^2 (c_2 - A_2^{-2}) \\ A_2 = c_3 + c_4 \Phi^{-2/3}, \end{cases}$$

avec  $c_i, i \in \{1..4\}$  constantes telles que

$$\begin{cases} c_1 = 0.5\rho \\ c_2 = A_{s1}^{-2} - A_0^{-2} + A_{s3}^{-2} \\ c_3 = h_{s1} h_{ventricule} \\ c_4 = \frac{21.8 h_{ventricule} \nu^{2/3} (x_2 - x_{s1})^{2/3}}{(h_{s1} W_{cv}^2)^{-1/3}} \\ c_5 = c_1 c_2 \end{cases}$$

$X = \Phi^{2/3}$  est alors solution de l'équation :

$$aX^5 + bX^4 + cX^3 + dX^2 + eX = f,$$

avec

$$\begin{cases} a = c_3^2 c_5 - c_1 \\ b = 2c_3 c_4 c_5 \\ c = c_4^2 c_5 \\ d = -c_3^2 P_0 \\ e = -2c_3 c_4 P_0 \\ f = c_4^2 P_0 \end{cases}$$

Du calcul de  $\Phi$  découle une nouvelle estimation de  $A_2 = c_3 + c_4 \Phi^{-2/3}$ , puis les prédictions de  $P_2$  et  $P_3$  :

$$\begin{cases} P_2 = \frac{P_0}{2} - \frac{\rho}{4} \Phi^2 (A_{s1}^{-2} - A_0^{-2} - A_{s3}^{-2} + A_2^{-2}) \\ P_3 = P_2 - \frac{\rho}{2} \Phi^2 (A_3^{-2} - A_2^{-2}) \end{cases}$$

### Hypothèse Hyp.2a

Soit  $\Delta x$  la pas de la discrétisation spatiale de la géométrie laryngée suivant  $x = n\Delta x$ . Quelque soit l'hypothèse formulée sur le développement géométrique du jet glottique et donc l'estimation de  $A_2$ ,  $\Phi$  est solution de :

$$\begin{cases} a\Phi^2 + b\Phi + c = 0 \\ \Phi > 0 \end{cases}$$

avec

$$\begin{cases} a = \begin{cases} \frac{1}{2}\rho(A_{s1}^{-2} - A_0^{-2} + A_{s3}^{-2} - A_2^{-2}) & \text{si } h_{bv} < h_3^\circ \\ \frac{1}{2}\rho(A_{s1}^{-2} - A_0^{-2}) & \text{si } h_{bv} \geq h_3^\circ \end{cases} \\ b = \begin{cases} 12\mu[W_{cv}^2 \Delta x \sum_{i=0}^{s1} A_i(t)^{-3} + W_{bv}^2 \Delta x \sum_{i=2}^{s3} A_i(t)^{-3}] & \text{si } h_{bv} < h_3^\circ \\ 12\mu \Delta x W_{cv}^2 \sum_{i=0}^{s1} A_i(t)^{-3} & \text{si } h_{bv} \geq h_3^\circ \end{cases} \\ c = -P_0 \end{cases}$$

### Hypothèse Hyp.3a

Soit  $\Delta t$  le pas de la discrétisation temporelle du système :  $t = k\Delta t$ . Quelque soit l'hypothèse formulée sur le développement géométrique du jet glottique et donc l'estimation de  $A_2$ ,  $\Phi(k)$  est solution de :

$$\begin{cases} a\Phi(k)^2 + b\Phi(k) + c = 0 \\ \Phi(k) > 0 \end{cases}$$

avec

$$\begin{cases} a = \begin{cases} \frac{1}{2}\rho(A_{s1}^{-2} - A_0^{-2} + A_{s3}^{-2} - A_2^{-2}) & \text{si } h_{bv} < h_3^\circ \\ \frac{1}{2}\rho(A_{s1}^{-2} - A_0^{-2}) & \text{si } h_{bv} \geq h_3^\circ \end{cases} \\ b = \begin{cases} \rho \frac{\Delta x}{\Delta t} [\sum_{i=0}^{s1} \frac{A_i(k-1)}{A_i(k)^2} + \sum_{i=2}^{s3} \frac{A_i(k-1)}{A_i(k)^2}] & \text{si } h_{bv} < h_3^\circ \\ \rho \frac{\Delta x}{\Delta t} \sum_{i=0}^{s1(k)} \frac{A_i(k-1)}{A_i(k)^2} & \text{si } h_{bv} \geq h_3^\circ \end{cases} \\ c = \begin{cases} -\rho \frac{\Delta x}{\Delta t} [\sum_{i=0}^{s1} \frac{1}{A_i(k)} + \sum_{i=2}^{s3} \frac{1}{A_i(k)}] - P_0(k) & \text{si } h_{bv} < h_3^\circ \\ -\rho \frac{\Delta x}{\Delta t} \sum_{i=0}^{s1(k)} \frac{1}{A_i(k)} - P_0(k) & \text{si } h_{bv} \geq h_3^\circ \end{cases} \end{cases}$$

### Couplage de $\Phi$ et $A_{s1}$ avec le modèle de Thwaites

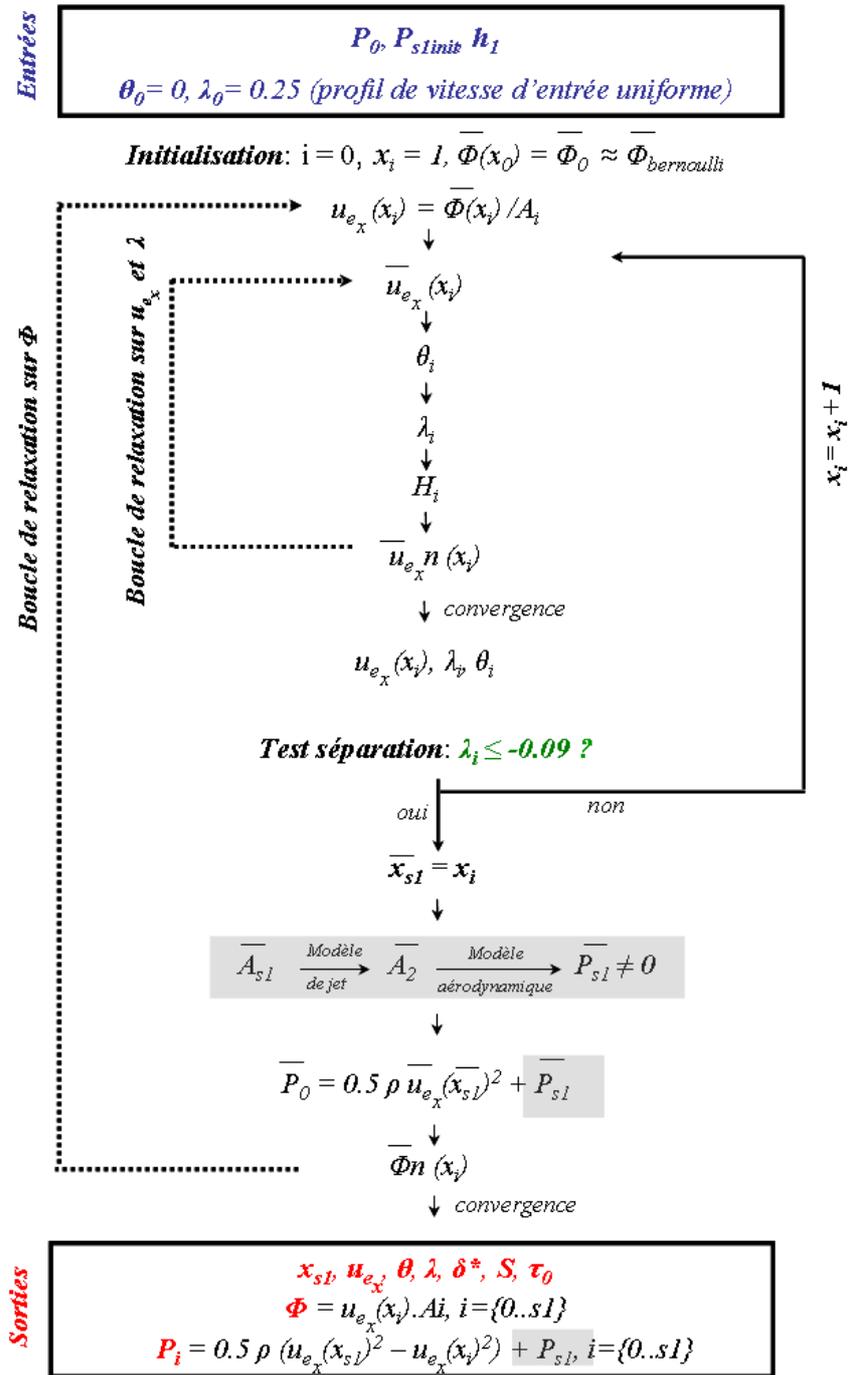


FIG. 3.12 – Représentation schématique de l’algorithme de calcul de la méthode de Thwaites tenant compte du couplage aérodynamique avec les bandes ventriculaires. Les parties grisées sont les ajouts implémentés à la méthode décrite dans Vilain [210], 2002 à cette fin. Les modèles de jet et aérodynamique sont choisis optionnellement parmi ceux décrits ci dessus. La grandeur  $X_n$  désigne la nouvelle estimation de  $X$  après une itération de la méthode de relaxation. Les grandeurs avec une barre sont des estimations, avant convergence de la méthode.

Le couplage physique entre l'écoulement dans le canal glottique et le jet se développant dans le ventricule s'exprime *via* la détermination du point de séparation aux cordes vocales,  $x_{s1}$ . S'il est négligé dans le modèle de Liljencrants, ce couplage est implémenté dans la méthode de résolution de Thwaites, complétant ainsi l'algorithme de calcul proposé dans Vilain <sup>[210]</sup>, 2002 et basé sur une étude théorique détaillée dans Schlichting & Gersten <sup>[176]</sup>, 1999. Dans la méthode de Vilain <sup>[210]</sup>, 2002, la pression  $P_{s1}$  est supposée nulle dans toutes les étapes de l'algorithme. Une fois la boucle de relaxation sur la vitesse et le paramètre de Thwaites  $\lambda$  achevée, la position du point de séparation  $x_{s1}$  conduit à une estimation plus précise du débit volumique  $\Phi$ , initialement approximé par la formule de Bernoulli. Cette valeur de  $\Phi$  donne à son tour naissance à une nouvelle relaxation sur les profils de vitesse, et ainsi de suite jusqu'à convergence de la boucle de relaxation opérée sur  $\Phi$ .

Le schéma de résolution tenant compte du recouvrement de pression induit par les bandes ventriculaires est présenté sur la figure 3.12. Les parties grisées sur la figure correspondent aux raffinements apportés à la méthode de Vilain <sup>[210]</sup>, 2002. Dans ce nouveau schéma, l'estimation initiale de la pression à la séparation glottique,  $P_{s1init}$  est déduite de l'approximation semi-empirique de Liljencrants. Chaque estimation de  $x_{s1}$  dans l'algorithme conduit à une nouvelle estimation de  $A_{s1}$ , de  $A_2$ , puis de la pression  $P_{s1}$ , jusqu'à convergence de la méthode de relaxation effectuée sur le débit volumique  $\Phi$ . Ces estimations dépendent du modèle de développement géométrique de jet et du modèle aérodynamique choisis parmi ceux présentés dans les paragraphes précédents. La convergence de  $\Phi$  détermine la position du point de séparation et la valeur de  $P_{s1}$  finales.

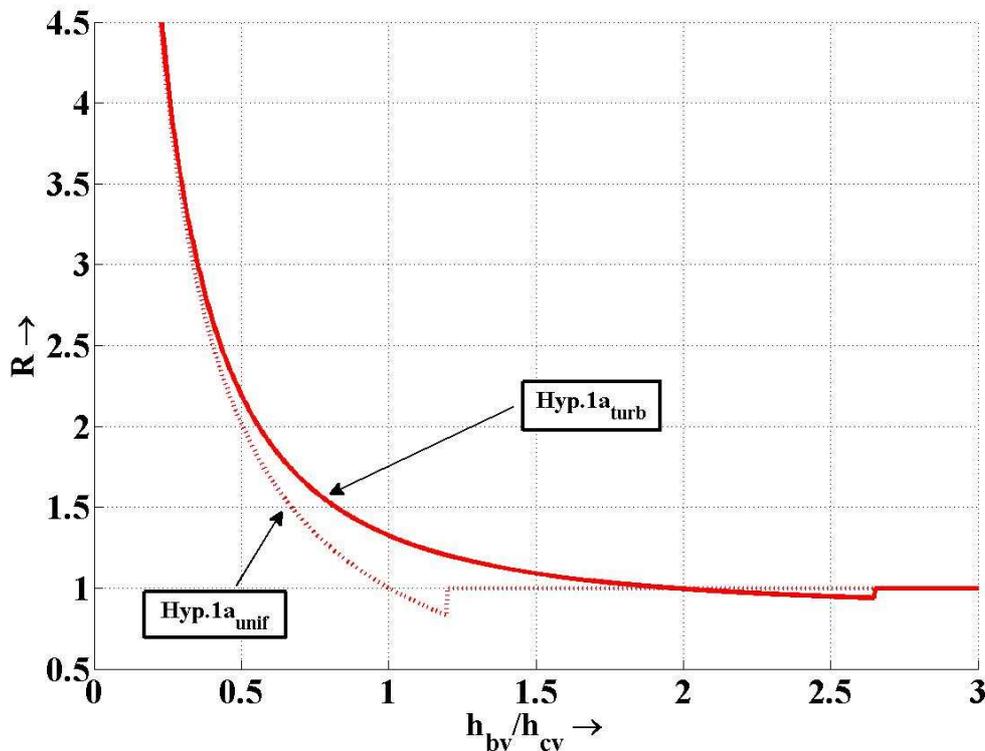


FIG. 3.13 – Prédictions théoriques de la résistance de l'écoulement translaryngé  $R = \frac{\Phi_{cv}}{\Phi_{bv}}$  en fonction de  $\frac{h_{bv}}{h_{cv}}$ , sous deux hypothèses du modèle aérodynamique :  $Hyp.1a_{unif}$  (ligne en pointillés) et  $Hyp.1a_{turb}$  (ligne solide).

Alternativement, Agarwal <sup>[2]</sup>, 2004 propose l'utilisation d'un autre paramètre adimensionnalisé, la résistance de l'écoulement translaryngé  $R$ , défini comme suit :

$$R = \frac{P_0 - P_{s3}}{\Phi_{bv}} \cdot \frac{\Phi_{cv}}{P_0 - P_{s3}} = \frac{\Phi_{cv}}{\Phi_{bv}}, \quad (3.39)$$

où  $\Phi_{cv}$  correspond au débit volumique de référence calculé sans bande ventriculaire dans le larynx, et  $\Phi_{bv}$  au débit volumique estimé en présence de bandes ventriculaires. La figure 3.13 présente deux prédictions théoriques de  $R$  en fonction de  $\frac{h_{bv}}{h_{cv}}$ , découlant des hypothèses  $Hyp.1_{aturb}$  et  $Hyp.1_{aunif}$ . Dans ces deux cas, l'équation 3.39 s'écrit :

$$R = \sqrt{\frac{\frac{1}{A_{s3}^2} - \frac{1}{A_0^2} + \frac{1}{A_{s1}^2} - \frac{1}{A_2^2}}{\frac{1}{A_{s1}^2} - \frac{1}{A_0^2}}} \quad \text{si } h_{bv} < h_3^\circ \quad \text{et } R = 1 \quad \text{si } h_{bv} \geq h_3^\circ \quad (3.40)$$

La figure 3.13 illustre la relation non-linéaire entre  $R$  et  $\frac{h_{bv}}{h_{cv}}$  pour  $L_{ventricule} = 26mm$ ,  $h_{cv} = 2.90mm$  et  $P_0 = 500Pa$ . Il est intéressant de relever que ces prédictions expliquent qualitativement les données expérimentales présentées par Agarwal <sup>[2]</sup>, 2004. Plus précisément,  $R$  apparaît comme une fonction décroissante de  $\frac{h_{bv}}{h_{cv}}$  et tend vers une valeur asymptotique égale à 1. De plus, pour une région limitée de  $\frac{h_{bv}}{h_{cv}}$ ,  $R$  peut devenir plus petit que l'unité. Ce résultat est également en accord avec les observations de Kucinski & al. <sup>[108]</sup>, 2006 qui montrent par des techniques de visualisation d'écoulement que la présence des bandes ventriculaires peut accélérer et redresser le jet glottique [comme observé précédemment par Shadle & al. <sup>[182]</sup>, 1991], freinant ainsi la dissipation d'énergie.

### 3.3 Modèle des auto-oscillations glottiques en interaction avec les bandes ventriculaires

Dans un premier temps, nous cherchons à simuler l'impact aérodynamique de la constriction ventriculaire sur l'auto-oscillation des cordes vocales. Dans ce but, la description théorique de l'écoulement d'air dans le larynx est couplée à un modèle réduit à deux masses de cordes vocales tenant compte de la variation de la position du point de séparation de l'écoulement (Pelorson & al. <sup>[147]</sup>, 1994, Lous & al. <sup>[122]</sup>, 1998, Vilain <sup>[210]</sup>, 2002, Ruty <sup>[162]</sup>, 2007). Il compte parmi les modèles mécaniques les plus simples permettant de simuler le déphasage des parties hautes et basses des cordes vocales pendant leur vibration, typiquement observé en mécanisme M1. Ce modèle est très largement répandu dans la modélisation des oscillations glottiques auto-entretenues pour caractériser la phonation normale et ses différents registres, mais également la voix pathologique (Ishizaka & Flanagan <sup>[95]</sup>, 1972, Lucero <sup>[123]</sup>, 1993, Steinecke & Herzel <sup>[185]</sup>, 1995, Laboisière & Pelorson <sup>[112]</sup>, 1995, Lucero <sup>[124]</sup>, 1996, Mergell & al. <sup>[132]</sup>, 2000, Lucero <sup>[126]</sup>, 2005, Lucero & Koenig <sup>[127]</sup>, 2005).

L'étude de l'interaction entre les cordes vocales et les bandes ventriculaires a été divisée en deux étapes :

- Une étude dynamique visant à quantifier l'influence des bandes ventriculaires sur l'évolution temporelle des oscillations glottiques, en termes de phase et d'amplitude ;
- Une étude statique centrée sur une analyse linéaire de stabilité (Cullen & al. <sup>[42]</sup>, 2000, Vilain <sup>[210]</sup>, 2002, Lopez Arteaga & al. <sup>[119]</sup>, 2006, Ruty <sup>[162]</sup>, 2007) appliquée au modèle mécanique afin d'estimer les variations de fréquence fondamentale et de pression de seuil d'oscillation glottique dues à la présence des bandes ventriculaires dans le larynx.

Dans un second temps, un modèle à deux masses de bandes ventriculaires a été juxtaposé au modèle distribué de cordes vocales pour simuler l'impact d'une vibration ventriculaire sur la vibration glottique.

### 3.3.1 Modèle M2M des cordes vocales avec recouvrement de pression

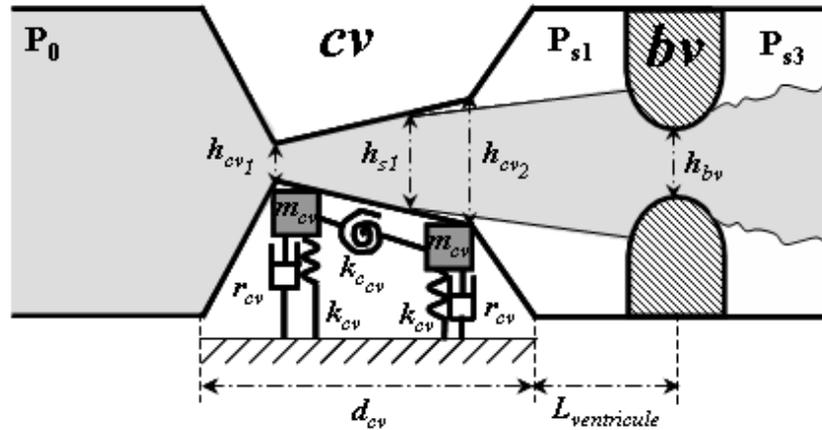


FIG. 3.14 – Illustration schématique du modèle à deux masses des cordes vocales, combinée à la description théorique de l'écoulement translaryngé tenant compte de l'influence des bandes ventriculaires, ici illustrée sous l'hypothèse « turb ».  $P_{s3} = 0$ .

#### Etude dynamique

Le modèle à deux masses utilisé est le modèle symétrique présenté et mis en équation par Ruty [162], 2007. Il correspond à une variation du modèle proposé par Lous & al. [122], 1998. Dans le cadre de cette étude, chacune des masses est soumise à des forces mécaniques et aérodynamiques, couplées entre elles. Les forces mises en jeu sont les forces de rappel élastique liées à la tension des ressorts, les forces de frottements visqueux liées à leurs coefficients d'amortissement, ainsi que les forces de pression exercées par l'écoulement d'air translaryngé. Leur formulation théorique, la discrétisation des équations différentielles dérivant du principe fondamental de la dynamique appliquée à chaque masse et leur résolution temporelle pas à pas sont explicitement détaillées dans Ruty [162], 2007. Ce modèle permet de simuler l'évolution de l'ouverture glottique par les prédictions des variations de hauteurs à chacune des masses,  $h_{cv1}$  et  $h_{cv2}$ . Une illustration du modèle est représentée sur la figure 3.14.

#### Modèle mécanique

Les masses sont animées d'un mouvement unidirectionnel suivant l'axe  $y$ . Les forces d'impact des cordes vocales sont simulées par un modèle discret de collision paramétré par une ouverture critique,  $h_c$  (Ruty [162], 2007). Le mouvement des cordes vocales est contrôlé par des paramètres mécaniques de masse ( $m_{cv}$ ), de raideur ( $k_{cv}$ ,  $k_{c_{cv}}$ ) et d'amortissement ( $r_{cv}$ ) (cf. FIG 3.14). Dans toutes les simulations présentées,  $k_{c_{cv}}$  est choisi arbitrairement égal à  $0.5k_{cv}$ . Le modèle mécanique est donc identique à celui utilisé dans Ruty [162], 2007.

#### Modèle d'écoulement

Le modèle d'écoulement est estimé suivant les descriptions de fluide parfait en régime stationnaire détaillées dans la section § 3.2.4 **Modèle aérodynamique**. L'utilisation d'une théorie basée sur un calcul de couche limite telle que la méthode de Thwaites est trop coûteuse en temps de calcul pour être implémentée dans un code de simulation temporel du mouvement des cordes vocales. Aussi, les modèles d'écoulements applicables au modèle à deux masses utilisé dans ce travail sont combinées au modèle de

séparation basé sur le critère géométrique de Liljencrants, pour la prédiction des séparations glottiques et ventriculaires. Les pertes de viscosité et le modèle de développement géométrique de jet glottique peuvent être pris en compte de façon optionnelle, suivant les descriptions des paragraphes § 3.2.3 et § 3.2.4. Le modèle aérodynamique quantifie le recouvrement de pression induit par la constriction ventriculaire et diffère en ce point du modèle proposé par Ruty [162], 2007. En effet, si la pression sous-glottique est imposée en entrée de la simulation, la pression en sortie des cordes vocales, communément imposée et approchée par la pression atmosphérique (Vilain [210], 2002, Ruty [162], 2007, Ruty & al. [164], 2007), est remplacée par l'estimation théorique de  $P_{s1}$ , la pression à la séparation glottique. Son estimation est actualisée à chaque itération du vecteur temps de la simulation.

#### *Modèle acoustique*

Dans le cadre de cette étude, la propagation acoustique dans les résonateurs couplés à la source glottique n'est pas prise en compte dans le schéma de résolution.

Les étapes de la simulation numérique au final sont présentées sur la figure 3.15.

### **Etude statique**

L'analyse dynamique du modèle à deux masses permet de suivre les variations temporelles des grandeurs géométriques ( $h_{cv1}, h_{cv2}$ ) et aérodynamiques ( $P_2, \Phi, d\Phi/dt, \Delta P_{cv}$ , forces de pression) en fonction des paramètres de contrôle du système décrit ci-dessus ( $P_0, m_{cv}, k_{cv}, r_{cv}, k_{c_{cv}}, h_c, h_{cv1}(t=0), h_{cv2}(t=0)$ ). Elle permet ainsi de simuler les modes de vibrations des cordes vocales et d'observer dans le temps la modification en fréquence, phase et amplitude de ces vibrations, en interaction aérodynamique avec une géométrie ventriculaire fixe en aval ( $h_{bv}, L_{ventricule}$ ). D'autres paramètres sont pertinents pour simuler cette perturbation : les pressions de seuil d'oscillation  $P_{seuils}$  et la fréquence fondamentale de vibration glottique au seuil d'oscillation,  $f_0$ . La pression d'amorçage des oscillations  $P_{onset}$  représente la pression sous-glottique  $P_0$  minimale nécessaire pour déclencher les oscillations des cordes vocales. La pression  $P_0$  maximale pour laquelle les oscillations s'éteignent correspond à la pression d'offset de phonation,  $P_{offset}$ .

Les prédictions de  $P_{onset}$  et  $f_0$  peuvent être effectuées grâce à une analyse linéaire de stabilité du modèle mécanique des cordes vocales (Cullen & al. [42], 2000, Lopez Arteaga & al. [119], 2006, Van Hirtum & al. [208], 2007, Ruty & al. [164], 2007). L'analyse de stabilité utilisée dans le cadre de ce travail est mise en équation dans Ruty [162], 2007. Elle a été modifiée pour tenir compte de l'interaction aérodynamique avec la constriction ventriculaire. Nous rappelons le principe de l'analyse afin de préciser la variation apportée au schéma de résolution. Les équations du système sont linéarisées. Chaque grandeur est définie comme la somme d'une valeur moyenne à l'équilibre et d'une valeur fluctuante autour de cette position d'équilibre. Les valeurs propres du système lors de sa fluctuation autour d'une position d'équilibre sont calculées. L'étude de leur signe conduit à celle de la déstabilisation des positions d'équilibre du système, à savoir le démarrage des oscillations. En particulier, un équilibre instable est caractérisé par la présence d'une valeur propre avec une partie réelle positive.  $P_{onset}$  et  $f_0$  sont alors déterminés.

La modification majeure apportée à la résolution de Ruty [162], 2007 réside dans la prédiction de la position d'équilibre du système mécanique pour une pression d'alimentation  $P_0$  et une géométrie ventriculaire données. Cette prédiction dépend des forces de pression exercées aux parois du modèle à deux masses, elles-mêmes liées à la valeur de la pression dans le ventricule,  $P_{s1}$ . Aussi, l'estimation de  $P_{s1}$  selon la modélisation théorique proposée dans cette étude pour quantifier le recouvrement de pression induit par les bandes ventriculaires est intégré au calcul des positions d'équilibre du M2M. Cette estimation intervient également dans la linéarisation des équations et la représentation d'état du système. Concrètement, toutes les occurrences de pression supra-glottique, constantes dans Ruty [162], 2007, sont remplacées par une estimation dépendant de la configuration géométrique du larynx et calculée par le modèle d'écoulement décrit section § 3.2 **Modèle aérodynamique**.

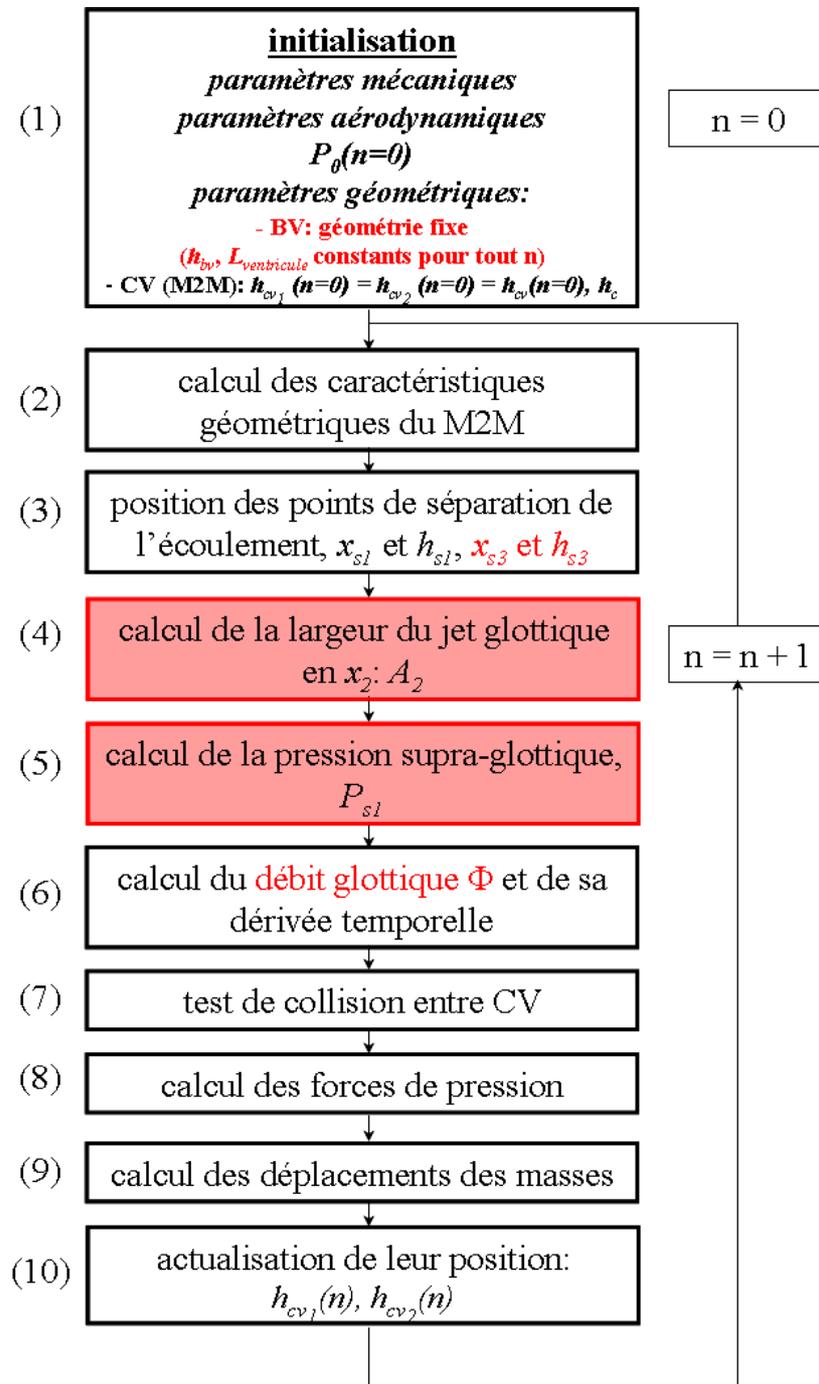


FIG. 3.15 – Résolution temporelle pas à pas des équations du modèle à deux masses M2M dynamique considéré dans cette étude.  $n$  représente le pas de la discrétisation temporelle. Les étapes en rouges sont ajoutés par rapport au schéma de résolution proposé par Rutý <sup>[162]</sup>, 2007.

En addition par rapport à l'étude dynamique, l'influence du résonateur acoustique de longueur  $L_{ventricule}$  séparant les cordes vocales de la constriction ventriculaire est implémentée dans l'analyse linéaire de stabilité. Le couplage acoustique avec la source glottique est supposé avoir un effet significatif lorsque la fréquence fondamentale des cordes vocales approche la fréquence d'un formant (typiquement le premier formant en phonation normale) Rothenberg [156], 1980. Aussi, l'acoustique du résonateur aval est assimilé à un système oscillant du second ordre décrit par des équations différentielles détaillées dans Ruty [162], 2007, suivant une modélisation équivalente à la théorie linéaire du conduit vocal proposée par Flanagan [56], 1972, restreinte à la première résonance acoustique. L'influence du résonateur en amont des cordes vocales ( $L_{trachee}$ ) n'est pas prise en compte dans le cadre de cette étude.

### 3.3.2 Modèle dynamique M2×2M du larynx avec recouvrement de pression

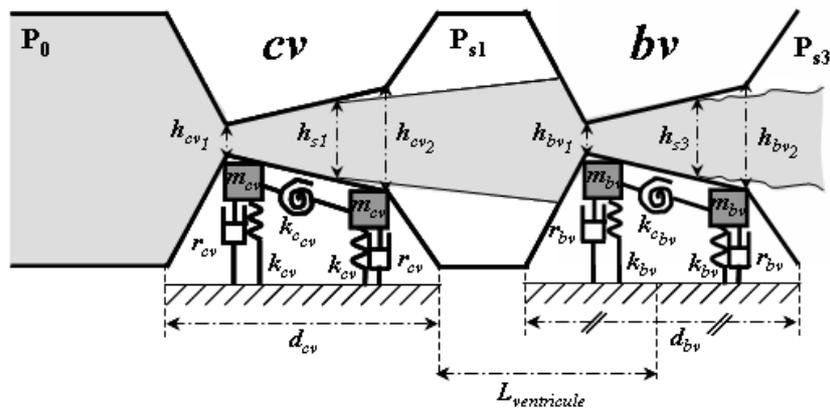


FIG. 3.16 – Illustration schématique du modèle à deux masses des cordes vocales  $M2M_{cv}$ , combinée à un modèle à deux masses de bandes ventriculaires,  $M2M_{bv}$ .  $M2M_{cv}$  et  $M2M_{bv}$  sont couplés par la description théorique de l'écoulement translaryngé, ici illustrée sous l'hypothèse « turb ».  $P_{s3} = 0$ .

Le modèle distribué M2×2M du larynx combine le modèle proposé ci-dessus pour simuler le comportement oscillatoire des cordes vocales, noté  $M2M_{cv}$ , à un modèle mécanique de vibration ventriculaire,  $M2M_{bv}$  (cf. FIG 3.16). Par analogie avec  $M2M_{cv}$ ,  $M2M_{bv}$  est contrôlé par des paramètres de masse ( $m_{bv}$ ), de raideur ( $k_{bv}$ ,  $k_{cbv}$ ) et d'amortissement ( $r_{bv}$ ).

La pression en amont du modèle  $M2M_{bv}$  est égale à la pression supra-glottique  $P_{s1}$  dans le ventricule évaluée à chaque itération du vecteur temporel de la simulation. La pression en sortie du modèle  $M2M_{bv}$  est imposée et approchée par la pression atmosphérique. Le schéma de résolution numérique d'une simulation M2×2M est présenté sur la figure 3.17.

## 3.4 En résumé

Nous avons proposé dans ce chapitre les outils de modélisation physique développés afin de prédire l'influence aérodynamique de la configuration et du comportement dynamique des bandes ventriculaires sur la chute de pression translaryngée et sur la vibration glottique.

Le chapitre suivant décrit les dispositifs expérimentaux *in-vitro* élaborés selon la troisième approche du projet, à des fins de validation de ce travail de modélisation. La confrontation des prédictions théoriques avec les données mesurées (*in-vivo* et *in-vitro*) est exposée dans la seconde partie de l'étude.

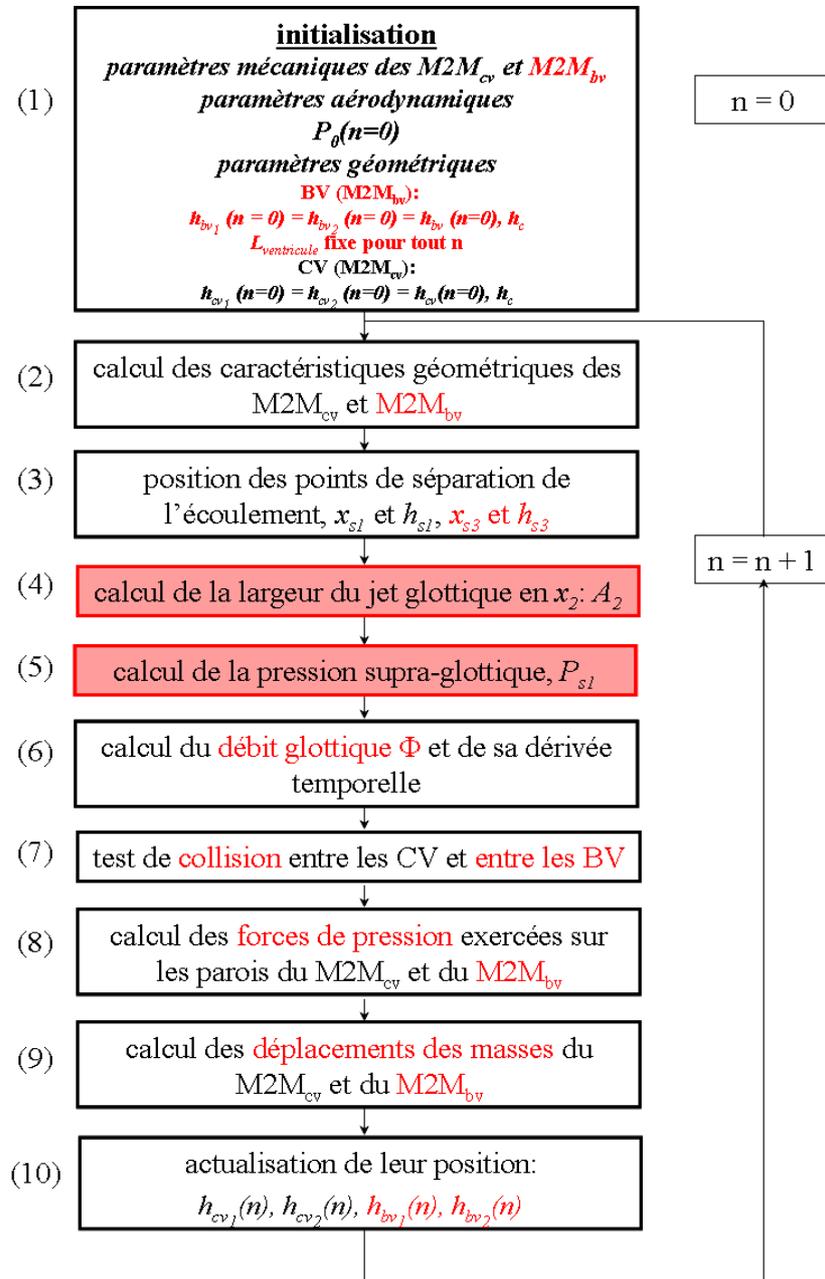


FIG. 3.17 – Résolution temporelle pas à pas des équations du modèle à deux fois deux masses  $M2 \times 2M$  dynamique considéré dans cette étude.  $n$  représente le pas de la discrétisation temporelle. Les étapes en rouges sont ajoutés par rapport au schéma de résolution proposé dans le  $M2M$  de Rutý [162], 2007.

## Chapitre 4

# Comment tester la pertinence du modèle théorique ?

## *Validation in-vitro*

Le troisième axe de cette étude a concerné le développement d'un banc expérimental destiné à qualifier les phénomènes observés *in-vitro* sur des maquettes simplifiées du larynx humain intégrant une maquette de bandes ventriculaires en aval des cordes vocales, et à valider les prédictions théoriques proposées dans le chapitre précédent.

Comme exposé dans le chapitre 1, l'étude de la production vocale est complexe parce qu'elle couple l'interaction de phénomènes acoustiques, aérodynamiques et biomécaniques, et parce que les structures laryngées sont petites, fragiles et cachées. Affranchies des contraintes d'accès propres à l'observation *in-vivo* (*cf.* chapitre 2), les mesures *in-vitro* viennent compléter les données acquises sur l'humain, par le contrôle qu'elles apportent en terme de reproductibilité, répétabilité, précision de mesure, condition expérimentale et parce qu'elles permettent d'isoler les phénomènes physiques.

Après un aperçu des connaissances acquises à ce jour sur les bandes ventriculaires au moyen de l'expérimentation *in-vitro*, nous détaillerons le protocole et les outils d'analyse de notre contribution sur le sujet.

### 4.1 Etat de l'art

De nombreux travaux expérimentaux ont conduit à la reproduction en laboratoire de certaines caractéristiques de l'appareil phonatoire humain, afin d'observer et de quantifier les phénomènes physiques susceptibles de se produire *in-vivo* dans le larynx. Ces travaux *in-vitro* se classifient en deux catégories prédominantes :

- ceux associés aux mesures pratiquées sur des larynx excisés humains ou canins, permettant ainsi d'isoler le larynx des autres parties du système phonatoire.
- ceux consacrés à l'élaboration de maquettes visant la reconstitution de certaines configurations géométriques et/ou dynamiques de l'appareil phonatoire.

Nous nous proposons de recenser ici les études qui se sont attachées à l'exploration *in-vitro* des bandes ventriculaires.

#### 4.1.1 Mesures *in-vitro* sur des larynx excisés

Le comportement visco-élastique des bandes ventriculaires et la comparaison quantitative de leurs propriétés biomécaniques avec celles des cordes vocales, détaillés dans § 1.2.3 **Propriétés biomécaniques**, ont été mis en évidence au moyen de mesures rhéologiques d'indentation réalisées *in-vitro* sur des larynx excisés humains et canins Haji & al. [75], 1992. Le dispositif conçu à cette fin comprend un potentiomètre et un détecteur de force connecté à un indenteur. Son déplacement motorisé de haut en bas a permis des essais de compression uniaxiale exercée à la surface des structures laryngées et l'enregistrement de diagrammes force/déplacement.

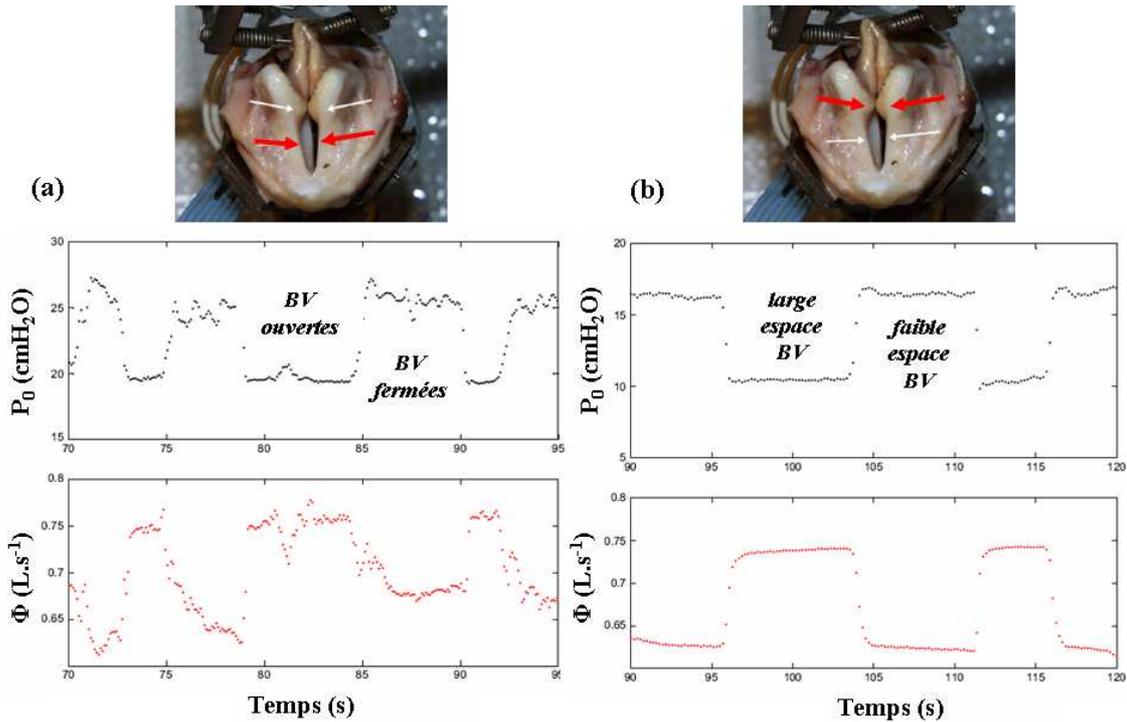


FIG. 4.1 – (a) (de haut en bas) Vue de dessus d'un larynx excisé canin utilisé par Finnegan & Alipour [54], 2009 (Les flèches indiquent les points d'attache des sutures réalisées pour contrôler la position des BV. Les flèches rouges indiquent le mouvement de compression médiane aux résultats présentés en dessous cette photographie). Variations temporelles de la pression sous-glottique moyenne  $P_0$  et du débit d'air moyen  $\Phi$  mesurées pendant un mouvement vibratoire des BV. (b) (de haut en bas) idem qu'en (a), les flèches rouges indiquent le mouvement de compression antéro-postérieure relatif aux résultats présentés en dessous cette photographie. Variations temporelles de la pression sous-glottique moyenne  $P_0$  et du débit d'air moyen  $\Phi$  mesurées pour différents degrés de compression antéro-postérieure des BV. Dans (a) et (b), chaque point correspond à une valeur moyennée calculée sur 10-20 cycles. ((a) et (b) d'après Finnegan & Alipour [54], 2009).

Alipour & al. [4], 2007 et Finnegan & Alipour [54], 2009 ont également travaillé sur des larynx excisés canins et développé un banc expérimental permettant une évaluation objective de l'influence acoustique et aérodynamique de la présence et la position des bandes ventriculaires en aval des cordes vocales. Dans Finnegan & Alipour [54], 2009, chaque larynx est monté sur un tube de 19mm, relié à une arrivée d'air chaud, pressurisé et humide. La pression sous-glottique est ainsi contrôlée par l'expérimentateur. L'adduction des cordes vocales est réalisée grâce un dispositif mécanique pressant les aryténoïdes l'un contre l'autre ou par le biais d'une suture simulant l'action du muscle latéral crico-aryténoïdien telle qu'elle s'exprime *in-vivo* lors de la fermeture des aryténoïdes. Afin de contrôler l'ouverture des bandes ventriculaires et modifier leur position, des sutures ont été cousues également sur leurs parties postérieure

et tiers-médiane, comme indiqué sur la figure 4.1. La pression sous-glottique, le débit de l'air et le signal acoustique ont été acquis pour différentes conditions d'auto-oscillation des cordes vocales et de position ventriculaire. Une vibration des bandes ventriculaires a pu être observée dans certaines configurations géométriques et aérodynamiques (pour de fortes pressions et de forts débits d'air). Des mesures EGG ont également permis de quantifier la fréquence des oscillations.

Les résultats liés à l'impact acoustique des bandes ventriculaires ont été présentés dans la section § 1.3.2 **Couplage acoustique**. Finnegan & Alipour <sup>[54]</sup>, 2009 montrent que la vibration des bandes ventriculaires peut aider à renforcer la périodicité des oscillations glottiques. Les conclusions abouties sur leur influence aérodynamique sont présentées sur la figure 4.1. En comprimant l'espace médian entre les bandes ventriculaires dans une phase de co-vibration avec les cordes vocales, Finnegan & Alipour <sup>[54]</sup>, 2009 observent une augmentation de la pression sous-glottique moyenne de 19.5 à 26cmH<sub>2</sub>O et une diminution du débit d'air moyen de 755 à 680 mL.s<sup>-1</sup> (cf. figure 4.1 (a)). Pendant l'oscillation ventriculaire, le signal EGG présente un double pic. La fréquence moyenne des oscillations déduite de ce signal par une détection de changement de signe (« zero crossing ») mesure 107.8Hz en condition d'adduction ventriculaire, contre 99.1Hz en condition d'abduction. Finnegan & Alipour <sup>[54]</sup>, 2009 émettent une réserve sur la pertinence de ce calcul en raison de l'altération mesurée sur le signal EGG et suggèrent que le second partiel ait pu être détecté à la place de la fréquence fondamentale. En augmentant l'ouverture ventriculaire *via* une tension appliquée aux sutures postérieures (près de l'apophyse vocale), Finnegan & Alipour <sup>[54]</sup>, 2009 mesurent une diminution de 30% de la pression sous-glottique moyenne et une augmentation du débit d'air de 15%, soit une chute de la résistance laryngée (cf. figure 4.1 (b)). Le son laryngé est modifié par cette manipulation, même si aucun changement significatif de la fréquence fondamentale n'est détecté à partir du signal EGG.

#### 4.1.2 Mesures *in-vitro* sur des maquettes de l'appareil phonatoire

Shadle & al. <sup>[182]</sup>, 1991 ont intégré une maquette de bandes ventriculaires rigides statiques en aval d'une maquette rigide de cordes vocales capable d'oscillations, à l'échelle 1 :1. Une des cordes vocales est figée, l'autre est connectée à un vibreur mécanique et permet de simuler une modulation périodique, forcée et contrôlable de l'écoulement d'air. Les bandes ventriculaires ont un profil arrondi ; les cordes vocales forment un conduit parallèle et un espace glottique rectangulaire, à l'image d'un modèle à une masse théorique. Ce dispositif a été conçu principalement pour permettre une visualisation qualitative de l'écoulement d'air en interaction avec ces structures, par injection de fumée dans le conduit sous-glottique. Cette manipulation s'est réalisée avec et sans bande ventriculaire en aval de la glotte, dans une condition d'écoulement statique sans vibration de cordes vocales. Shadle & al. <sup>[182]</sup>, 1991 ont ainsi observé que les bandes ventriculaires impliquaient un redressement du jet glottique, dévié par effet Coanda en leur absence. Ce résultat s'est confirmé pour des configurations glottiques décentrées.

Pelorson & al. <sup>[149]</sup>, 1995 ont validé leurs estimations théoriques au moyen d'une expérimentation *in-vitro* réalisée sur une maquette statique du larynx à l'échelle 3 :1. Une injection de CO<sub>2</sub> a permis une visualisation d'écoulement par technique Schlieren (Pelorson & al. <sup>[147]</sup>, 1994). Un système de capteurs a permis de mesurer la distribution de pression en plusieurs points du dispositif. Pelorson & al. <sup>[149]</sup>, 1995 ont visualisé le réattachement du jet glottique sur les bandes ventriculaires, et mesuré un recouvrement de pression significatif atténuant la chute de pression transglottique, comme observé par Miller & al. <sup>[134]</sup>, 1988. Cependant, ces effets ont été observés après un laps de temps prolongé et dans des conditions d'écoulement stationnaire. Les auteurs émettent à ce titre une réserve sur la pertinence de ces effets pendant la phonation.

Gauffin & al. <sup>[63]</sup>, 1983 ont développé un banc expérimental comprenant une maquette statique de cordes vocales couplée à une maquette de bandes ventriculaires amovibles. Gauffin & al. <sup>[63]</sup>, 1983 mesurent également un recouvrement de pression, plus important pour un profil convergent de cordes vocales que pour un profil divergent : la résistance de l'écoulement est plus élevée pour un canal glottique di-

vergent.

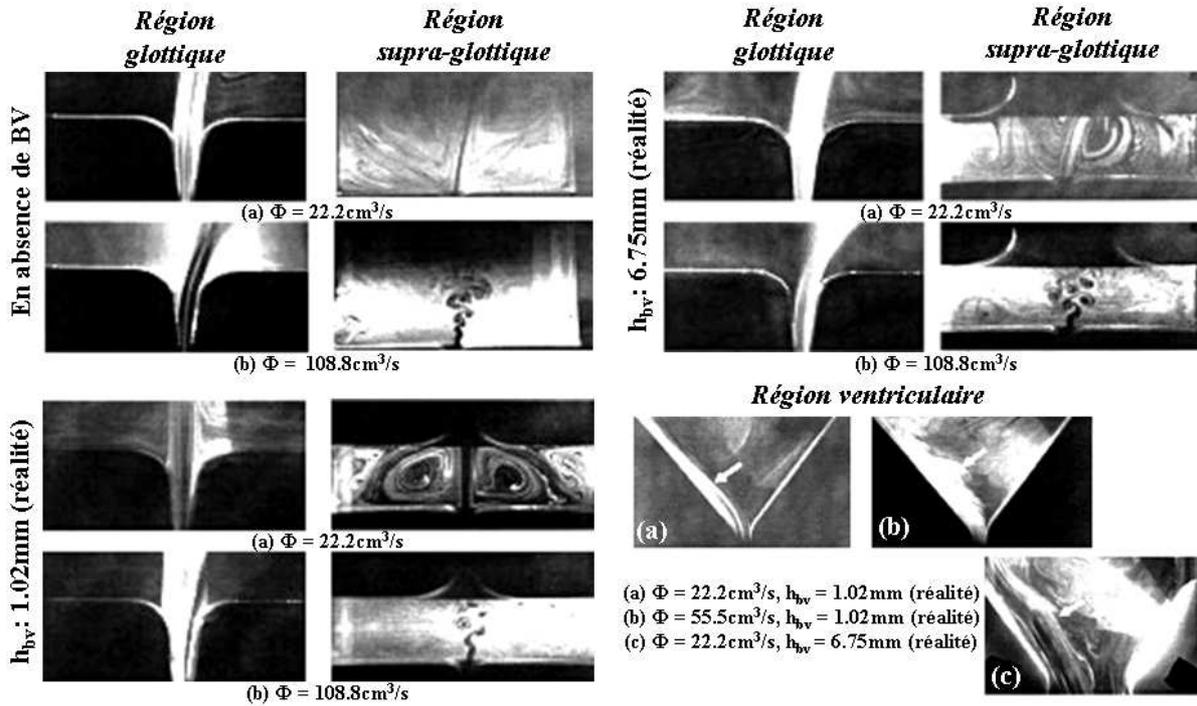


FIG. 4.2 – Visualisation d’écoulement sur une maquette rigide statique du larynx combinant une maquette de cordes vocales et une maquette de bandes ventriculaires, en différents points du canal du dispositif et pour différentes configurations géométriques et aérodynamiques. D’après Kucinschi & al. [108], 2006.

Kucinschi & al. [108], 2006 ont décrit les perturbations générées sur l’écoulement laryngé par deux ouvertures ventriculaires au moyen d’injection de fumée dans une maquette rigide statique du larynx à l’échelle 7.5 :1. La maquette de cordes vocales utilisée présente un profil symétrique divergent de  $10^\circ$ , un diamètre glottique minimal de  $0.4\text{mm}$  (à échelle réelle), une longueur de  $12\text{mm}$  (à échelle réelle) (Scherer & al. [174], 2001, Shinwari & al. [183], 2003). Les bandes ventriculaires sont situées à  $6.04\text{mm}$  de la fin du canal glottique (à échelle réelle). Elles forment un angle divergent de  $60^\circ$ . Les ouvertures  $h_{bv}$  considérées valent  $1.02\text{mm}$  et  $6.75\text{mm}$  à échelle réelle. Le débit d’air volumique  $\Phi$  est varié paramétriquement entre 22 et  $667\text{cm}^3/\text{s}$  (à échelle réelle).

#### Configuration de référence sans bande ventriculaire

La visualisation d’écoulement obtenue pour la configuration de référence est illustrée sur la figure 4.2 pour deux valeurs de débit  $\Phi$  ( $22.2$  et  $108.8\text{cm}^3/\text{s}$ , soit une chute de pression translaryngée mesurée de  $0.23$  et  $3.77\text{cmH}_2\text{O}$  respectivement). Pour  $\Phi = 22.2\text{cm}^3/\text{s}$ , le jet glottique est dévié par effet Coanda et laminaire. Le jet peut s’incurver alternativement d’un côté ou de l’autre des parois des cordes vocales en réponse à une perturbation en aval, manifestant une bistabilité dans son orientation. La déviation du jet augmente pour un débit plus élevé, et transite vers un comportement instationnaire après la séparation glottique, caractérisé par des instabilités de Kelvin-Helmoltz (Goldstein [67], 1976) conduisant à une dissipation turbulente (cf. figure 4.2).

#### Configuration avec bandes ventriculaires

La figure 4.2 montre l’écoulement obtenu près de la glotte et dans le ventricule pour les deux constrict-

tions ventriculaires étudiées et les deux valeurs de débit  $\Phi$ . Pour  $\Phi = 22.2\text{cm}^3/\text{s}$ , la présence d'une constriction ventriculaire étroite ( $h_{bv}/h_{cv} = 2.55$ ) stabilise, accélère et redresse le jet glottique dans le ventricule, conformément aux observations de Shadle & al. <sup>[182]</sup>, 1991 et Pelorson & al. <sup>[149]</sup>, 1995. A la sortie des bandes ventriculaires, le jet est laminaire, bidimensionnel et bistable (*cf.* figure 4.2). Bien qu'il reste moins dévié qu'en absence de bandes ventriculaires, l'incurvation du jet par effet Coanda augmente avec le débit. Pour  $\Phi = 108.8\text{cm}^3/\text{s}$ , le jet dans le ventricule développe des instabilités turbulentes de Kelvin-Helmoltz, à des distances de la glotte plus éloignées que dans la configuration de référence néanmoins. Aussi, quelque soit le débit, en présence de la constriction ventriculaire étroite, le jet glottique garde un comportement laminaire sur une plus longue distance après la séparation de l'écoulement aux cordes vocales. Le comportement de l'écoulement pour la constriction ventriculaire la plus large ( $h_{bv}/h_{cv} = 16.9$ ) est semblable à la configuration sans bande ventriculaire dans le dispositif, avec un effet Coanda moins marqué malgré tout.

Grâce à un système de capteurs de pression, Kucinski & al. <sup>[108]</sup>, 2006 mesurent également une chute de pression translaryngée (entre la trachée et la fin des bandes ventriculaires) plus basse aux faibles valeurs de débit volumique pour l'ouverture ventriculaire la plus étroite (pour  $\Phi = 22.2\text{cm}^3/\text{s}$  (respectivement  $108.8\text{cm}^3/\text{s}$ ) soit  $Re = 238$  (respectivement  $Re = 1170$ ), la chute de pression totale mesurée vaut alors  $0.21\text{cmH}_2\text{O}$  (respectivement  $3.77\text{cmH}_2\text{O}$ ). La chute de pression aux faibles valeurs de  $\Phi$  est alors diminuée par rapport à la configuration de référence. Lorsque le débit augmente néanmoins, les chutes de pression translaryngées mesurées sont plus grandes en présence de bandes ventriculaires qu'en leur absence, et ce, pour les deux géométries considérées.

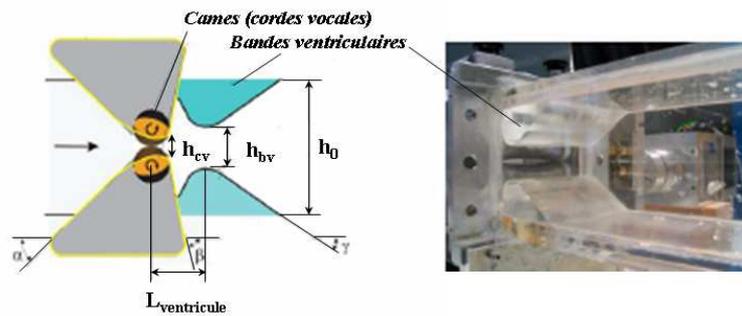


FIG. 4.3 – Illustration schématique et photographie de la maquette du larynx utilisée dans Triep & al. <sup>[202]</sup>, 2005 (de gauche à droite).  $\alpha = 45^\circ$ ;  $\beta = 80^\circ$ ;  $\gamma = 35^\circ$ ;  $(h_{cv})_{max} = 8\text{mm}$ ;  $h_{bv}/(h_{cv})_{max} = 2.25$ ;  $h_0 = 60\text{mm}$ ;  $L_{ventricule}/h_0 = 0.40$ . D'après Brücker & al. <sup>[27]</sup>, 2004 et Triep & al. <sup>[202]</sup>, 2005.

Brücker & al. <sup>[27]</sup>, 2004 et Triep & al. <sup>[202]</sup>, 2005 ont proposé une analyse détaillée de la dynamique des structures tourbillonnaires instationnaires se développant en aval de la glotte lors d'une phonation à environ 120Hz. Pour ce faire, ils ont élaboré un dispositif *in-vitro* alimenté par un circuit d'eau sous pression, comprenant une maquette dynamique à l'échelle 3 : 1 des cordes vocales, combinée à une maquette de bandes ventriculaires rigide statique. La maquette de cordes vocales est composée de deux cylindres rotatifs (cames) recouverts d'une membrane tendue en silicone, capables de reproduire mécaniquement les profils glottiques dessinés pendant un cycle d'oscillation des cordes vocales. La figure 4.3 illustre la maquette du larynx alignant les maquettes de cordes vocales et de bandes ventriculaires et précise ses dimensions. Une caractérisation de l'écoulement par Vélocimétrie par Image de Particules (PIV, Particle Image Velocimetry) réalisées au moyen d'une caméra ultra-rapide ont permis de quantifier l'évolution spatio-temporelle du jet glottique et d'étudier son interaction avec les bandes ventriculaires. Brücker & al. <sup>[27]</sup>, 2004 et Triep & al. <sup>[202]</sup>, 2005 montrent ainsi que l'effet Coanda peut se produire en conditions instationnaires et suggèrent son importance pour l'oscillation des bandes ventriculaires. En dépit de la symétrie du dispositif, le jet émergent des bandes ventriculaires s'attache aléatoirement à une ou aux deux bandes ventriculaires d'un cycle à l'autre, exhibant ainsi un comportement bistable également observé par Kucinski & al. <sup>[108]</sup>, 2006 en condition d'écoulement stationnaire. L'analyse comparée d'une mesure

avec et sans bande ventriculaire pour une même phase du cycle glottique montre un léger retard dans la formation du jet induit par la présence des bandes ventriculaires. L'espace minimal entre les bandes ventriculaires constitue la zone de plus grandes fluctuations au centre du jet. L'expansion radiale du jet est davantage prononcée en leur absence.

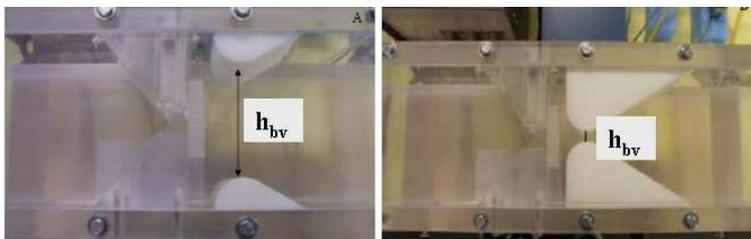


FIG. 4.4 – Photographie de la maquette du larynx rigide statique 7.5 :1 utilisée par Agarwal [2], 2004, avec les deux valeurs extrêmes choisies pour l'ouverture ventriculaire  $h_{bv}$ .  $h_{cv} = 3.2\text{mm}$ . Les bandes ventriculaires sont éloignées de 6mm des cordes vocales. D'après Agarwal [2], 2004.

Agarwal [2], 2004 a apporté une large contribution à l'étude *in-vitro* des bandes ventriculaires en phonation. Son travail visait une meilleure compréhension de l'influence de la constriction ventriculaire sur la résistance de l'écoulement translaryngé pendant un cycle glottique, au moyen d'une expérimentation menée sur une maquette statique du larynx à l'échelle 7.5 :1 (cf. figure 4.4) (Shinwari & al. [183], 2003, Scherer & al. [174], 2001). Huit paires de bandes ventriculaires ont été conçues d'après l'exploration *in-vivo* menée en parallèle (Agarwal & al. [3], 2003, Agarwal [2], 2004). Une illustration des bandes ventriculaires élaborées est donnée figure 4.4.

Agarwal [2], 2004 définit la chute de pression translaryngée comme la différence de pression mesurée entre un capteur situé 8mm en amont des cordes vocales ( $C_1$ ) et un capteur situé 230mm en aval ( $C_3$ ). La chute de pression transglottique correspond à la différence de pression mesurée entre  $C_1$  et un capteur situé dans le ventricule, 7mm en aval de la maquette de cordes vocales ( $C_2$ ). Pour chaque configuration géométrique, la résistance à l'écoulement a été calculée comme le rapport de la chute de pression translaryngée par le débit correspondant. A titre de référence, la résistance à l'écoulement a été initialement évaluée sans bande ventriculaire dans le montage expérimental, puis comparée à la mesure avec les bandes ventriculaires. Aucune prise de pression n'a été réalisée sur les bandes ventriculaires. Des capteurs de pression disposés dans le canal glottique ont permis la mesure de profils de pression intra-glottique pour trois configurations laryngées.

Dans un premier temps, à  $L_{ventricule}$  fixé (distance cordes vocales / bandes ventriculaires fixée à 6mm),  $h_{bv}/h_{cv}$  est paramétriquement varié. 5 géométries glottiques (angles et diamètres variables) ont été considérées pour 5 à 7 valeurs de  $h_{bv}$ . Dans un second temps, pour 7 valeurs de  $h_{bv}/h_{cv}$  fixées,  $L_{ventricule}$  est paramétriquement varié, multiplié par un facteur 0.5, 1 et 2 par rapport à sa valeur attendue en phonation normale. Pour chaque géométrie, les débits d'air à travers la maquette ont été ajustés pour établir 7 chutes de pression constantes, variées entre 1 et  $25\text{cmH}_2\text{O}$ .

De ce protocole expérimental, Agarwal & al. [3], 2003 et Agarwal [2], 2004 suggèrent que :

- La résistance de l'écoulement translaryngé est inchangée par la présence des bandes ventriculaires si  $h_{bv} \geq 8 \cdot h_{cv}$ .
- La résistance de l'écoulement translaryngé augmente du fait de la présence des bandes ventriculaires si  $h_{bv} \leq h_{cv}$ .
- Pour des ouvertures ventriculaires intermédiaires, *i.e.* telles que  $h_{cv} < h_{bv} < 8 \cdot h_{cv}$ , la résistance de l'écoulement translaryngé diminue, et ce, jusqu'à 25%. Autrement dit, le débit d'air est accéléré du fait de la présence des bandes ventriculaires. Le taux de diminution dans la résistance translaryngée

dépend fortement du diamètre et de l'angle glottiques, et de la pression sous-glottique dans une moindre mesure.

- Pour les quelques conditions expérimentales testées,  $L_{ventricule}$  n'affecte pas la résistance de l'écoulement de manière significative.
- Les distributions de pression obtenues pour différentes géométries laryngées montrent que la chute de pression transglottique garde sa forme générale. Les pressions négatives intraglottiques diminuent pour  $h_{bv}/h_{cv} = 1.9$ .

En résumé, les études mentionnées ci-dessus dans l'exploration *in-vitro* de l'influence aérodynamique des bandes ventriculaires en phonation ont mesuré un impact significatif de leur présence et leur position sur la résistance de l'air translaryngé. Le débit d'air dans le larynx peut se trouver accéléré, retardé ou in affecté suivant la configuration géométrique considérée, et spécifiquement suivant le ratio des ouvertures glottique et ventriculaire,  $h_{bv}/h_{cv}$  (Agarwal & al. [3], 2003, Agarwal [2], 2004, Kucinski & al. [108], 2006, Finnegan & Alipour [54], 2009). L'influence de  $L_{ventricule}$  reste peu explorée. Un tel phénomène a été mis en évidence sur des plates-formes expérimentales mais aucune description théorique en parallèle n'a permis de comprendre la physique sous-jacente. Ces mesures ont ainsi été menées à titre exploratoire et non dans l'idée d'une validation de modèles physiques. D'autre part, les maquettes du larynx utilisées à ce jour autour de la question des bandes ventriculaires comprennent des maquettes de cordes vocales rigides, statiques (Gauffin & al. [63], 1983, Pelorson & al. [149], 1995, Agarwal & al. [3], 2003, Agarwal [2], 2004, Kucinski & al. [108], 2006) ou en oscillations forcées (Shadle & al. [182], 1991, Triep & al. [202], 2005), et la plupart des mesures effectuées ont été analysées d'un point de vue (quasi-)stationnaire.

## 4.2 Description de l'exploration *in-vitro*

L'exploration *in-vitro* réalisée dans le cadre de cette thèse passe au préalable par la conception de divers bancs de mesures expérimentaux permettant l'étude de la production de parole dans des conditions d'écoulement (quasi-)stationnaires et instationnaires. Nous décrivons dans la suite les différents dispositifs utilisés, par ordre de complexité croissante en terme de degré de mobilité des cordes vocales.

### 4.2.1 Maquettes du larynx

La complexité de la géométrie et du comportement laryngés rend illusoire toute maquette répliquant le système phonatoire humain. Cette représentation ne pourrait, en outre, correspondre qu'à une configuration temporaire chez un sujet particulier, puisque la géométrie varie non seulement chez un locuteur en fonction de son contexte de communication (parole, chuchotement, cri, chant, *etc.*) et de son état physiologique (fatigue, stress, pathologie vocale, *etc.*), mais aussi très fortement entre les individus (sexe, entraînement vocal, *etc.*) (*cf.* **1.2.1 Propriétés géométriques**). Face à la diversité des configurations possibles, et dans le but *in fine* de tester la pertinence de nos modèles théoriques, le choix des maquettes s'est porté vers une géométrie simple, qui n'a pas la prétention de reproduire une réalité physiologique. La démarche consiste davantage à approcher des conditions mécaniques et d'écoulement comparables à celles observées en phonation humaine.

En définitive, les dispositifs élaborés comprennent une maquette de cordes vocales à l'échelle 3 : 1 à laquelle est adjointe en aval une maquette rigide de bandes ventriculaires, de géométrie ajustable.

Deux maquettes de cordes vocales ont été utilisées :

- une maquette rigide statique,
- une maquette déformable auto-oscillante.

Ces maquettes ont été couplées à deux maquettes de bandes ventriculaires :

- une maquette rigide statique,
- une maquette rigide en oscillations forcées.

Pour chaque dispositif, la similarité dynamique entre le montage expérimental *in-vitro* et la réalité physiologique est préservée par la conservation des nombres de Reynolds  $Re$  et de Strouhal  $Sr$  (cf. chapitre 3). L'égalité des nombres de Reynolds et la similarité géométrique ( $x = 3 \cdot \tilde{x}$ ) mènent à un rapport de vitesses mesurées *in-vitro* ( $u$ ) et *in-vivo* ( $\tilde{u}$ ) tel que :  $u/\tilde{u} = \tilde{x}/x = 1/3$ . L'égalité des nombres de Strouhal conduisent à un rapport des fréquences mesurées *in-vitro* ( $f$ ) et *in-vivo* ( $\tilde{f}$ ) tel que :  $f/\tilde{f} = (\tilde{x}/x)^2 = 1/9$ .

La correspondance entre les données physiologiques et les données *in-vitro* permises par les dispositifs statiques et dynamiques est détaillée dans le tableau 4.2, qui vient compléter le tableau 1.2. Les variables géométriques introduites dans la description des plates-formes expérimentales font référence aux figures 1.7 et 3.8.

### Définition des ouvertures glottique et ventriculaire

Quelque soit le dispositif expérimental utilisé, la distance séparant les cordes vocales sur la maquette de cordes vocales et celle séparant les bandes ventriculaires sur la maquette de bandes ventriculaires dépendent du plan de coupe considéré. Elles peuvent donc être caractérisées de plusieurs façons. Nous proposons ici la définition des variables géométriques introduites pour mesurer les ouvertures glottique et ventriculaire sur les différentes maquettes du larynx utilisées .

Nous nous plaçons dans le repère  $(x, y, z)$  défini sur la figure 4.5 de sorte que la direction  $z$  suive l'axe glottique médian de la maquette de cordes vocales, et que le plan  $z = 0$  scinde la maquette à sa demi-épaisseur  $W_{cv}/2$ .

La figure 4.5 schématise, à un instant  $t$  fixé, les variations suivant  $x$  et  $z$  de la distance séparant les bandes ventriculaires, notée  $H_{bv}(x, z, t)$ , et celles de la distance séparant les cordes vocales, notée  $H_{cv}(x, z, t)$ , observées sur les maquettes rigides du larynx d'une part ( $(a_1)$ ,  $(a_2)$  et  $((b_1)$ ,  $(b_2))$ ) et sur la maquette du larynx couplant une maquette rigide de bandes ventriculaires et la maquette déformable auto-oscillante de cordes vocales d'autre part ( $(a_3)$  et  $(b_3)$ ). Par définition, quelle que soit la maquette considérée, nous posons :

$$h_{bv}(z, t) = \min_x H_{bv}(x, z, t) \quad (4.1)$$

$$h_{cv}(z, t) = \min_x H_{cv}(x, z, t) \quad (4.2)$$

Les maquettes rigides du larynx sont telles que  $h_{bv}(z, t) = h_{bv}(t)$  et  $h_{cv}(z, t) = h_{cv}(t)$ , comme illustré sur les figures 4.5  $(a_2)$  et  $(b_2)$ . Dans la suite, nous définissons l'ouverture glottique sur la maquette auto-oscillante de cordes vocales par l'écartement entre les cordes vocales au centre de la maquette :

$$h_{cv}^0(t) = h_{cv}(z = 0, t) \quad (4.3)$$

Nous noterons  $\overline{h_{cv}^0}$  la moyenne temporelle de  $h_{cv}^0(t)$  sur un cycle glottique.

En définitive, dans le cadre de cette étude, les quantités  $h_{cv}(t)$  et  $h_{bv}(t)$  font référence soit aux ouvertures glottique et ventriculaire théoriques issues du travail de modélisation physique (cf. § 3.2.1), soit aux ouvertures glottique et ventriculaire mesurées sur les maquettes rigides du larynx. Elles se distinguent des ouvertures glottique et ventriculaire mesurées sur l'humain  $\tilde{h}_{cv}(z, t)$  et  $\tilde{h}_{bv}(z, t)$ , dépendantes de la position latérale  $z$  observée (cf. § 2.3.2).

### Maquette rigide de cordes vocales

La maquette statique du larynx est constituée d'une maquette en dural de cordes vocales d'épaisseur  $W_{cv} = 25\text{mm}$ , de géométrie ronde (rayon de courbure  $d_{cv}/2 = 6\text{mm}$ ), couplée en aval à une maquette en

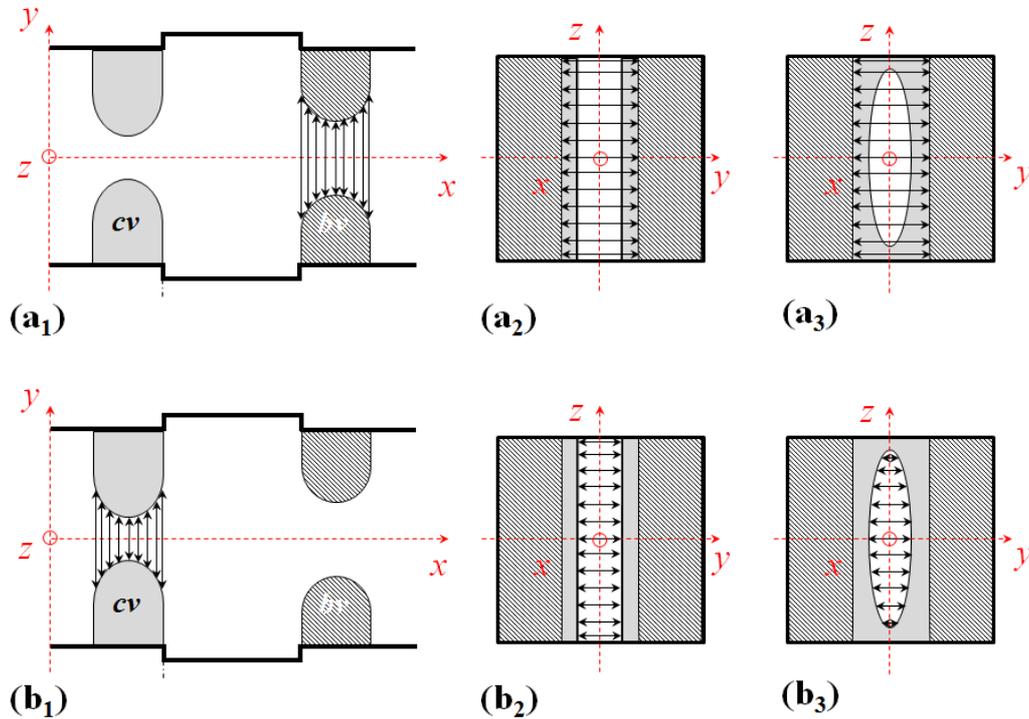


FIG. 4.5 – (a<sub>1</sub>) (resp. (b<sub>1</sub>)) Description de la distance  $H_{bv}$  (resp.  $H_{cv}$ ) sur une représentation schématique de la maquette rigide du larynx (vue en coupe dans le plan coronal), et de sa variation par rapport à  $x$ , à  $z$  fixé; (a<sub>2</sub>) (resp. (b<sub>2</sub>)) Description de la distance  $h_{bv}$  (resp.  $h_{cv}$ ) sur une représentation schématique de la maquette rigide du larynx en vue frontale. Illustration de l'indépendance de  $h_{bv}$  et  $h_{cv}$  par rapport à  $z$  pour cette maquette; (a<sub>3</sub>) (resp. (b<sub>3</sub>)) Description de la distance  $h_{bv}$  (resp.  $h_{cv}$ ) sur une représentation schématique de la maquette du larynx couplant une maquette rigide de bandes ventriculaires et la maquette déformable auto-oscillante de cordes vocales, en vue frontale. Illustration de l'indépendance de  $h_{bv}$  et de la variation de  $h_{cv}$  par rapport à  $z$  pour ce dispositif.

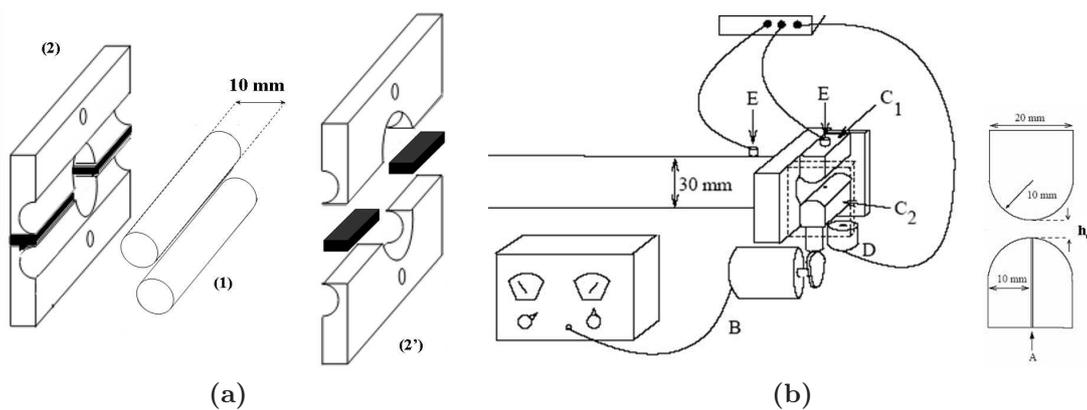


FIG. 4.6 – (a) Représentation schématique de la maquette de cordes vocales rigides statiques. (1) : cylindres métalliques; (2), (2') : pièces en plexiglas enserrant les cylindres. D'après Ruty [162], 2007. (b) Représentation schématique du dispositif comprenant la maquette de bandes ventriculaires rigides en oscillations forcées (à gauche), canal à géométrie ronde formé par les cordes vocales (à droite). B : moteur à excentrique; D : capteur optique de position; C : maquette de bandes ventriculaires fixe (C<sub>1</sub>) et mobile (C<sub>2</sub>); E : capteur de pression. D'après Vilain [210], 2002.

dural de bandes ventriculaires d'épaisseur  $W_{bv} = 25\text{mm}$ , de géométrie ronde (rayon de courbure  $d_{bv}/2 = 5\text{mm}$ ). La maquette de cordes vocales est constituée de deux cylindres représentés sur la figure 4.6 (a). L'ouverture glottique  $h_{cv}$  et l'ouverture ventriculaire  $h_{bv}$  sont contrôlées paramétriquement avec une précision de  $\pm 0.05\text{mm}$  via l'utilisation de cales étalons. L'espace séparant les deux maquettes et formant à ce titre le ventricule de Morgagni est constitué d'un tube cylindrique en plexiglas de section uniforme ( $h_{ventricule} = 26\text{mm}$ ) et de longueur  $L_{ventricule}$  variable. Plusieurs distances  $L_{ventricule}$  ont été testées (26mm, 31mm, 36mm, 41mm, 51mm, 71mm, 91mm, 111mm, 131mm et 181mm), même si certaines d'entre elles sont très éloignées d'une géométrie réaliste (cf. chapitre 1). Bien que ces différentes longueurs décrivent des réalités physiologiques distinctes, leurs analyses présentent tout leur intérêt en confrontation l'une avec l'autre pour mieux appréhender la différence des phénomènes physiques impliqués dans chaque configuration. Sauf cas particuliers,  $L_{ventricule}$  est choisi égal à 26mm, à savoir la plus petite distance autorisée par le dispositif.

### Maquette déformable de cordes vocales

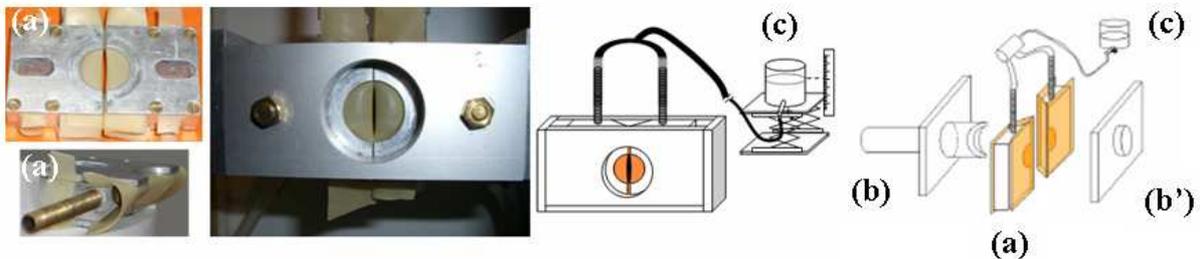


FIG. 4.7 – Photographies et représentations schématiques de la maquette déformable auto-oscillante de cordes vocales. (a) : membrane de latex tendue sur la pièce métallique, (b), (b') : pièces métalliques évidées constituant le corps de la corde vocale, (c) : réservoir d'eau sous pression. Schémas d'après Rutu [162], 2007.

Afin de réaliser des conditions d'écoulement instationnaires, un autre dispositif a été développé. Il est constitué d'une maquette de cordes vocales déformable ( $W_{cv} = 20\text{mm}$ ), composée de membranes de latex (Piercan Ltd) d'épaisseur  $0.2\text{mm}$  ( $\pm 10\%$ ), remplies d'eau sous pression simulant une tension intrinsèque, notée  $P_i$ . Pour une pression d'alimentation  $P_0$  suffisante, la maquette de cordes vocales est capable d'entrer dans un régime d'oscillations auto-entretenues. Les pressions d'alimentation, l'amplitude vibratoire et les fréquences d'oscillations sont comparables à celles rencontrées en phonation humaine (cf. tableau 4.2). Cette maquette est inspirée de la maquette de lèvres vibrantes décrite dans Gilbert & al. [66], 1998, son principe est détaillé dans Rutu & al. [163], 2006 et illustré figure 4.7.

#### *CV en oscillations auto-entretenues et BV statiques*

La maquette dynamique de cordes vocales a été utilisée dans deux plates-formes expérimentales différentes :

- Une plate-forme destinée à la mesure de la distribution de pression.

Les maquettes de bandes ventriculaires et du ventricule laryngé sont alors identiques à celles utilisées dans la configuration rigide statique mentionnée précédemment, à  $L_{ventricule}$  et  $h_{bv}$  fixés. Une illustration de l'ensemble du dispositif expérimental est donné sur la figure 4.8. La pression interne de la maquette déformable auto-oscillante est ajustée par la variation de la hauteur de la colonne d'eau reliée au montage. Cette pression peut varier de 0 à 10kPa. Elle a une influence directe sur les propriétés mécaniques et géométriques de la maquette ( $d_{cv}$ ,  $h_{cv}^0(t=0)$ ). Sauf indication contraire, elle est maintenue à 5000Pa dans le cadre de ce travail. Cette valeur correspond à un comportement

vibratoire optimal, observé de manière analogue chez Ruty & al. [164], 2007 et Ruty [162], 2007. Dans cette configuration, la longueur glottique longitudinale  $d_{cv}$  mesure 9mm. Afin d'éviter un couplage acoustique significatif avec les conduits en amont de la maquette de cordes vocales (Zhang & al. [223], 2006, Ruty [162], 2007), la longueur du résonateur quart d'onde en entrée du dispositif,  $L_{trachée}$ , est réduite à 119mm. Cette longueur induit une première résonance acoustique aux environs de 714Hz, excédant largement la fréquence fondamentale des oscillations de l'écoulement, typiquement mesurée en-deçà de 200Hz.

- (a) "cordes vocales" auto-oscillantes
- (b) "ventricule laryngé"
- (c) "bandes ventriculaires" rigides statiques
- (d) réservoir de pression (P.)

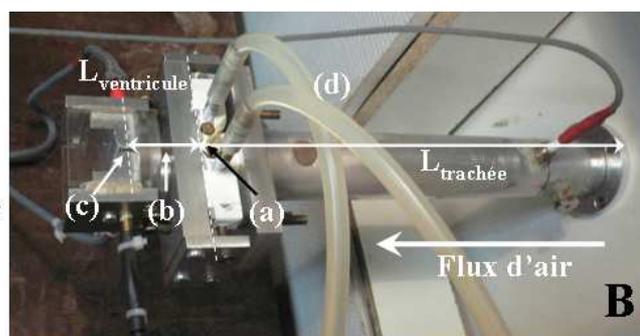


FIG. 4.8 – Photographies de la maquette déformable auto-oscillante de cordes vocales couplée à la maquette rigide statique de bandes ventriculaires. A : vue d'ensemble du dispositif; B : vue de dessus; C : vue de face; D : vue de profil.

- Une plate-forme destinée à des mesures vélocimétriques par images de particules (PIV), effectuées à la *School of Physics, Acoustics and Fluid Dynamics group, University of Edinburgh*, dans le cadre d'une collaboration avec Michael Newton et Murray Campbell.

La maquette de cordes vocales a été couplée à un ventricule laryngé de section carrée, de longueurs interne 25mm ( $h_{ventricule}$ ) et externe 29mm<sup>1</sup>. Afin d'obtenir un champ d'observation le plus large possible, deux demi-cylindres métalliques d'épaisseur  $W_{bv} = 25$ mm et de géométrie ronde (rayon de courbure  $d_{bv}/2 = 5$ mm) ont été collés directement dans le ventricule en guise de bandes ventriculaires (cf. figure 4.9). Plusieurs conduits vocaux ont ainsi été construits en cohérence avec les dimensions de la réalité physiologique, rapportées par Agarwal & al. [3], 2003 et Agarwal [2], 2004. Peu de

<sup>1</sup>Conduits construits par l'assemblage de plaques de verre d'épaisseur 2mm, découpées au détail (Société Générale de Miroiterie, Grenoble).

configurations géométriques ont néanmoins pu être testées dans le cadre de cette thèse :  $h_{bv} = 3\text{mm}$  ou  $1\text{mm}$ ,  $L_{ventricule} = 24\text{mm}$  ou  $16\text{mm}$  avec  $L_{conduit\ vocal} = 58\text{mm}$ ,  $L_{trachee} = 254\text{mm}$  (cf. figure 4.9). Ces géométries sont résumées dans le tableau 4.1. Le cas  $CV - BV_3$  n'a pas été analysé dans le cadre de ce travail.

Configuration	$L_{ventricule}$	$h_{bv}$	$\overline{h_{cv}^0}$	$P_0$	$f_0$
Jet libre (CV, sans conduit vocal)	-	-	1.5mm	380Pa	143Hz
Jet confiné (CV, avec conduit vocal, sans BV)	58mm	-	1.5mm	380Pa	143Hz
$CV - BV_1$ (CV, avec conduit vocal et BV)	16mm	3mm	1.3mm	270Pa	141Hz
$CV - BV_2$ (CV, avec conduit vocal et BV)	24mm	1mm	1.3mm	677Pa	131Hz
$CV - BV_3$ (CV, avec conduit vocal et BV)	24mm	3mm	1.3mm	242Pa	141Hz

TAB. 4.1 – Tableau récapitulatif des configurations géométriques et des conditions expérimentales relatives aux acquisitions PIV. Pour toutes les configurations,  $P_i = 2200\text{Pa}$ .

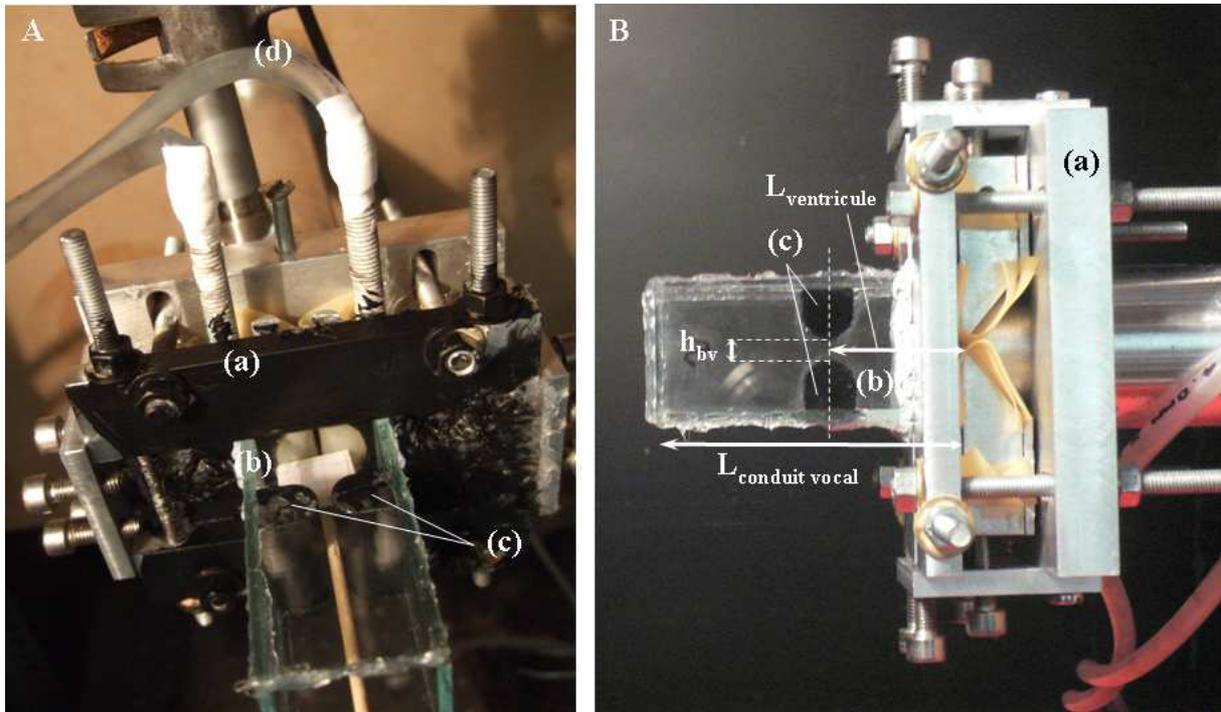


FIG. 4.9 – Photographies de la maquette déformable auto-oscillante de cordes vocales couplée à la maquette rigide statique de bandes ventriculaires dans le dispositif de mesures PIV. **A** : vue d'ensemble du dispositif; **B** : vue de dessus; (a) : « cordes vocales » auto-oscillantes; (b) « ventricule laryngé »; (c) « bandes ventriculaires » rigides statiques; (d) réservoir de pression.

Quelle que soit la configuration de la constriction ventriculaire, la pression interne des cordes vocales a été maintenue à  $P_i = 2200\text{Pa}$ , afin d'obtenir une pression de seuil d'oscillation minimale. Cette valeur optimale est plus faible que dans la plate-forme précédente, en raison des modifications apportées pour la mise en place de ce banc de mesure. En particulier, le réservoir de pression alimentant le dispositif a dû être reconstruit pour concilier les exigences liées à l'auto-oscillation de la maquette de cordes vocales, et celles liées au mode opératoire de la technique PIV. Afin de faciliter l'analyse des données, la pression sous-glottique  $P_0$  est réglée pour chaque configuration à

sa valeur minimale suffisante pour entretenir une auto-oscillation stable de la maquette de cordes vocales (*cf.* tableau 4.1).

*CV en oscillations auto-entretenues et BV en oscillations forcées*

La maquette de bandes ventriculaires précédente est remplacée par une maquette rigide autorisant la vibration d'une bande suivant la direction transversale, l'autre corde restant figée. Elle mesure 30mm d'épaisseur ( $W_{bv}$ ) et forme un canal de géométrie ronde (rayon de courbure  $d_{bv}/2 = 10\text{mm}$ ), représenté sur la figure 4.6 (b). Cette maquette, décrite dans Hofmans [86], 1998, Vilain [210], 2002, Deverge [47], 2002 et Deverge & al. [48], 2003, entre en oscillations forcées sinusoïdales *via* l'utilisation d'un moteur électrique à excentrique permettant un contrôle de l'amplitude et de la vitesse de la vibration. La position instantanée de la bande mobile est mesurée à l'aide d'un capteur optique (Optek OPB700), calibré au préalable. Cette calibration est réalisée à l'aide de cales étalons, de hauteur croissante de 0.6mm à 1.44mm par pas de 0.1mm. La tension d'alimentation du moteur permet un contrôle de la vitesse. La gamme des fréquences d'oscillation autorisées par le moteur varie de 0 à 30Hz (ce qui correspond physiologiquement à des fréquences de phonation variant de 0 à 270Hz). La hauteur  $h_{bv}(t)$  oscille entre 0.035mm et 1.20mm puis entre 1.70mm et 2.50mm.

La maquette de cordes vocales reste inchangée comparativement au montage précédent. La pression interne a été fixée à 3000Pa dans cette configuration. La longueur du résonateur amont simulant la trachée est de 208mm. Pour des raisons imposées par l'installation technique du dispositif,  $L_{ventricule}$  a été fixée à 150mm dans ce cas. Cette géométrie décrit une configuration irréaliste pour l'étude des bandes ventriculaires et correspond davantage à l'étude de la production des séquences voyelle/plosive/voyelle, ce pourquoi l'analyse de cette configuration est détaillée dans l'annexe C de ce mémoire. Elle présente néanmoins tout son intérêt en confrontation avec les autres géométries considérées, afin de vérifier si les mêmes phénomènes sont observés par la mesure indépendamment de  $L_{ventricule}$ .

	Données <i>in-vivo</i>	Données <i>in-vitro</i>
Echelle	1	3
Longueur glottique, $d_{cv}$ , valeur moyenne	4mm	9, 12mm <sup>1</sup>
Espace glottique, $h_{cv}$ , plage de valeurs	0 - 3mm	0 - 5.95mm
Espace ventriculaire, $h_{bv}$ , plage de valeurs	0 - 9.0mm	0 - 26mm
Longueur du ventricule, $L_{ventricule}$ , plage de valeurs	3.3 - 7.5mm	16 - 181mm
Hauteur du ventricule, $h_{ventricule}$ , plage de valeurs	9.6 - 23.0mm	25, 26mm <sup>2</sup>
Hauteur de la trachée, $h_0$ , valeur moyenne	20mm	20, 25, 30mm <sup>3</sup>
Ratio caractéristique $h_{bv}/L_{ventricule}$ , plage de valeurs	0 - 2.7	0 - 1
Pressions de seuils d'oscillation, $P_{onset}$ , plage de valeurs	300 - 1000Pa	200 - 3000Pa
Fréquence des oscillations, $f_0$ , plage de valeurs	60 - 1500Hz	100 - 200Hz
Pression d'alimentation, $P_0$ , plage de valeurs	300 - 3600Pa	0 - 3000Pa
Nombre de Reynolds, $Re$ , plage de valeurs	1700 - 3300 <sup>4</sup>	1000 - 4600 <sup>4</sup>
Nombre de Strouhal, $Sr$ , plage de valeurs	0.01 - 0.03 <sup>4</sup>	0.02 - 0.1 <sup>4</sup>

<sup>1</sup>9mm (respectivement 12mm) pour la maquette laryngée dynamique (respectivement statique).

<sup>2</sup>25mm (respectivement 26mm) pour les conduits de section carrée (circulaire).

<sup>3</sup>30mm en aval des dispositifs en oscillations forcées et 20 en aval du dispositif en oscillations auto-entretenues.

<sup>4</sup>estimations provenant de la pression d'alimentation, d'un espace glottique  $h_{cv}$  égal à 1mm (valeur moyenne) et d'une fréquence des oscillations  $f_0$  égale à 150Hz (valeur moyenne).

TAB. 4.2 – Tableau récapitulatif des grandeurs physiologiques d'un larynx humain chez un individu adulte masculin en phonation parlée et chantée, comparativement aux caractéristiques géométriques et aérodynamiques de la maquette du larynx utilisée pour l'exploration *in-vitro*. D'après Husson [92], 1962, Hollien & Colton [88], 1969, Wilson [216], 1976, Kitzing & Sonesson [101], 1967, Hirano & al. [84], 1983, Holmberg & al. [91], 1988, Pelorson & al. [147], 1994, Agarwal & al. [3], 2003, Agarwal [2], 2004.

## 4.2.2 Protocole expérimental

Quelle que soit la maquette du larynx considérée, le système est alimenté par un flux d'air à débit contrôlé,  $\Phi$ . Les plate-formes expérimentales destinées à la visualisation d'écoulement (par injection de fumée ou par une technique PIV) ont nécessité une mise en place particulière pour l'arrivée d'air, détaillée ci-dessous. Pour toutes les autres plates-formes, le flux d'air provient d'un réservoir de pression, assimilé aux poumons. Le réservoir a une contenance de  $0.75m^3$  et est alimenté par un compresseur (Ruty <sup>[162]</sup>, 2007). Les parois de ce réservoir sont recouvertes de mousse acoustique pour atténuer toute résonance acoustique susceptible de moduler la pression d'écoulement à l'entrée du dispositif. Un régulateur de pression Norgren type 11-818-987 permet de faire varier la pression de l'écoulement de 0 à 3000Pa. Le type de mesures effectuées et la procédure expérimentale ont été adaptés en fonction de la maquette utilisée.

### Maquette rigide de cordes vocales

Différentes mesures ont été menées dans cette configuration :

- Mesures de pression de l'écoulement

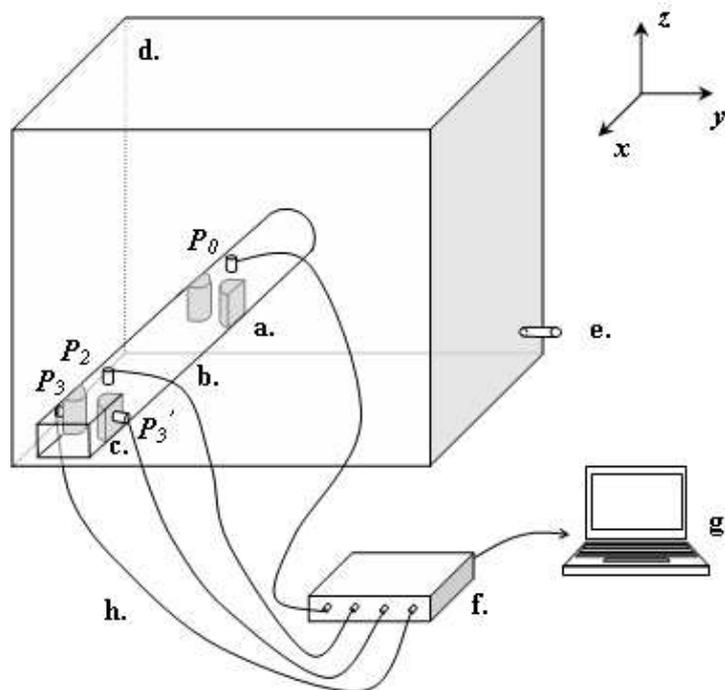


FIG. 4.10 – Représentation schématique du dispositif expérimental utilisant la maquette statique du larynx. **a.** Maquette rigide des cordes vocales ; **b.** Maquette cylindrique du ventricule laryngé ; **c.** Maquette rigide des bandes ventriculaires ; **d.** Réservoir de pression (poumons) ; **e.** Arrivée d'air ; **f.** Conditionneur de signal ; **g.** PC ; **h.** Capteurs de pression.

#### Système de mesure

Un système de capteurs piézo-résistifs de pression (Kulite XCS-0.93-0.35-Bar-G et Endevco 8507C) permet de mesurer la pression moyenne d'écoulement et les fluctuations acoustiques en différents

points du montage expérimental. Les capteurs sont alimentés par une alimentation stabilisée Labor-Netzgerat EA-3005S. Tous les capteurs de pression sont calibrés au moyen d'un manomètre électronique (Ashcroft XLdp) avec une précision typique de  $\pm 5\text{Pa}$ . A cette précision, la réponse des capteurs est linéaire en tension, avec un gain constant sur toute la plage d'utilisation. La calibration est stable entre chaque série de mesures. Les signaux électriques sont traités grâce à un préamplificateur et un conditionneur de signaux (National Instruments SXCI-1121) connectés à un PC et échantillonnés simultanément grâce à des cartes d'acquisition National Instruments BNC-2080 en externe puis PCI-MIO-16XE en interne. L'acquisition des données s'effectue *via* une interface Labview7.0 (National Instruments). Une carte d'entrée sortie National Instruments BNC-2110 couplée à une carte d'acquisition National Instruments PCI-6225 est également utilisée avec le logiciel Labview8.0. La fréquence d'échantillonnage des acquisitions est de 10kHz.

#### *Procédure expérimentale*

Le montage expérimental de la configuration statique est illustré sur la figure 4.10. La pression est mesurée en amont de la maquette de cordes vocales,  $P_0$ , dans le jet glottique,  $P_2$ , et en surface de la maquette des bandes ventriculaires,  $P_3$ , comme spécifié sur la figure 4.10. Le capteur mesurant  $P_0$  est situé à 24mm en amont de la maquette de cordes vocales. Le capteur mesurant  $P_2$  est situé à 3mm en amont de la maquette des bandes ventriculaires.  $P_3$  est mesuré au point de constriction minimale de la maquette de bandes ventriculaires. Un capteur de pression additionnel,  $P'_3$ , est placé au point de surface diamétralement opposé de la maquette pour vérifier une éventuelle asymétrie dans l'écoulement (*cf.* figure 4.10). A  $h_{cv}$  et  $L_{ventricule}$  fixés,  $h_{bv}$  est varié paramétriquement pendant une série de mesure. Les ouvertures variables des maquettes de cordes vocales et de bandes ventriculaires sont mesurées grâce à des plaques calibrées avec une précision de 0.05mm.  $P_0$  est contrôlé par l'expérimentateur et peut être maintenu constant au moyen du manomètre mentionné ci-dessus. Pour chaque valeur de  $h_{bv}$ , les pressions  $P_2$ ,  $P_3$  et  $P'_3$  sont enregistrées en faisant varier  $P_0$  de 0Pa à un seuil  $P_{0_{max}}$  stabilisé en régime permanent à environ 100, 200, 300, 400 ou 500Pa. Les mesures sont répétées plusieurs fois pour chaque acquisition.

#### – Visualisation de l'écoulement

##### *Injection de fumée*

La maquette rigide statique du larynx a également été utilisée à des fins de visualisation d'écoulement, à partir de l'injection de fumée en entrée de l'installation, issue d'un générateur de fumée (alpha F-80Z Antari). Un tuyau cylindrique long de 460mm et de 25mm de diamètre, prolongé par une terminaison conique de 70mm relie la maquette aux canaux des arrivées d'air et de fumée. Le tuyau est rempli de fumée, puis un flux d'air est généré dans le canal afin de créer un écoulement. Ce flux est généré soit par le souffle contrôlé de l'expérimentateur pour une visualisation qualitative, soit au moyen d'un compresseur, auquel cas son débit est contrôlé et mesuré sur un débitmètre (4000 Series TSI). La maquette est éclairée par une lumière blanche, l'écoulement est filmé au moyen d'une caméra CCD (Philips Inca311, 256 niveaux de gris) avec une résolution de  $1280 \times 1024$  pixels et une fréquence d'acquisition de 10images/s. L'enregistrement vidéo est piloté par une interface de déclenchement matérielle et une interface logicielle sous Clicks et Labview7.0.

##### *Technique Schlieren*

En collaboration avec D. Sciamarella du *Laboratoire de Dynamique des Fluides (LFD)* de l'*Université de Buenos Aires* et du *Laboratoire d'Informatique pour la Mécanique et les Sciences de l'Ingénieur (LIMSI)*, une visualisation de la dynamique de l'écoulement par technique SIV (Schlieren Image Velocimetry) vient également compléter une approche qualitative des phénomènes fluides impliqués dans cette étude (Sciamarella & al. [178], 2008).

## Maquette déformable de cordes vocales

*CV en oscillations auto-entrenues et BV statiques*

### – Mesures de pression de l'écoulement

Le système de mesure est identique à celui décrit pour la configuration avec la maquette de cordes vocales rigides statiques. Le montage expérimental de la configuration dynamique est illustré sur la figure 4.11. Du fait des contraintes liées à l'installation du dispositif, le capteur mesurant  $P_0$  est situé à 35mm en amont de la maquette de cordes vocales ; les autres capteurs mesurant  $P_2$ ,  $P_3$  et  $P_3'$  sont situés à l'identique de la configuration statique. Pendant une série de mesure, la pression  $P_0$  est augmentée continuellement jusqu'à l'apparition des auto-oscillations de la maquette déformable, maintenue constante pour observer un régime établi d'oscillations, puis diminuée jusqu'à leur extinction. L'opération est répétée deux fois de suite pour chaque configuration géométrique à  $h_{bv}$  et  $L_{ventricule}$  fixés. Dans une mesure préliminaire de référence, les signaux sont enregistrés sans constriction ventriculaire dans le ventricule, puis à  $L_{ventricule}$  fixé,  $h_{bv}$  est varié paramétriquement de 0.04mm à 24mm.

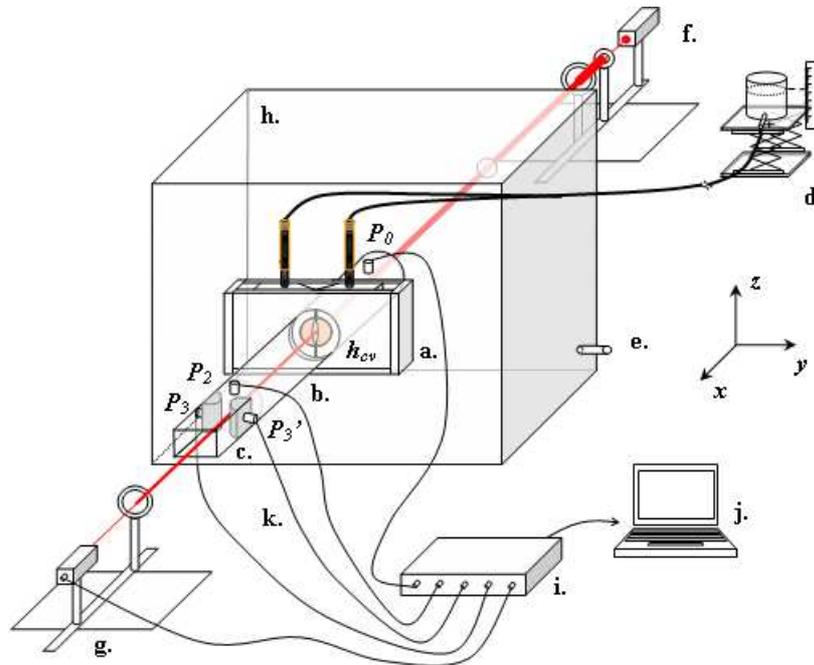


FIG. 4.11 – Représentation schématique du dispositif expérimental utilisant la maquette dynamique du larynx. **a.** Maquette déformable auto-oscillante des cordes vocales ; **b.** Maquette cylindrique du ventricule laryngé ; **c.** Maquette rigide des bandes ventriculaires ; **d.** Réservoir d'eau sous pression ; **e.** Arrivée d'air ; **f., g.** Diode laser, lentilles optiques et capteur photovoltaïque ; **h.** Réservoir de pression (poumons) ; **i.** Conditionneur de signal ; **j.** PC ; **k.** Capteurs de pression.

### – Mesures optiques du déplacement géométrique $h_{cv}^0(t)$

Un système optique constitué d'une diode laser (P. Fontaine Dc amplifier FTN2515 Supply), de deux lentilles convergentes augmentant la largeur du faisceau, et d'une photodiode (BPW34, Solartron Dc Power Supply) dans l'axe du faisceau permet de quantifier le déplacement de la maquette de cordes vocales pendant l'oscillation, *i.e.*  $h_{cv}^0(t)$  avec une erreur moyenne de  $\pm 0.01mm$ . Le faisceau traverse le réservoir d'air et est ensuite modifié par les mouvements de la maquette de cordes vocales. La variation de l'intensité lumineuse capturée par la photodiode ne permet pas de mesurer

l'aire entre les cordes vocales mais l'ouverture glottique minimale dans la demi-largeur des cordes vocales,  $h_{cv}^0(t)$ . Pour un degré de constriction ventriculaire trop élevé, le faisceau laser peut interagir avec la maquette de bandes ventriculaires et altérer la mesure du déplacement glottique. L'oscillation de la constriction est enregistrée *via* l'interface Labview7.0 ou Labview8.0. Les détails de ce dispositif sont disponibles dans Ruty [162], 2007 et Ruty & al. [164], 2007 et illustrés figure 4.11.

#### – Réponse mécanique de la maquette déformable

La réponse mécanique de la maquette déformable de cordes vocales (à  $P_i$  fixée) est obtenue suivant un protocole inspiré de Gilbert & al. [66], 1988 et exposé dans Ruty [162], 2007. Une chambre de compression (ERSTU-100) terminée par un cône pointe sur la maquette de cordes vocales, isolée des maquettes de bandes ventriculaires et de ventricule de Morgagni. Elle délivre une excitation acoustique sinusoïdale dont la fréquence varie de 45Hz à 500Hz par pas de 1Hz. La durée d'excitation pour chaque pas en fréquence est de 1s. La réponse impulsionnelle est obtenue grâce à la mesure de la variation de distance entre les deux membranes en latex des cordes vocales. L'ouverture glottique  $h_{cv}(t)$  pour chaque excitation acoustique est enregistrée au moyen du dispositif optique présenté ci-dessus. Un microphone de mesure Brüel&Kjaer type 4192 enregistre simultanément les variations d'intensité de l'excitation reçues par la maquette.

#### – Mesures vélocimétriques PIV

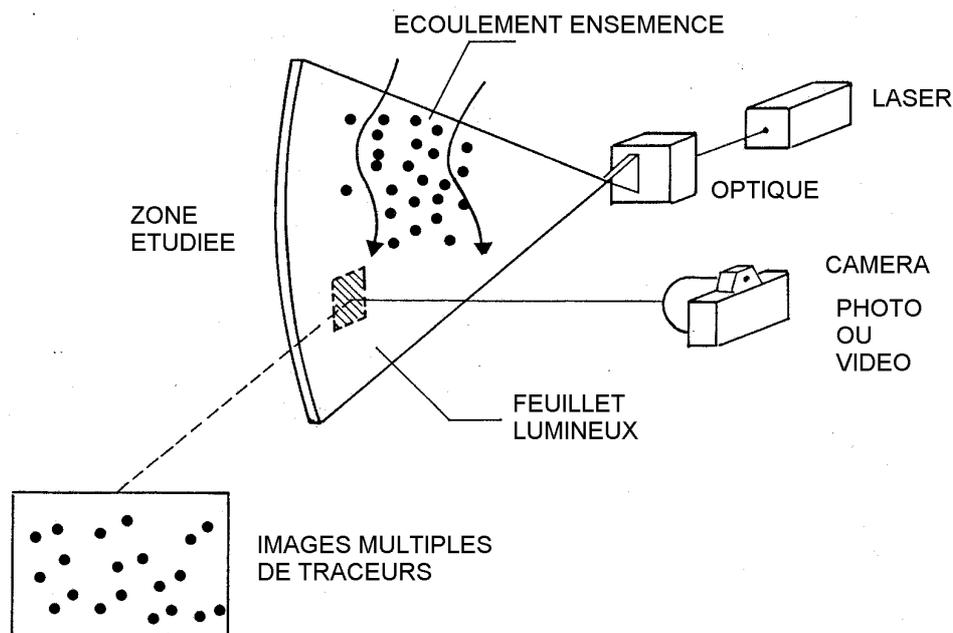


FIG. 4.12 – Principe de base de la technique de vélocimétrie par image de particule (PIV). D'après Arts & al. [7], 2001.

#### Principe du système PIV

La vélocimétrie par image de particule (Arts & al. [7], 2001) est basée sur la mesure du déplacement de petites particules réfléchissantes présentes dans l'écoulement étudié, dont la masse volumique est voisine de celle du liquide utilisé. Cette technique expérimentale non-intrusive, permet l'obtention simultanée de deux composantes de vitesse dans le plan illuminé. L'écoulement est illuminé par une nappe laser issue d'un laser pulsé. A chaque pulsation, sont émises deux impulsions décalées d'un court intervalle de temps  $\Delta t$ . Une caméra synchronisée au laser enregistre à chaque pulsation la paire d'images. On génère un maillage dans chacune des images obtenues. A chaque maille de

chaque image est attribuée une fonction  $f(k, l)$ , où  $k$  et  $l$  sont les coordonnées des pixels suivant les axes de l'image 2D. Cette fonction représente le niveau de gris au point de coordonnées  $k, l$ . Soient  $f(k, l)$  et  $g(k, l)$ , les deux fonctions associées à la même aire d'interrogation de deux images successives. La maximisation de la corrélation croisée discrète calculée par FFT permet de trouver les déplacements  $\Delta x$  les plus probables des particules présentes dans la maille de calcul suivant les axes de l'image. La vitesse  $v$  au centre de chaque maille est ensuite déduite de ce déplacement en le divisant par le pas de temps séparant deux images,  $\Delta t$  (cf. figure 4.12).

### *Système de mesure*

Le dispositif est connecté en bas des poumons à un flux d'air comprimé provenant de deux sources : une source centralisée nécessaire pour soutenir les oscillations de la maquette déformable, et une alimentation d'appoint générée par un petit compresseur (Air Control Industries Ltd. 8MS11 0.25kW air pump), reliée au dispositif d'ensemencement. Un diagramme du montage est détaillé dans Newton [140], 2009.

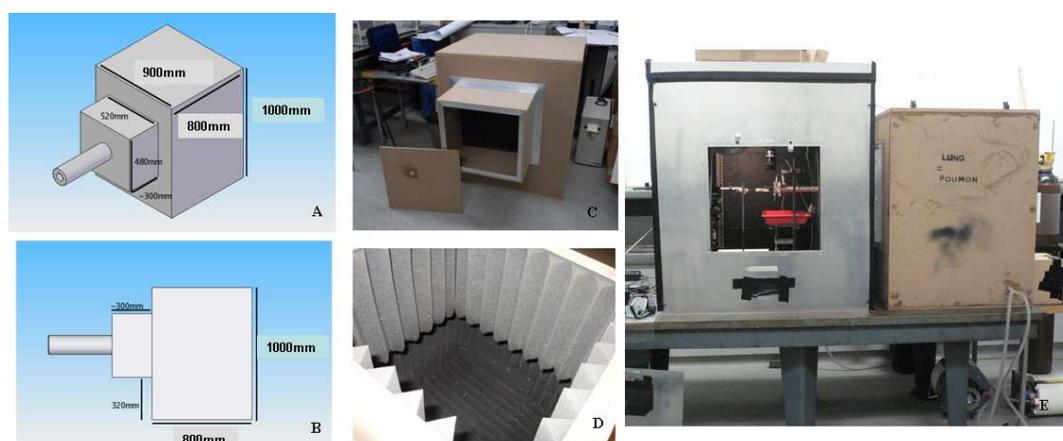


FIG. 4.13 – Construction du réservoir de pression pour l'expérimentation PIV (bois MDF de 5mm d'épaisseur).

L'ensemencement de l'écoulement est assuré par un générateur de micro-particules de fumée (diamètre moyen  $1\mu\text{m}$ ) (Dantec Safex F2004), situé dans le circuit de la soufflerie, en aval de la source de pression.

La source laser utilisée pour l'illumination est un laser à vapeur de cuivre ( $\lambda = 510.6 \text{ nm}$ ) à une cavité, pulsé à 50kHz (Oxford Lasers LS20-50)<sup>1</sup> : l'intervalle de temps  $\Delta t$  séparant l'enregistrement de deux clichés est de  $20\mu\text{s}$ . La durée de chaque flash impulsionnel est de 30ns. Le système optique<sup>2</sup> utilisé pour générer le plan laser 2D (Oxford Lasers Fibresheet) est placé à quelques centimètres en aval ou sur le côté de la maquette. La nappe laser délivrée a une largeur variée entre 3cm et 5cm et une épaisseur de quelques mm (1mm pour les plus petites largeurs), à savoir de plusieurs ordres de grandeurs supérieure à la dimension des particules, de sorte qu'un grand nombre de particules sont présentes dans les deux images. La prise de vue synchronisée avec les impulsions du laser est assurée par une caméra digitale ultra-rapide (PCO Sensicam DoubleShutter, résolution  $1280 \times 1024$  pixels) reliée par fibre optique au laser et aux PC d'acquisition des clichés. La calibration de la caméra est réalisée par la prise de vue d'un échantillon aux dimensions connues placé dans le plan de la nappe laser (cf. figure 4.9 A).

Les fluctuations acoustiques sont enregistrées au moyen d'un microphone de pression Brüel&Kjaer

<sup>1</sup><http://www.oxfordlasers.com/imaging/pdfs/prodvcv1.pdf>

<sup>2</sup><http://www.oxfordlasers.com/imaging/pdfs/prodfibresheet.pdf>

type 4192 placé 24mm en amont de la maquette, pré-amplifiées par un conditionneur Brüel&Kjaer type 2691, échantillonnées à une fréquence d'échantillonnage de 100kHz, et monitorées *via* un oscilloscope.

Afin de corrélérer les images instantanées de l'écoulement avec les vibrations glottiques, deux techniques ont été testées :

- l'une basée sur l'utilisation d'un vibromètre laser pointé sur une corde vocale en oscillation. Il est constitué d'une source laser rouge et d'un interféromètre permettant de mesurer l'effet Doppler dû à la vibration entre le signal émis et le signal réfléchi (*cf.* figure 4.14).
- l'autre basée sur l'utilisation d'une caméra digitale ultra-rapide (Vision Research Inc., Phantom v.4.1) filmant les auto-oscillations des cordes vocales de face à une vitesse de 1600images/s, sur 1.3s. Le dispositif est alors éclairé par une lampe Schott KL1500 LCD afin d'obtenir un meilleur contraste entre les membranes en latex et la fente glottique. La maquette de cordes vocales est filmée seule en auto-oscillation (à  $P_0 = 707\text{Pa}$ ), avec un conduit aval de 58mm et avec les maquettes de bandes ventriculaires configurées avec  $h_{bv} = 3\text{mm}$  (à  $P_0 = 262\text{Pa}$  puis  $P_0 = 707\text{Pa}$ ). La configuration telle que  $h_{bv} = 1\text{mm}$  ne permet pas une visualisation frontale des oscillations glottiques.

Les figures 4.14 et 4.15 présentent des photographies du montage expérimental.

#### *Procédure expérimentale*

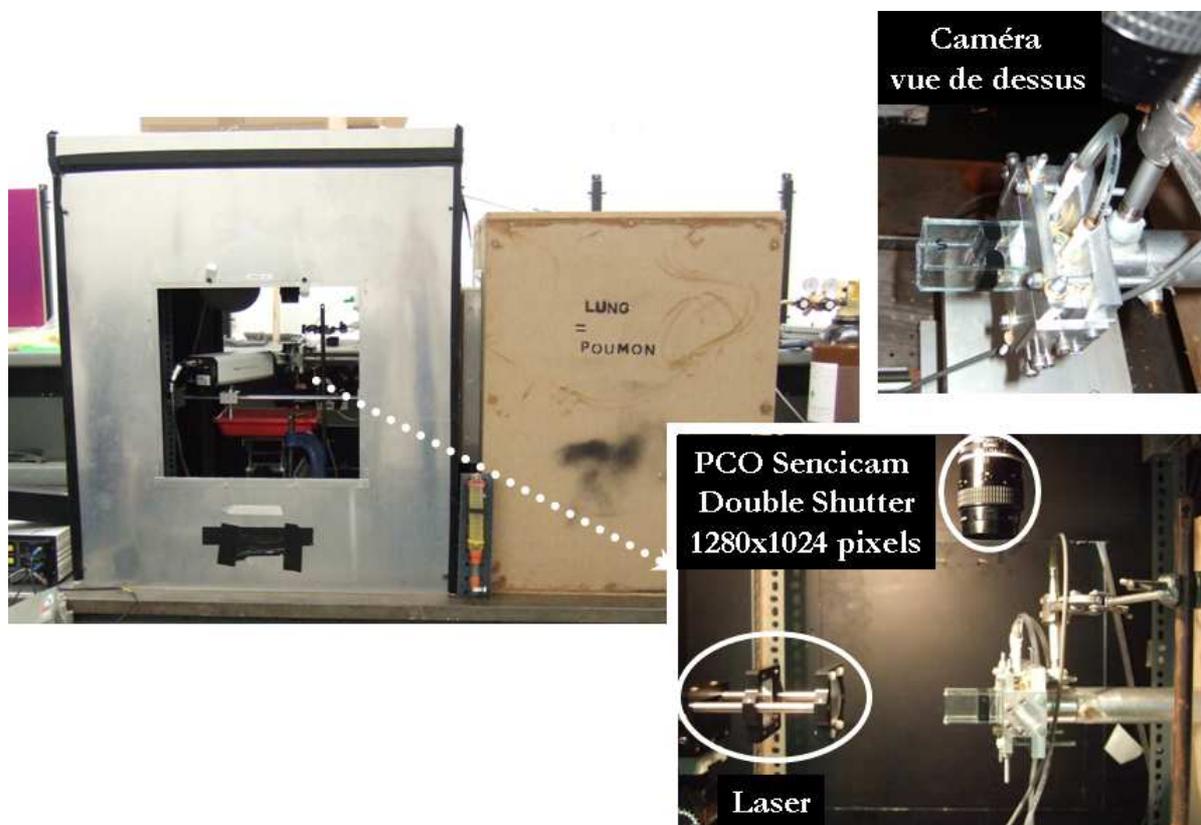
La mise en place de cette exploration a tout d'abord exigé la construction d'un réservoir particulier, illustré figure 4.13. Elle a également exigé un ajustement dans les fixations mécaniques de la maquette déformable de cordes vocales. Pour éviter les réflexions du laser sur la maquette, cette dernière a été peinte en noire aux endroits d'impact de la nappe laser.

Avant chaque série de mesure PIV, la maquette de cordes vocales est montée de façon à osciller régulièrement à une pression d'alimentation minimale (*cf.* tableau 4.1). Le contrôle de la pression sous-glottique  $P_0$  s'effectue au moyen d'un manomètre électronique. Le circuit d'air est coupé, le réservoir de pression rempli de fumée ; puis un flux d'air constant est établi, permettant l'oscillation stable des cordes vocales. La densité de l'ensemencement est contrôlée pendant l'oscillation de la maquette et une injection de fumée supplémentaire peut être réalisée périodiquement pour garder une distribution uniforme des particules dans l'écoulement au cours d'une acquisition.

Après stabilisation des vibrations glottiques, le signal acoustique est enregistré au microphone. Une interface logicielle pilotée sous Labview7.1 fournit à partir de ce signal une estimation de la fréquence fondamentale  $f_0$  des oscillations. De cette estimation, un programme génère automatiquement 20 signaux de trigger déclenchant la synchronisation des impulsions du laser et de la prise de vue. Ainsi, chaque mesure PIV est réalisée sur environ 10s d'acquisition, en 20 points de phase distincts du cycle d'oscillation glottique.

La nature des procédures expérimentales a rendu impossible la mesure simultanée de l'écoulement par PIV et celle des vibrations glottiques par vibrométrie (interférences des faisceaux laser) ou enregistrement vidéo (manque de lumière et de place). L'enregistrement des vibrations glottiques s'est donc effectué après l'ensemble des acquisitions PIV, dans l'hypothèse que les oscillations restent stables sur la durée des deux procédures. La mesure par vibrométrie laser des mouvements glottiques se trouve altérée par les réflexions du faisceau laser avec le ventricule en verre. Le signal généré montre également une grande variabilité avec l'angle d'attaque du faisceau laser sur la maquette et avec le choix du point cible à la surface de la corde vocale, en raison certainement du mouvement bi-dimensionnel des cordes vocales (Newton <sup>[140]</sup>, 2009). Aussi, nous avons opté pour une capture des mouvements glottiques par caméra ultra-rapide.

Vue d'ensemble du montage expérimental PIV



Enregistrement de la vibration des cordes vocales

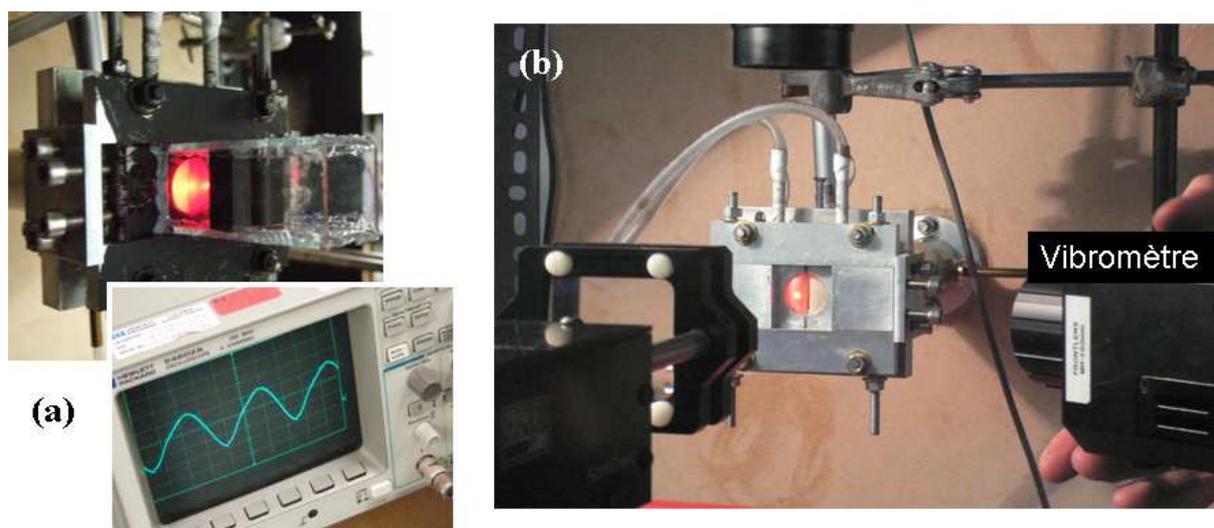


FIG. 4.14 – Photographies du dispositif et du protocole expérimental développés pour la mesure PIV.

## Choix de trois orientations de la nappe laser

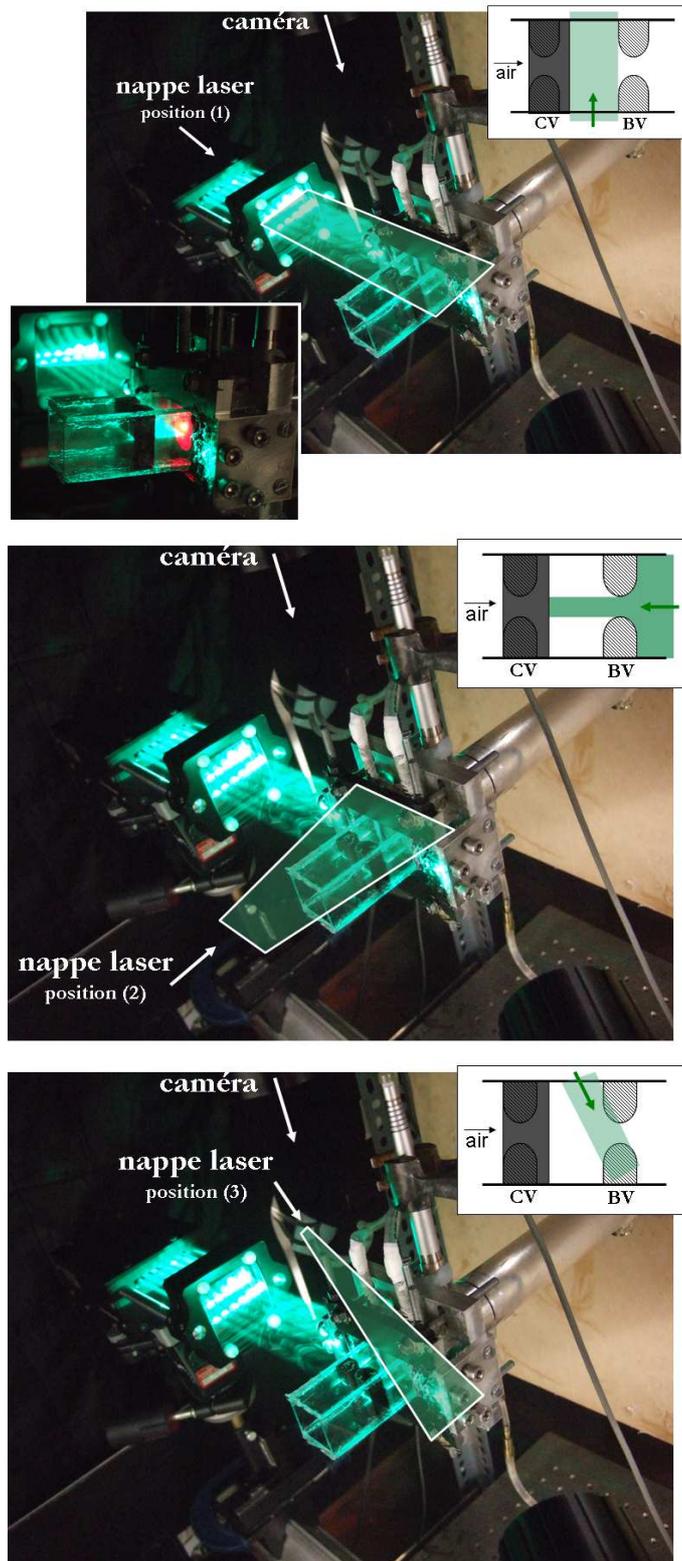


FIG. 4.15 – Photographies et schémas du dispositif et du protocole expérimental développés pour la mesure PIV (suite).

Le signal acoustique a néanmoins été acquis dans les mêmes conditions pour la procédure PIV et la capture des vibrations glottiques, pour permettre la synchronisation *a posteriori* des enregistrements. Chacune des 20 cartes de vitesse sera associée à une configuration glottique particulière du cycle d'oscillation.

Trois positionnements de la nappe laser ont été choisis pour explorer différentes régions de l'écoulement. Les différents plans de mesure réalisés au cours de cette expérimentation sont illustrés et schématisés sur la figure 4.15. Le dispositif n'a malheureusement pas permis une visualisation de la séparation glottique, mais le développement du jet glottique dans le ventricule (au-delà de 8mm de la source glottique) et la séparation aux bandes ventriculaires ont pu être observés sous certains angles. Seules les données relatives aux positions 1 et 2 de la nappe laser (*cf.* figure 4.15) ont été analysées dans le temps aparti.

Quelque soit l'orientation du système optique choisie, la nappe laser est alignée dans le plan médian situé à la demi-largeur des cordes vocales. Quelques soient les valeurs de  $h_{bv}$  et  $L_{ventricule}$  choisies pour la configuration laryngée, une première acquisition PIV est réalisée en condition de **jet libre** (sans conduit en aval des cordes vocales), de **jet confiné** (avec un conduit vocal de 58mm de long), et **jet en interaction avec les bandes ventriculaires** dans le ventricule.

*CV en oscillations auto-entretenues et BV en oscillations forcées*

*Systèmes de mesure*

Pour cette configuration dont l'analyse est détaillée dans l'annexe C, le système de mesures de pression, de mesures optiques du déplacement des cordes vocales pendant l'oscillation et de réponse mécanique de la maquette déformable sont identiques à ceux mentionnées dans le cas précédent. Des mesures de pression acoustiques sont également réalisées au moyen d'un microphone de mesure Brüel&Kjaer type 4192, et d'amplificateurs Brüel&Kjaer type 2609 et 5935L. Ce microphone est linéaire dans la plage de fréquence et de dynamique autorisées par notre dispositif.

*Procédure expérimentale*

Le capteur mesurant  $P_0$  est situé 50mm en amont des cordes vocales. Plusieurs pressions moyennes  $P_0$  sont contrôlées paramétriquement par l'expérimentateur : 600, 800, 1000 et 1200Pa. Pour chaque valeur moyenne de  $P_0$  imposée, les signaux  $h_{cv}(t)$ ,  $P_0$ ,  $P_2$  et  $P_3$  sont enregistrés, dans une configuration préliminaire avec les cordes vocales seules ( $P_2$  et  $P_3$  mis à zéro), oscillant autour d'une valeur moyenne de 1.5mm ; avec une constriction ventriculaire immobile ( $h_{bv} = 0.35\text{mm}, 1.20\text{mm}, 1.70\text{mm}, 2.50\text{mm}$ ) ; puis avec une constriction ventriculaire en oscillations sinusoïdales forcées ( $0.35\text{mm} \leq h_{bv} \leq 1.20\text{mm}$  puis  $1.70\text{mm} \leq h_{bv} \leq 2.50\text{mm}$ ). Dans ce dernier cas, la variation motorisée de  $h_{bv}(t)$  est aussi acquise. Différentes tensions de moteur ont été testées, entre 0.5V et 10V.

### 4.3 Traitement des données

Quelle que soit la plate-forme expérimentale considérée, les signaux de pression et de déplacement glottique et/ou ventriculaire enregistrés sur les interfaces Labview sont analysés sous Matlab7. Pour minimiser l'influence des perturbations parasites dues au réseau d'alimentation électrique, les signaux sont débruités au moyen d'un filtre numérique passe-bas de Butterworth (fréquence de coupure à 20Hz).

Les données acquises en configuration rigide sans la maquette auto-oscillante de cordes vocales n'exigent

pas de traitement particulier pour leur interprétation : les signaux peuvent être normalisés et représentés en fonction du temps ou en fonction d'un paramètre géométrique ( $h_{bv}/h_{cv}$ ,  $L_{ventricule}$ ). Les données acquises avec la maquette auto-oscillante de cordes vocales nécessitent une analyse plus fine basée sur l'extraction de paramètres pertinents pour l'interprétation de son comportement vibratoire.

### 4.3.1 Extraction de paramètres liés au comportement de la maquette déformable

#### Paramètres caractéristiques de ses auto-oscillations

Les valeurs expérimentales des pressions de seuils d'oscillation de la maquette,  $P_{onset}$  et  $P_{offset}$  (cf. § 3.3.1 **Modèle M2M des cordes vocales avec recouvrement de pression**), sont déterminées à partir du signal  $P_0$  modulé par les fluctuations acoustiques, suivant une méthode de détection de périodicité. Cette méthode est basée sur une technique d'auto-corrélation, seuillage et détection de pics communément utilisée en traitement de la parole et explicitement détaillée dans Henrich [76], 2001 et Henrich & al. [78], 2004. La fréquence fondamentale d'oscillation de la maquette déformable est mesurée par auto-corrélation sur des fenêtres de 50ms. Une autre technique opérant par seuillage sur l'amplitude des oscillations a également été testée, mais reste moins précise.

#### Paramètres caractéristiques de ses résonances mécaniques

Le tracé de la réponse fréquentielle à une excitation sinusoïdale décrit plus haut permet d'extraire pour chaque résonance mécanique de la maquette déformable, la pulsation  $\omega_0$  et le facteur de qualité  $Q_0$  associé. Ce protocole est largement détaillé dans Ruty [162], 2007 et Ruty & al. [164], 2007. Ces paramètres sont reliés aux résonances naturelles des modèles à deux masses de cordes vocales et conduisent à une estimation de leurs paramètres d'entrée mécaniques, *i.e.* aux constantes de raideurs des ressorts et aux coefficients d'amortissement :

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{2k_{cv}}{m_{eff}}}, Q_0 = \frac{m_{eff}\omega_0}{2r_{cv}}, \quad (4.4)$$

avec  $m_{eff} = 2 \cdot m_{cv}$  la masse effective d'une corde vocale.

### 4.3.2 Analyse des données PIV

L'analyse des données PIV a été principalement menée par Michael Newton dans le cadre de sa thèse (Newton [140], 2009). Une aide et des suggestions de traitement en vue de faciliter l'interprétation des mesures ont néanmoins été apportées pour le soutenir dans cette tâche. Une interface logicielle illustrée figure 4.16 a été développée sous Matlab7 à cette fin. Nous décrivons succinctement dans la suite quelques éléments relatifs à cette analyse pour une meilleure clarté, mais l'intégralité du traitement des données PIV est précisée dans Newton [140], 2009.

#### Synchronisation des images avec un cycle fictif du signal acoustique

Pendant une acquisition PIV, les pulsations du laser sont activées de manière stroboscopique et le signal des fluctuations acoustiques dans la trachée est enregistré continuellement. La première étape de l'analyse consiste donc à reconstituer un cycle périodique fictif du signal acoustique et associer chaque paire d'images PIV acquise lors d'une pulsation du laser à une phase particulière de ce cycle.

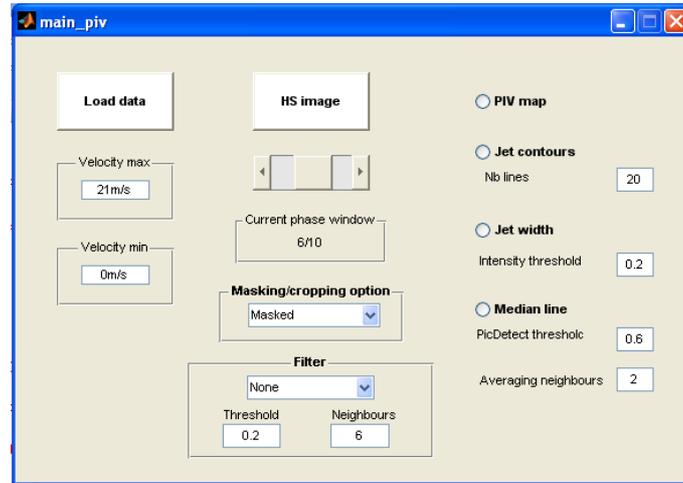


FIG. 4.16 – Interface logicielle développée sous Matlab7 pour le traitement d’images des données acquises par PIV.

### Synchronisation des images et du cycle fictif acoustique avec la fonction d’aire glottique

Dans un second temps, la section d’aire glottique est mesurée par seuillage sur les enregistrements acquis par cinématographie ultra-rapide, après l’acquisition PIV. La méthode d’extraction d’aire est détaillée dans Bromage & al. [28], 2005, Newton & Campbell [141], 2006 et Newton [140], 2009. Cette extraction permet de quantifier le comportement des cordes vocales par une fonction d’aire sur un cycle glottique, quasi-sinusoïdale.

Le signal acoustique acquis pendant la mesure PIV et celui acquis pendant la cinématographie ultra-rapide sont ensuite comparés l’un à l’autre. Leur corrélation permet de relier les temps d’acquisition de chaque paire d’images PIV à une phase de la fonction d’aire glottique.

### Fenêtrage temporel du cycle d’oscillation reconstitué

Une série de mesures PIV produit environ 20 paires de clichés, soit 20 cartes de vitesse, correspondant chacune à une phase particulière du cycle d’oscillation glottique reconstitué. En regroupant les séries de mesures associées à une même configuration laryngée, environ 200 cartes de vitesses sont finalement distribuées sur le cycle fictif.

Le cycle d’oscillation est décomposé en 10 fenêtres d’analyse successives (*phase windows*, notées PW). Dans la suite, nous notons  $t_{PW}$  l’instant du cycle étudié par la fenêtre d’analyse PW. Les cartes de vitesse associées à chacune de ces fenêtres sont moyennées afin de constituer la condition de l’écoulement moyen sur la durée de la fenêtre, à  $t_{PW}$ . Nous notons  $U_{PW}(x, y)$  l’amplitude du vecteur vitesse moyen associé à la fenêtre PW. Tous les traitements morphologiques opérés sur les images d’écoulement et calculs issus des vecteurs vitesse sont ensuite effectués par fenêtre d’analyse.

### Traitement d’images du jet glottique

Des méthodes classiques de filtrage (fond uniforme, filtre médian, filtre Wiener), détection de contours après seuillage et conversion de l’image en format binaire ont été proposées dans un premier temps. Une méthode de détection de la ligne médiane du jet basée sur les variations du gradient de couleur a également été testée mais n’a pas été exploitée dans le cadre de ce travail.

### Mesure de l'impédance et de l'admittance de l'écoulement glottique

L'effet engendré par les bandes ventriculaires sur le débit volumique translaryngé,  $\Phi$ , est mesuré *via* l'analyse du rapport  $Z = P_0/\Phi$ . Ce paramètre définit l'impédance de l'écoulement glottique. Sa valeur varie suivant la phase du cycle d'oscillation glottique considérée.

Pour chaque configuration étudiée,  $P_0$  désigne la pression sous-glottique moyenne mesurée au manomètre, constante et détaillée sur le tableau 4.1.

Pour chaque fenêtre d'analyse PW, la largeur du jet glottique est mesurée à une position axiale  $x_\Phi$  fixée sur l'image d'écoulement. Cette position est éloignée d'au moins 8mm de la source glottique, première position accessible à la mesure compte tenu du dispositif expérimental. La largeur du jet,  $\delta_\Phi = \delta_\Phi(x_\Phi, t_{PW})$ , est calculée à partir du profil de vitesse transversal mesuré par PIV à la position  $x_\Phi$ , à  $t_{PW}$ . Elle est définie par les points du profil associés à une vitesse égale à la moitié de la vitesse maximale, comme illustré sur la figure 3.11. Dans ce but, nous déterminons l'ensemble des positions  $y$  définies par :

$$U_{PW}(x_\Phi, y) \geq 0.50 \cdot \max_y(U_{PW}(x_\Phi, y)), \quad (4.5)$$

où  $U_{PW}(x, y) = \sqrt{U_{PW_x}(x, y)^2 + U_{PW_y}(x, y)^2}$ . Nous appelons  $y_{\Phi_{min}}$  (respectivement  $y_{\Phi_{max}}$ ) la position  $y$  minimale (respectivement maximale) vérifiant la condition 4.5. La largeur  $\delta_\Phi$  est évaluée comme la distance déduite de l'équation :

$$\delta_\Phi = y_{\Phi_{max}} - y_{\Phi_{min}}, \quad (4.6)$$

Une illustration de la définition de  $\delta_\Phi$  est donnée sur la figure 4.17. Dans la suite, nous noterons  $\delta_\Phi^+$  la fraction de  $\delta_\Phi$  associée aux positions  $y$  à droite de l'axe glottique médian ( $y > 0$ ), et  $\delta_\Phi^-$  la fraction de  $\delta_\Phi$  associée aux positions  $y$  à gauche de l'axe glottique médian ( $y < 0$ ), comme illustré sur la figure 4.17.

La surface de l'écoulement dans le plan médio-sagittal (suivant  $z$ ), notée  $A_\Phi$ , est déduite de ce calcul suivant l'approximation :

$$A_\Phi = A(x_\Phi, t_{PW}) = W(x_\Phi, t_{PW}) \cdot \delta_\Phi = h_{ventricule} \cdot \delta_\Phi. \quad (4.7)$$

Le débit volumique,  $\Phi(t_{PW})$ , associé à la phase du cycle glottique considéré, est estimé comme le produit de la section du jet  $A_\Phi$  par l'amplitude de la vitesse moyenne mesurée à la position  $x_\Phi$ . Cette vitesse, notée  $U_{PW_\Phi}$ , déduite du profil de vitesse  $U_{PW}(x_\Phi, y)$ , moyenné sur la largeur du jet  $\delta_\Phi$ .

En définitive, l'impédance de l'écoulement est calculée pour chaque fenêtre PW selon l'équation 4.8 :

$$Z = \frac{P_0}{A_\Phi \cdot U_{PW_\Phi}} = \frac{P_0}{(h_{ventricule} \cdot \delta_\Phi) \cdot U_{PW_\Phi}}, \quad (4.8)$$

Elle s'exprime en  $Pa.s.m^{-3}$ . L'admittance de l'écoulement est définie par  $1/Z$ .

### Quantification des fluctuations turbulentes de l'écoulement

L'analyse PIV a permis de quantifier les propriétés turbulentes de l'écoulement translaryngé par l'étude de l'intensité de turbulence. Ce paramètre est défini comme l'écart-type des fluctuations de vitesse, et est évalué pour chaque temps d'analyse  $t_{PW}$  du cycle d'oscillation de la maquette de cordes vocales. A  $t_{PW}$  fixé, ce paramètre est noté  $\sigma_{PW}$ . Il se calcule en  $m.s^{-1}$  suivant l'équation 4.9 :

$$\sigma_{PW}(x, y) = \sqrt{u^2(x, y, t_{PW})} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (u(x, y, i) - U_{PW}(x, y))^2}, \quad (4.9)$$

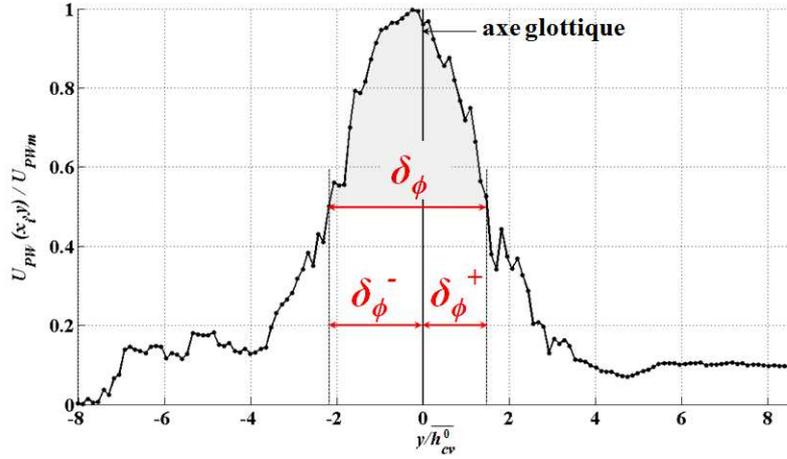


FIG. 4.17 – Définition des largeurs du jet glottique  $\delta_\Phi$ ,  $\delta_\Phi^+$  et  $\delta_\Phi^-$  sur un profil de vitesses type, extrait de la base de données PIV (Configuration CV – BV<sub>1</sub>, PW1,  $x_\Phi = 10\text{mm}$ ). Les vitesses du profil moyennées sur la partie grisée définissent la vitesse  $U_{PW_\Phi}$ .

en notant  $n$  le nombre de cartes de vitesse contenues dans la fenêtre considérée à  $t_{PW}$  (typiquement 25 à 30),  $u(x, y, i)$  l'amplitude de la vitesse instantanée mesurée sur la  $i^{\text{ème}}$  carte PIV contenue dans cette fenêtre,  $U_{PW}(x, y)$  celle du vecteur vitesse moyen associé à la fenêtre PW, et  $\overline{u'^2}$  le carré de la fluctuation turbulente du champ de vitesse  $u(x, y, t)$ , conformément à la décomposition de Reynolds introduite à l'équation 3.26.

Le taux de turbulence, défini par le rapport  $T_{PW}(x, y) = \sigma_{PW}(x, y)/U_{PW}(x, y)$ , est un indicateur en % de l'agitation turbulente par rapport au champ cinématique moyen (Cousteix [40], 1989). Le calcul de  $T_{PW}(x, y)$  réalisé pour différents temps  $t_{PW}$  à une position fixe  $(x, y)$  permet d'évaluer l'instabilité de l'écoulement en cet endroit au cours d'un cycle d'oscillation de la maquette des cordes vocales.

## 4.4 En résumé

Nous avons présenté ici les dispositifs d'investigation *in-vitro*, les procédures expérimentales et les techniques de traitement des données mesurées élaborés pour valider les considérations théoriques détaillées dans le chapitre 3. Des mesures de pressions, de vitesses et de visualisation d'écoulement par injection de fumée, imagerie Schlieren et analyse PIV ont été réalisées à cet effet.

Ce chapitre conclut ainsi la première partie de ce travail, dédiée à la description des outils développés pour permettre l'exploration du comportement des bandes ventriculaires, de son origine et de son impact en parole et en chant.

## Deuxième partie

# Pour quelle destination ?

*Du rapprochement à la vibration ventriculaire*



## SOMMAIRE DE LA PARTIE

Dans la première partie de ce mémoire, nous nous sommes attachés à décrire les outils d'exploration et d'analyse utilisés pour mieux comprendre l'origine du mouvement ventriculaire dans la production vocale, et ses conséquences dans la parole et dans le chant. Nous nous consacrons dans cette seconde partie à présenter les observations déduites des différentes approches abordées par cette étude (explorations *in-vivo*, *in-vitro* et modélisation théorique) et les conclusions auxquelles ces outils nous ont permis d'aboutir.

Les résultats sont répartis en trois chapitres distincts, organisés suivant le degré de constriction des bandes ventriculaires considéré et en fonction de sa variation dans le temps (*i.e.* suivant le rapport  $\tilde{h}_{bv}(z, t)/\tilde{h}_{cv}(z, t)$ ). Le chapitre 5 étudie à titre de référence la configuration ventriculaire en phonation « usuelle », pour de larges ouvertures  $\tilde{h}_{bv}$  comparativement aux ouvertures glottiques  $\tilde{h}_{cv}$ . Le chapitre 6 expose le cas de phonations s'accompagnant d'un rapprochement des bandes ventriculaires par rapport à la situation de référence, jusqu'au contact partiel (*i.e.* sur une partie de la longueur des bandes) ou total (*i.e.* sur toute la longueur des bandes). Dans ces configurations laryngées, les bandes ventriculaires ne sont pas animées d'un mouvement vibratoire. Les productions vocales s'accompagnant d'une vibration des bandes ventriculaires, avec ou sans contact, en phase ou en déphasage avec les oscillations glottiques, périodique ou apériodique, sont exposées au chapitre 7.



## Chapitre 5

# Bandes ventriculaires très écartées ...

Nous détaillons dans ce chapitre les résultats associés à l'étude des gestes de voisement « usuel » (sans qualité vocale particulière). Dans le cadre de ce travail, nous étudions la production de voyelles tenues, perceptivement similaires aux voyelles retrouvées dans un contexte de conversation courante. En voix parlée, le mécanisme laryngé M1 est le plus communément utilisé par l'homme sur l'ensemble de sa tessiture, et par la femme dans le grave de sa tessiture (Roubeau & al. <sup>[160]</sup>, 2008, Henrich <sup>[76]</sup>, 2001). Aussi, la production de voyelles réalisée en mécanisme laryngé M1 et avec une qualité vocale usuelle est choisie comme étalon de l'étude. Elle tient lieu de configuration de référence pour les différentes approches de notre recherche :

- pour la caractérisation du geste phonatoire, à savoir celle de la vibration glottique, de la disposition relative des structures supra-glottiques, de la géométrie et de la dynamique des bandes ventriculaires ;
- pour les sensations proprioceptives des sujets ;
- pour l'évaluation théorique de la distribution de pression et du débit d'air translaryngés, estimés dans des conditions géométriques semblables à celles observées *in-vivo* ;
- pour la visualisation expérimentale de l'écoulement d'air sous ces mêmes conditions ;
- pour les hypothèses physiques nécessaires à la prédiction d'oscillations auto-entretenues des cordes vocales ;
- pour la perception de la réalisation acoustique, en termes de timbre et d'intensité moyenne.

Pour chacune de ces considérations, les résultats présentés ci-dessous constituent des situations de référence, qui serviront de point de comparaison avec les productions vocales explorées dans les chapitres 6 et 7.

### 5.1 Corrélats physiologiques de la production de voisement usuel

Les observations rapportées dans cette partie sont formulées sur la base des enregistrements endoscopiques réalisés par cinématographie ultra-rapide à l'UKE sur cinq locuteurs (C2, L2, L3, L4, L5) et une locutrice (L1), offrant chacun respectivement 2, 2, 8, 1, 5 et 4 séquences vidéos de phonation usuelle (*cf.* annexe **A**). Ces séquences comprennent des productions exhibant le mécanisme laryngé M1, à différentes

hauteurs et intensités acoustiques, pour différentes émissions vocaliques demandées ( $[a]$ ,  $[e]$ ,  $[\varepsilon]$ ,  $[ae]$ ,  $[i]$ ,  $[\emptyset]$  ou  $[u]$ ). Elles sont obtenues soit en réponse à la tâche de phonation usuelle, soit pour initialiser une transition vers une phonation plus spécifique. Le chanteur C3 enregistré à l’UKE ayant très difficilement supporté l’inspection invasive du larynx par voies orale et nasale, nous n’avons pu explorer avec lui l’ensemble des productions vocales d’intérêt pour notre étude (cf. § 2.2.1 Sujets et tâches).

Les données acquises par vidéolaryngostroboscopie à une vitesse standard (à l’UKE comme à l’HEGP) confirment qualitativement les comportements laryngés observés par cinématographie ultra-rapide, et présentés dans cette section ; néanmoins, elles n’ont pas été exploitées à d’autres fins que leur fonction illustrative du fait de leur faible degré de résolution temporelle. Les données cinématographiques leur ont été préférées pour une analyse quantitative.

Sur l’ensemble des locuteurs examinés, le larynx est dégagé pendant la parole usuelle, le bas de l’épiglotte et les cartilages corniculés n’obstruent pas ou peu le champ de vision des cordes vocales et des bandes ventriculaires (cf. figure 5.1). L’ensemble du larynx reste approximativement symétrique pendant la phonation. Une illustration de la configuration géométrique type retrouvée en mécanisme M1 à l’amplitude maximale de la vibration glottique ( $\max_t \hat{h}_{cv}(t)$ ) pour différents sujets et différentes réalisations vocaliques est donnée sur la figure 5.1.

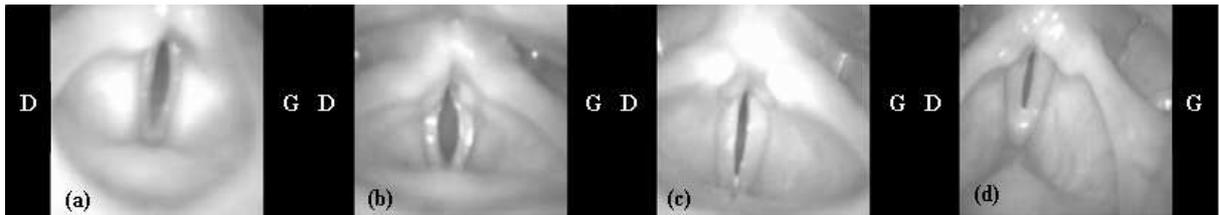


FIG. 5.1 – Configuration laryngée type observée en mécanisme laryngé M1, au maximum de l’ouverture glottique  $\max_t \hat{h}_{cv}(t)$ . (a) Sujet L1, do3 (260Hz); (b) Sujet L5, ré2 (148Hz); (c) Sujet L4, si1 (122Hz); (d) Sujet L3, fa2 (170Hz). **D** : droite, **G** : gauche.

La description quantitative des variations de  $\tilde{h}_{bv}(z, t)$  selon la hauteur, selon la différenciation homme-femme et selon la voyelle demandée a été laissée de côté dans le cadre de ce travail. Nous nous sommes plus spécifiquement attachés à l’analyse du comportement dynamique des structures laryngées. Pour tous les sujets, quelque soit la réalisation acoustique (voyelle, intensité, hauteur), le comportement des bandes ventriculaires observé est similaire en phonation usuelle. Dans la suite, nous proposons d’en illustrer les caractéristiques en détaillant le cas d’un enregistrement représentatif extrait de la base de données. Les observations déduites de ce cas sont néanmoins généralisables au reste des données à disposition en phonation usuelle.

L’exemple choisi correspond à l’émission d’un la#1 (120Hz) tenu sur environ 4s par le sujet L5, en mécanisme laryngé M1, à la demande de la voyelle  $[\emptyset]$  (exemple sonore Audio1.wav). Une partie de la séquence est produite en phonation usuelle, une autre est produite avec l’obturation de la bouche du sujet par sa main. Cette séquence a été sélectionnée pour la qualité des images cinématographiques obtenues, grâce à un examen proche de la glotte et un contraste de luminosité optimal pour le traitement d’images. Le spectrogramme de la réalisation acoustique pendant l’intégralité de la séquence est donné sur la figure 5.2. Les productions en phonation usuelle correspondent aux plages temporelles comprises entre 0 et 0.9s, et entre 2 et 3s environ, et sont accompagnées sur le spectrogramme de la figure 5.2 d’une énergie spectrale non négligeable dans les harmoniques situés au-delà de 1500Hz. Nous limiterons l’analyse de la configuration étalon à ces plages temporelles dans la suite, et en particulier aux plages (1) et (2) spécifiées sur la figure 5.2. Nous proposons une caractérisation du comportement des bandes ventriculaires dans un premier temps, puis une description quantitative du comportement glottique dans un second temps.

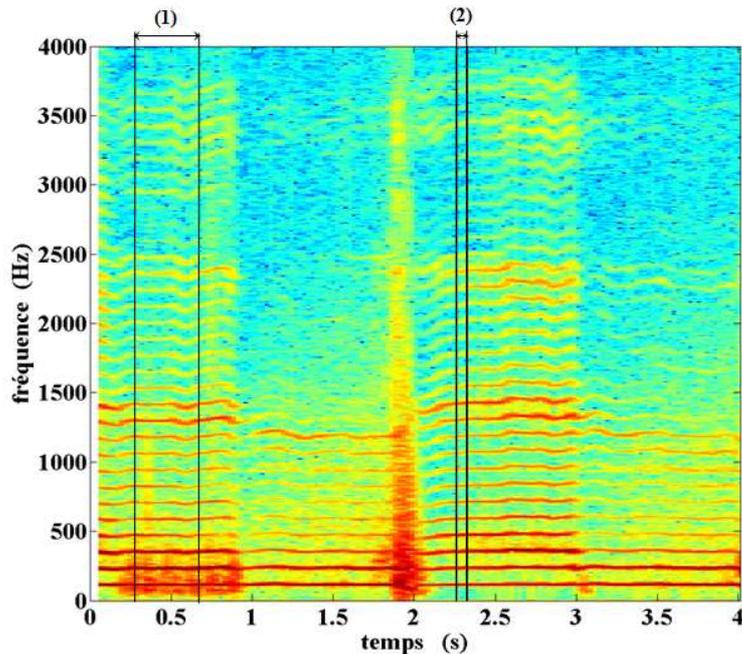


FIG. 5.2 – Spectrogramme d'une voyelle tenue 4s en phonation usuelle, sur un  $la\#1$  (120Hz) émis en mécanisme laryngé M1, avec et sans obturation de la bouche du sujet par sa main. Les séquences sans obstruction du conduit vocal sont comprises entre 0 et 0.9s, et entre 2 et 3s environ. Sujet L5, exemple sonore Audio1.wav. Les plages temporelles notées (1) et (2) sont analysées sur les figures 5.3 et 5.5 respectivement.

### 5.1.1 Description du comportement des bandes ventriculaires

#### Des bandes ventriculaires écartées et statiques

Les bandes ventriculaires ne vibrent pas dans les conditions de voisement usuel. Elles ne sont accolées qu'au niveau de leur commissure antérieure, située à la base de l'épiglotte. Elles sont distantes l'une de l'autre pour toute autre position  $z$  sélectionnée sur leur épaisseur, et restent statiques pendant la vibration glottique. Une compression médiane ou antérieure accentuée est observée sur 4 des 22 (soit 18%) séquences de voisement usuel enregistrées. Néanmoins, cette configuration atypique n'apparaît que lors de la réalisation de transitions de mécanismes laryngés  $M1 \leftrightarrow M2$ ,  $M1 \leftrightarrow M0$ . Elle disparaît pour la production de voyelles tenues en phonation usuelle, en mécanisme laryngé M1.

Ces observations sont en accord avec les sensations proprioceptives des locuteurs qui n'ont pas l'impression d'utiliser leurs bandes ventriculaires dans le geste phonatoire.

La figure 5.3 illustre ces observations par une analyse kymographique représentative de la production de voyelles tenues en mécanisme M1. Les images laryngées analysées correspondent à l'exemple sonore de la figure 5.2, traité sur la séquence (1), d'une durée de 400ms. Le kymogramme montre l'évolution temporelle de la ligne horizontale sélectionnée sur l'image laryngée, placée à la mi-largeur environ des bandes ventriculaires, dans un espace délimité par l'encadré en pointillés sur l'image. Il compare l'oscillation périodique des cordes vocales à 120Hz ( $la\#1$ ) avec l'ouverture ventriculaire  $\tilde{h}_{bv}(z, t)$ , invariante dans le temps à la position  $z$  observée.

Ce contraste entre la dynamique des ouvertures  $\tilde{h}_{cv}(z, t)$  et  $\tilde{h}_{bv}(z, t)$  s'étend à toute autre position  $z$  sélectionnée sur l'étendue de l'espace glottique. Le comportement ventriculaire est caractérisé par un espace non nul et invariant dans le temps entre les bandes pendant la phonation. Bien que constant à

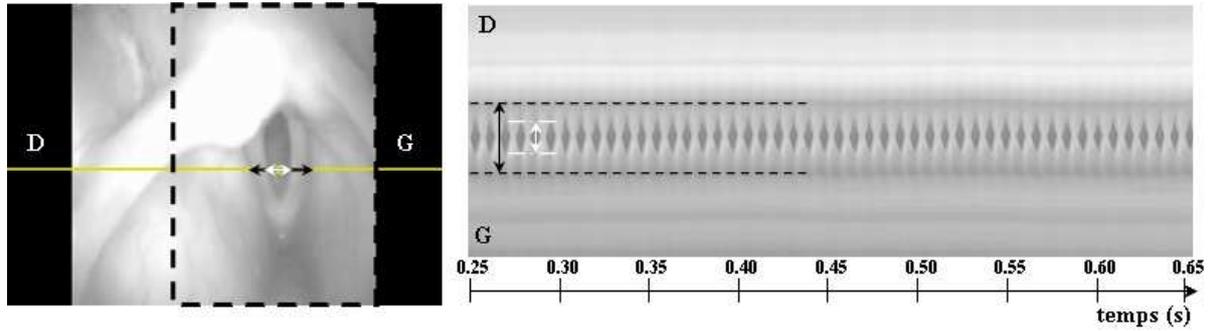


FIG. 5.3 – Image laryngée (gauche) et analyse kymographique de la ligne horizontale sélectionnée sur l'image (droite) d'une séquence de phonation usuelle d'environ 400ms en mécanisme laryngé M1. Les lignes tracées en noir sur le kymogramme sont relatives aux BV, celles en blanc aux CV. Sujet L5, la#1 (120Hz), extrait de l'exemple sonore Audio1.wav. **D** : droite, **G** : gauche.

une position  $z$  fixée de l'axe glottique médian, l'écart séparant les bandes ventriculaires augmente dans la direction antéro-postérieure. Comme pour les cordes vocales, l'approximation d'une section d'aire rectangulaire dans le plan axial ( $y, z$ ) semble donc a priori assez grossière dans la configuration étalon. A titre illustratif, la figure 5.5 approfondit l'analyse kymographique proposée figure 5.3 en sélectionnant plusieurs lignes réparties sur l'épaisseur du larynx. La série d'images analysées correspond à la plage (2) spécifiée sur la figure 5.2, d'une durée de 66.5ms. Huit lignes sont sélectionnées perpendiculairement à l'axe glottique médian, aux endroits signifiés sur l'image laryngée. Les lignes numérotées de 1 à 4 sont réparties successivement sur la moitié postérieure des bandes ventriculaires, et celles numérotées de 5 à 8 balayent la moitié antérieure. Les lignes 3 et 5, de même que les lignes 4 et 6, sont proches mais distinctes. Les huit kymogrammes résultants sont tracés en synchronisation avec les signaux EGG et DEGG associés, normalisés. La correspondance quantitative entre les variations des signaux EGG, DEGG et celles des aires mesurées aux cordes vocales,  $\tilde{A}_{cv}(t)$ , et aux bandes ventriculaires,  $\tilde{A}_{bv}(t)$ , au cours d'un extrait de cette séquence est présentée sur la figure 5.6.  $\tilde{A}_{cv}(t)$  et  $\tilde{A}_{bv}(t)$  sont calculées à partir de la méthode manuelle de détection de contours par édition de courbes de Bézier exposée au § 2.3.3. La confrontation des kymogrammes de la figure 5.3 les uns par rapport aux autres illustre trois caractéristiques principales du comportement ventriculaire lors de la production de voisement usuel :

- $\tilde{h}_{bv}(z, t) > 0$ , quelle que soit la position  $z$  considérée sur l'épaisseur des bandes (en dehors du point de jonction à la base de l'épiglotte) ;
- à  $z$  fixé,  $\tilde{h}_{bv}(z, t)$  est invariant par rapport à  $t$  ; autrement dit, les bandes ventriculaires restent sans mouvement pendant la vibration glottique. Cette propriété est confirmée sur la figure 5.6. En effet,  $\tilde{A}_{bv}(t)$  reste constante sur la séquence, en contraste avec les oscillations périodiques de  $\tilde{A}_{cv}(t)$  et des signaux EGG et DEGG. Notons que dans le cas étudié, le cartilage corniculé masque la partie postérieure droite des cordes vocales et des bandes ventriculaires (cf. images laryngées des figures 5.5 et 5.6) et la détection de contours conduit donc à une sous-estimation de  $\tilde{A}_{cv}(t)$  et de  $\tilde{A}_{bv}(t)$ . Néanmoins, ce masquage reste constant sur la durée de la séquence présentée, et la dynamique des aires glottiques et ventriculaires dans le temps est donc bien représentée.
- à  $t$  fixé,  $\tilde{h}_{bv}(z, t)$  croît avec  $z$  ; la visualisation des images laryngées sur un cycle glottique de la séquence, présentée sur la figure 5.4, appuie cette observation.

En conséquence de ces observations, remarquons que les variations de contact mesurées par les signaux EGG et DEGG n'intègrent aucune information liée au comportement des bandes ventriculaires en phonation usuelle. Ils enregistrent exclusivement les variations de contact aux cordes vocales, confor-

mément aux études antérieures (Fabre <sup>[52]</sup>, 1957, Fourcin & Abberton <sup>[58]</sup>, 1971, Rothenberg <sup>[158]</sup>, 1992, Orlikoff <sup>[146]</sup>, 1998). Ce constat est intéressant par contraste avec les observations qui seront formulées dans l'étude de phonations spécifiques présentées au cours des chapitres suivants.

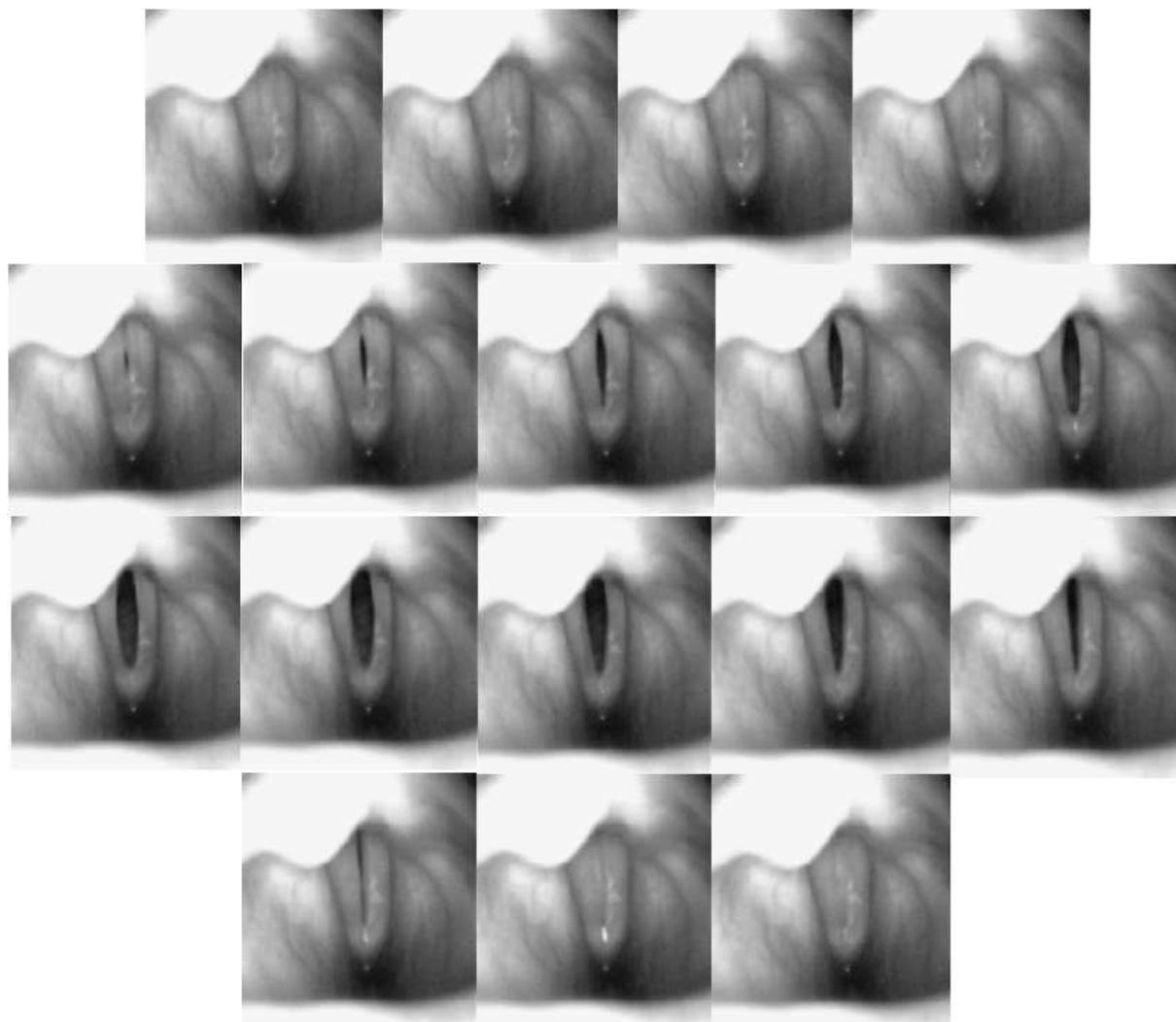


FIG. 5.4 – Visualisation des images laryngées acquises sur un cycle glottique en phonation usuelle (de gauche à droite). Sujet L5, la♯1 (120Hz), extrait de l'exemple sonore Audio1.wav entre  $t = 2300ms$  et  $t = 2308,50ms$ .

### Relation entre l'ouverture ventriculaire et l'ouverture glottique

Nous nous intéressons dans cette partie à la relation entre les géométries glottique et ventriculaire. Quels que soient l'instant  $t$  du cycle glottique et la position  $z$  observée, l'ouverture ventriculaire  $\tilde{h}_{bv}(z, t)$  reste toujours supérieure à l'ouverture glottique  $\tilde{h}_{cv}(z, t)$ . Nous proposons de déterminer le rapport de ces ouvertures à l'instant  $t_m$  du cycle glottique où la distance  $\hat{h}_{cv}(t)$  prend sa valeur maximale. Soit  $z_m$  la position sur l'axe glottique médian où se produit ce maximum d'amplitude glottique. Le tableau 5.1 regroupe les calculs des rapports  $\hat{\gamma}(t_m)$ ,  $\gamma^\circ(t_m)$  et  $\gamma(z_m, z_m, t_m)$  selon la procédure détaillée au § 2.3.3. Cette procédure est réalisée à l'instant  $t_m$  d'un cycle glottique caractéristique pour chacun des 22 enregistrements de phonation usuelle de la base de données. L'analyse des images laryngées conduit aux résultats suivants :

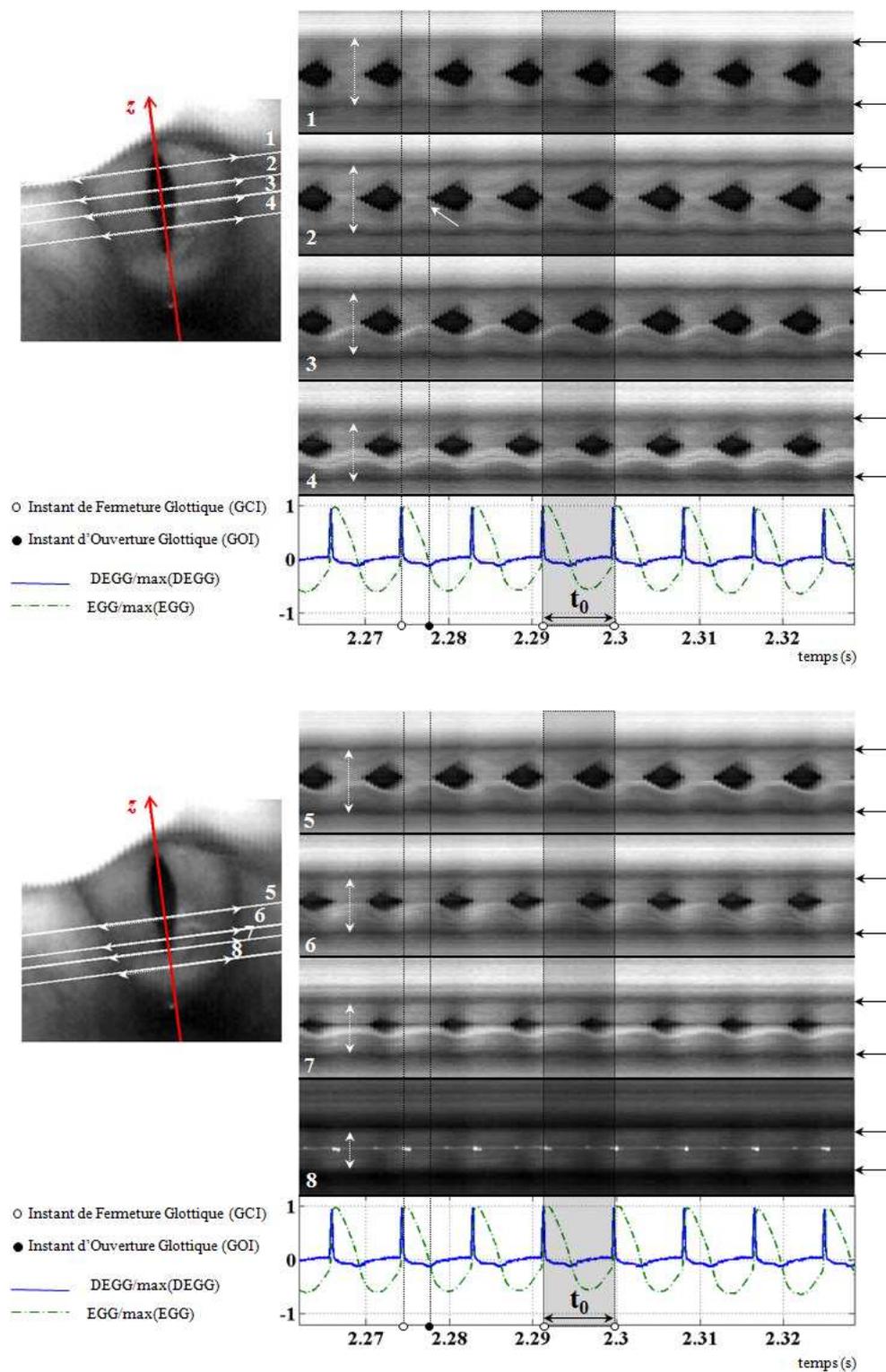


FIG. 5.5 – Huit vues kymographiques distinctes et positions correspondantes tracées et numérotées de 1 à 8 sur une image laryngée obtenue par cinématographie ultra-rapide, représentées en synchronisation avec les signaux EGG et DEGG normalisés. Cette séquence correspond à 66.5ms de la phonation étalon. Les barres noires sur chaque kymogramme, repérées par les flèches sur la droite, délimitent les bords libres des bandes ventriculaires. (Sujet L5, extrait de l'exemple sonore Audio1.wav).

- le rapport  $\hat{\gamma}(t_m) = \hat{h}_{bv}(t_m)/\hat{h}_{cv}(t_m)$  varie entre environ 2 et 6. Ainsi, l'écartement maximal des bandes ventriculaires majore celui observé entre les cordes vocales en phonation usuelle, d'un facteur moyen environ égal à 3. Ces écartements sont mesurés en deux positions distinctes de l'axe glottique médian pour 68% des séquences étalons.
- le rapport  $\gamma^\circ(t_m) = \hat{h}_{bv}(t_m)/\hat{h}_{cv}(t_m)$  est proche de 1 en moyenne. Il varie entre 0 et 4, en s'annulant lorsque la commissure antérieure des bandes ventriculaires n'est pas cachée par l'épiglotte, comme sur la figure 5.3. Pour tous les sujets, la distance  $\hat{h}_{bv}(t)$  est observée au plus proche de la base de l'épiglotte dans ces conditions de voisement usuel.
- à la position  $z_m$  de l'axe glottique médian, l'ouverture ventriculaire mesurée est plus grande que l'écartement maximal entre les cordes vocales, dans un rapport variable entre 1 et 5 (valeur moyenne d'environ 3).

En supposant l'amplitude maximale de l'ouverture glottique située entre 2mm et 3mm (Hirano & al, [84], 1983, Guily & Roubeau [70], 1994, Agarwal [2], 2004), Agarwal [2], 2004 mesure une ouverture ventriculaire moyenne supérieure d'un facteur 2-3. Scherer [173], 1981 suggère un rapport  $\tilde{h}_{bv}/\tilde{h}_{cv}$  variant entre 0,7 et 3,5 sous ces hypothèses. Les études antérieures confortent ainsi les résultats de notre étude.

Sujet	n° prise	$\hat{\gamma}(t_m)$	$\gamma^\circ(t_m)$	$\gamma(z_m, z_m, t_m)$
L1	1	4,38	3,64	4,09
L1	10	5,78	1,91	5,23
L1	14	5,41	2,05	5,24
L1	15	2,71	0,93	2,71
L2	1	5,17	4,29	-
L2	2	3,98	2,93	3,73
L3	1	2,48	0,79	2,48
L3	7	2,73	0	2,73
L3	9	3,61	1,88	3,25
L3	10	3,05	0	3,05
L3	12	3,11	0	3,11
L3	13	2,40	0	2,57
L3	14	3,08	0	3,08
L3	22	2,96	0	2,96
L4	1	2,36	1,76	2,36
L5	12	1,81	0	1,42
L5	13	1,60	0,57	1,33
L5	14	1,57	0,42	1,05
L5	15	2,52	0,93	1,00
L5	17	2,09	0	2,09
Maximum		5,78	4,29	5,24
Minimum		1,57	0	1,00
Moyenne		3,14	1,10	2,81

TAB. 5.1 – Tableau récapitulatif des rapports  $\hat{\gamma}$ ,  $\gamma^\circ$  et  $\gamma(z_m, z_m, t_m)$  mesurés sur les images laryngées associées à la configuration étalon dans la base de données (voisement usuel, mécanisme laryngé M1). L'évaluation de ces rapports est réalisée par la méthode (1) décrite au § 2.3.2. La séquence grisée correspond à l'exemple représentatif choisi dans ce chapitre. Les données relatives au chanteur C2 se distinguent par une géométrie des bandes ventriculaires plus spécifique lors des transitions M1  $\leftrightarrow$  chant de gorge ; elles sont détaillées au chapitre 7. Le signe « - » indique que la configuration laryngée rend la mesure du rapport impossible.

L'étude du cas particulier choisi comme étalon de la phonation usuelle (exemple sonore Audio1.wav) conduit à un rapport d'aires  $\alpha = \tilde{A}_{bv}(t)/\max_t \tilde{A}_{cv}(t)$  égal en moyenne à 3,7. Ce rapport constitue pour notre étude un quotient de référence pour le geste de voisement usuel, avec néanmoins la réserve liée aux erreurs propres à la technique d'extraction d'aires (cf. § 2.3) et aux variabilités inter-individuelles.

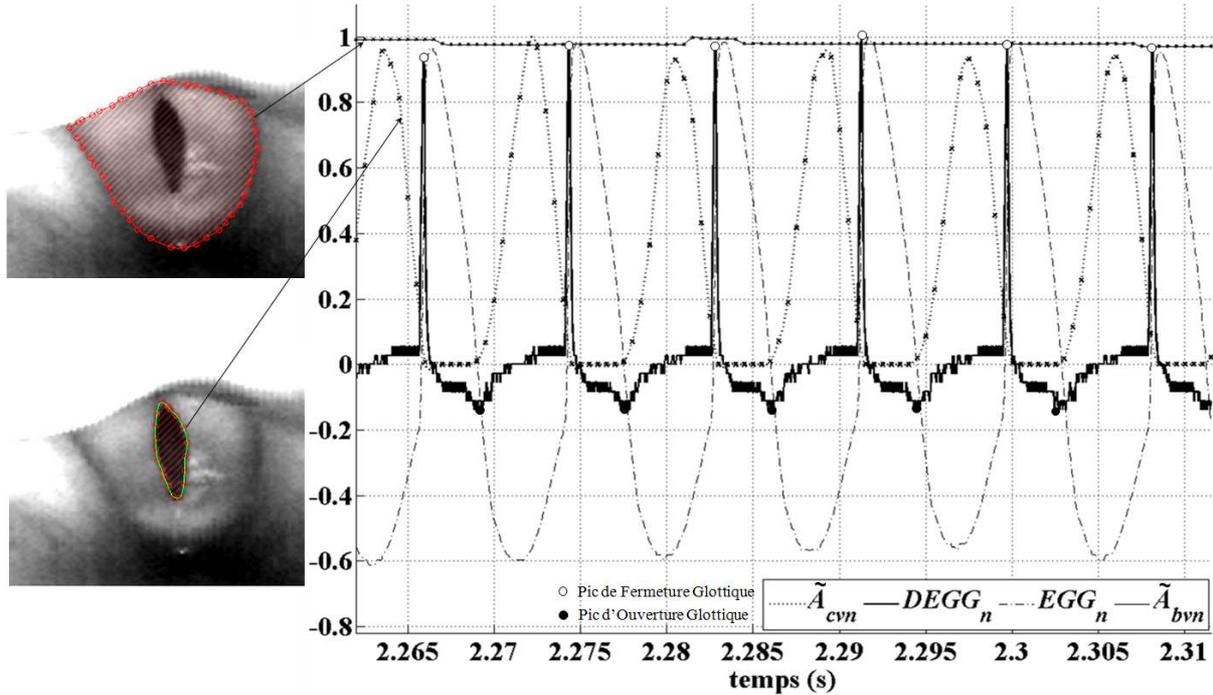


FIG. 5.6 – Illustration d'une image laryngée type obtenue dans l'étude étalon (Sujet L5, mécanisme M1, extrait de l'exemple sonore Audio1.wav), et contours des aires glottique et ventriculaire détectés par édition de courbes de Bézier (à gauche). Signaux interpolés  $\tilde{A}_{bv_n}(t)$ ,  $\tilde{A}_{cv_n}(t)$  déduits de l'extraction de contours, et signaux EGG et DEGG normalisés ( $EGG_n$ ,  $DEGG_n$ ) associés en fonction du temps (à droite).

### 5.1.2 Description du comportement des cordes vocales

Nous proposons ici une description du comportement des cordes vocales en phonation usuelle déduite de nos mesures sur l'humain. De nombreux auteurs ont déjà étudié en détails la caractérisation du mouvement glottique dans des conditions de parole standards (Kitzing & Sonesson [102], 1974, Castellengo [29], 1986, Castellengo [30], 1991, Roubeau & al. [159], 1991, Titze [200], 1994, Sundberg [188], 1996, Svec [194], 2000, Henrich [76], 2001, Henrich & al. [78], 2004, Roubeau & al. [160], 2008). Aussi, nous confirmons ici quelques propriétés de base des sciences de la parole, mais dont le rappel présente tout son intérêt en confrontation avec d'autres types de phonations parlées ou chantées très spécifiques, exposées dans les chapitres 6 et 7.

#### Un comportement corrélé aux variations des signaux EGG et DEGG

L'analyse des images laryngées enregistrées en phonation usuelle démontre que les pics d'ouverture (négatifs) et de fermeture (positifs) du signal DEGG se produisent aux instants d'ouverture glottique (GOI) et de fermeture glottique (GCI) respectivement. La période des signaux EGG et DEGG correspond bien dans ce cas à la période fondamentale de vibration des cordes vocales,  $t_0$ . A titre illustratif, la figure 5.5 montre qualitativement la correspondance entre les variations de contact enregistrées par les signaux

EGG et DEGG et les oscillations glottiques observées dans l'exemple de référence (Sujet L5, exemple sonore Audio1.wav). La figure 5.6 conforte cette correspondance de manière quantitative : l'aire glottique  $\tilde{A}_{cv}(t)$  mesurée entre deux instants GCI et GOI consécutifs est nulle; elle ne l'est plus passé le pic d'ouverture du signal DEGG, et ce, jusqu'au pic de fermeture du signal DEGG consécutif.

### Durées caractéristiques du cycle glottique

Une distinction entre la durée de deux cycles glottiques successifs est introduite à des fins de comparaison avec les productions vocales en doublement de période présentées au chapitre 7. Sur l'ensemble de la base de données constituée en phonation usuelle, nous ne mesurons aucune altération notable de la vitesse du contact glottique d'un cycle à l'autre. Dans l'exemple choisi, les pics de fermeture du signal DEGG sont numérotés par ordre d'apparition, un paramètre qui vient compléter l'information en temps et en amplitude pour chaque pic. La figure 5.7 trace l'amplitude des pics de fermeture glottique du signal DEGG détectés sur l'ensemble de la réalisation vocale associée à la figure 5.2 : les points correspondent aux numéros impairs, et les croix aux numéros pairs. Elle ne montre aucune altération notable de l'amplitude entre deux pics consécutifs dans cette phonation de référence.

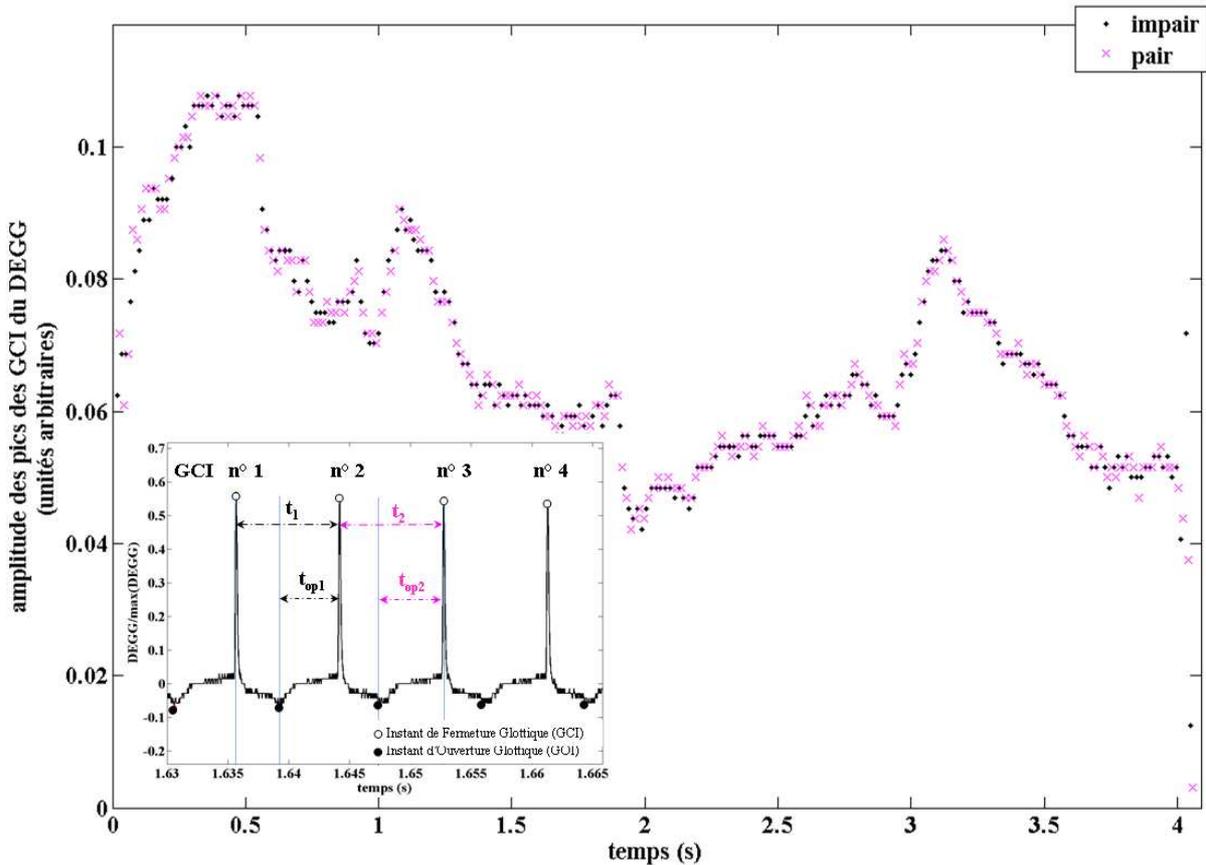


FIG. 5.7 – Amplitude des pics aux instants de fermeture glottique (GCI) du signal DEGG en fonction du temps. Sujet L5, mécanisme M1, exemple sonore Audio1.wav.

En phonation usuelle, la fréquence de vibration des cordes vocales,  $f_0$ , et la fréquence fondamentale du signal acoustique,  $f_{0acous}$ , sont équivalentes. De plus, deux cycles glottiques consécutifs sont identiques en termes de période de vibration, durée de phase ouverte, et quotients ouvert. Sur l'exemple représentatif, les temps  $t_1$  et  $t_2$  sont mesurés entre deux instants GCI successifs. La durée de la phase ouverte des cordes vocales, notée  $t_{op1}$  et  $t_{op2}$  suivant le cycle considéré, est mesurée entre un GOI et le GCI suivant.

La définition de chacune de ces grandeurs est détaillée sur la figure 5.7. Le quotient ouvert est mesuré comme le rapport entre la durée de la phase ouverte et la période fondamentale. La figure 5.8 confronte les variations de la fréquence fondamentale acoustique,  $f_{0acous}$ , mesurée par la méthode d'auto-corrélation YIN à partir du signal audio, et celles des fréquences  $f_1 = 1/t_1$  et  $f_2 = 1/t_2$  de deux cycles glottiques consécutifs, mesurées sur le signal DEGG. La figure 5.8 ne montre aucune différence de durée entre deux cycles glottiques successifs, tous deux à la période fondamentale du signal acoustique :  $f_1 = f_2 = f_0$ , et  $f_0 = f_{0acous}$ .

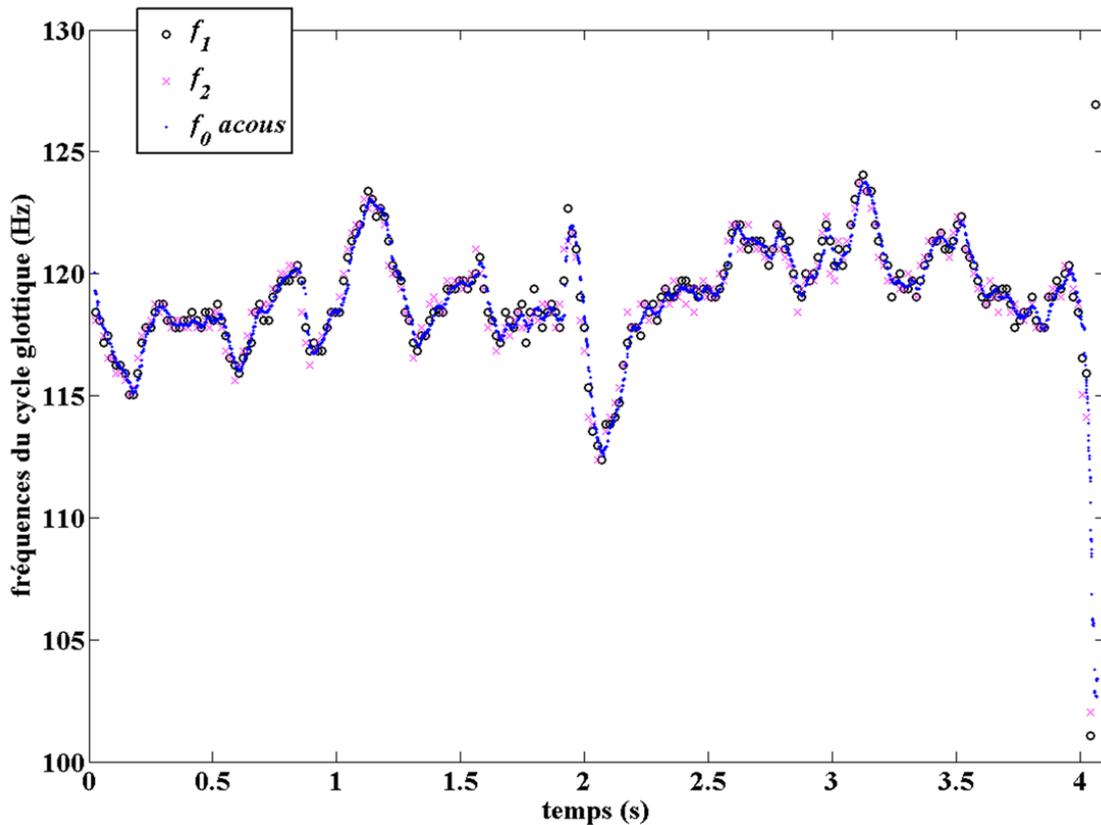


FIG. 5.8 – Fréquences du cycle glottique ( $f_1$ ,  $f_2$ , selon une représentation schématique détaillée sur la figure 5.7) et du signal acoustique  $f_{0acous}$  en fonction du temps. Sujet L5, mécanisme M1, exemple sonore Audio1.wav.

La figure 5.9 représente les variations des durées de phase ouverte ( $t_{op1}$  et  $t_{op2}$ ) et de quotients ouverts ( $t_{op1}/t_1$  et  $t_{op2}/t_2$ ) pour deux cycles glottiques consécutifs de l'exemple étalon. Dans cette phonation de référence, on observe en effet :  $t_{op1} = t_{op2}$  et  $t_{op1}/t_1 = t_{op2}/t_2$ . Le quotient ouvert mesuré dans ce cas de référence couvre une gamme de valeurs comprises entre 0,52 et 0,73, fluctuant autour d'une valeur moyenne de 0,62 avec les variations possibles d'intensité vocale, de fréquence fondamentale et de pression sous-glottique. Ce résultat s'accorde avec les études antérieures mentionnées en introduction de la section, qui observent globalement un quotient ouvert  $O_q$  situé entre 0,3 et 0,8 pour des voyelles tenues en mécanisme laryngé M1.

## 5.2 Caractérisation physique de la production de voisement usuel

Dans la partie précédente, nous avons caractérisé les corrélats physiologiques observés sur des exemples de parole voisée usuelle. En particulier, les cordes vocales vibrent à une fréquence fondamentale stable d'un

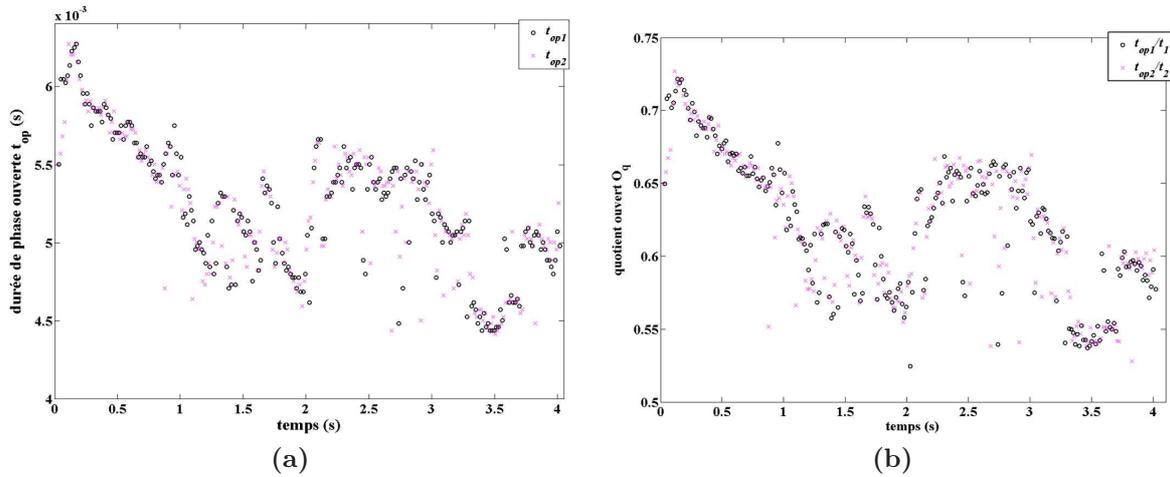


FIG. 5.9 – (a) Durées de phase ouverte des cordes vocales  $t_{op1}$  et  $t_{op2}$  en fonction du temps, selon une représentation schématisée sur la figure 5.7 et distinguant deux cycles glottiques consécutifs. (b) Quotients ouverts  $t_{op1}/t_1$  et  $t_{op2}/t_2$  représentés en fonction du temps.

cycle sur l'autre, les bandes ventriculaires restent écartées et ne présentent aucun mouvement vibratoire. Nous proposons ici d'étudier quelques propriétés physiques sous-jacentes à cette configuration étalon, caractérisée par une absence d'implication des bandes ventriculaires dans le geste phonatoire (pas de vibration, pas de contact, géométrie statique). Nous proposons dans un premier temps d'étudier les conditions physiques des auto-oscillations glottiques dans cette phonation étalon, puis nous présentons une description de l'écoulement d'air dans une géométrie laryngée sans bande ventriculaire.

### 5.2.1 Conditions d'auto-oscillation glottique

Sous quelles conditions physiques (aérodynamiques et mécaniques) peut-on simuler une auto-oscillation périodique des cordes vocales, à l'image de celle observée sur l'humain ? Cette simulation est-elle perturbée par la présence des bandes ventriculaires, si caractérisées par une géométrie et un comportement dynamique proches de ceux observés en phonation usuelle ? Nous cherchons ici à comprendre si les bandes ventriculaires apportent une contribution physique effective à la mise en vibration glottique. Pour ce faire, nous proposons de relier les résultats mis en évidence sur l'humain, aux prédictions dynamiques du modèle M2M de cordes vocales, combiné à la description théorique de l'influence aérodynamique due aux bandes ventriculaires (section § 3.3.1). Nous nous limitons dans cette section aux prédictions théoriques relatives à l'exemple sonore Audio1.wav, choisi comme référence de la phonation usuelle. Les résultats issus de cette simulation sont représentatifs des observations formulées pour les autres configurations étalons.

Dans un premier temps, nous détaillons les paramètres de la simulation numérique présentée figure 5.10, choisis dans le souci d'une cohérence avec les observations physiologiques de la littérature et de la section précédente.

#### Paramètres géométriques

Les grandeurs citées ci-dessous sont introduites sur les figures 3.8 et 3.14 du chapitre 3. Leurs valeurs ont été choisies grâce à l'étude bibliographique (§ 1.2.1). Il s'agit des valeurs moyennes répertoriées dans le tableau 1.2.

$$\begin{aligned} h_0 &= 20mm \\ W_{cv} &= 20mm \\ d_{cv} &= 4mm \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
h_{ventricule} &= 16mm \\
L_{ventricule} &= 5mm \\
W_{bv} &= 20mm \\
d_{bv} &= 5mm
\end{aligned}$$

L'ouverture ventriculaire  $h_{bv}(t)$  et l'ouverture initiale glottique  $h_{cv}(t=0)$  sont choisies comme paramètres d'entrée de la simulation. Tous deux sont estimés à partir des mesures réalisées sur l'humain et présentées dans la section précédente.

L'ouverture ventriculaire  $h_{bv}(t)$  suit les variations de l'aire  $\tilde{A}_{bv_n}(t)$  détectée sur les images laryngées et tracée sur la figure 5.6. Bien que l'hypothèse d'une section d'aire rectangulaire dans le plan ventriculaire soit mise en défaut par les observations *in-vivo*, l'ouverture  $h_{bv}(t)$  en entrée du modèle M2M est approchée par l'équation (2.10), si bien que :

$$h_{bv}(t) = \tilde{h}_{bv}(t) = \frac{\tilde{A}_{bv}(t)}{W_{bv}}. \quad (5.1)$$

L'équation 5.1 couplée à l'équation (2.26) conduit à :

$$\tilde{h}_{bv}(t) = \tilde{A}_{bv_n}(t) \cdot \tilde{h}_{bv_{ref}}, \quad (5.2)$$

où  $\tilde{h}_{bv_{ref}}$  désigne l'ouverture ventriculaire maximale mesurée en phonation usuelle, normée dans le système métrique et rapportée dans la littérature. Conformément au tableau 1.2, nous fixons sa valeur à 9mm.

De même, l'ouverture initiale des cordes vocales est déduite des variations d'aire glottique mesurées sur la figure 5.6. L'approximation de l'équation (2.9) s'écrit :

$$h_{cv}(t=0) = \tilde{h}_{cv}(t=0) = \frac{\tilde{A}_{cv}(t=0)}{W_{cv}}. \quad (5.3)$$

La distance  $\tilde{h}_{cv}(t=0)$  (en mètres) n'est pas imposée aléatoirement. Elle est reliée à l'ouverture initiale des bandes ventriculaires  $\tilde{h}_{bv}(t=0)$  *via* le rapport moyen  $\bar{\alpha} = \overline{\tilde{A}_{bv}(t)/\max_t \tilde{A}_{cv}(t)} = 3.7$ , mesuré dans la section précédente. Ce rapport, combiné aux équations (2.23) et (2.26), conduit à :

$$\tilde{h}_{cv}(t=0) = \frac{\tilde{A}_{cv_n}(t=0)}{W_{cv}} \cdot \frac{\tilde{A}_{bv}(t=0)}{\bar{\alpha}} \quad (5.4)$$

$$= \frac{\tilde{h}_{bv_{ref}} \cdot W_{bv}}{\bar{\alpha} \cdot W_{cv}} \cdot A_{cv_n}(t=0) \tilde{A}_{bv_n}(t=0). \quad (5.5)$$

L'ouverture glottique issue de l'aire mesurée sur les images laryngées à des temps supérieurs,  $\tilde{h}_{cv}(t > 0)$ , est évaluée suivant la même équation 5.5. Elle est comparée à l'ouverture glottique minimale dans la direction de l'écoulement, simulée par le modèle M2M, à savoir  $\min(h_{cv_1}(t), h_{cv_2}(t))$ .

La pression  $P_0$  est calculée à 4,1cm en amont du M2M des cordes vocales. La pression  $P_2$  est calculée au commencement du canal des bandes ventriculaires, dans le ventricule laryngé.

Enfin, le modèle de collision nécessite la définition d'une hauteur critique de collision,  $h_c$ , fixée à 0.015mm (Ruty [162], 2007).

### Paramètres mécaniques

Le paramètre de la masse vibrante  $m_{eff} = 2 \cdot m_{cv}$  est choisi en accord avec les données physiologiques et avec les études antérieures sur la modélisation physique de la vibration glottique par modèles distribués de cordes vocales (Miller & al. [134], 1988, Vilain [210], 2002, Ruty [162], 2007). La constante de raideur

du M2M,  $k_{cv}$ , est imposée de sorte que la fréquence des oscillations simulées en sortie du modèle coïncide avec la fréquence des oscillations mesurées *in-vivo*, à savoir 118Hz en moyenne sur la séquence étudiée. La méthode YIN de détection de fréquence fondamentale indique un écart de 1.71% entre la mesure et la simulation pour  $k_{cv} = 20 \text{ N.m}^{-1}$  et  $k_c = k_{cv}/2$ . La constante d'amortissement,  $r_{cv}$ , est fixée de sorte que le modèle puisse simuler des oscillations glottiques auto-entretenuées stables, avec une fermeture totale des cordes vocales. L'ensemble des paramètres mécaniques choisis sous ces conditions est récapitulé ci-dessous :

$$\begin{aligned} m_{cv} &= 0.05 \text{ g} \\ k_{cv} &= 20 \text{ N.m}^{-1} \\ k_{c_{cv}} &= 10 \text{ N.m}^{-1} \\ r_{cv} &= 4 \cdot 10^{-4} \text{ N.s.m}^{-1} \end{aligned}$$

### Paramètres thermodynamiques et aérodynamiques

La température dont dépendent l'estimation de la viscosité ( $\mu$ ), de la masse volumique de l'air  $\rho$  et de la célérité du son  $c$ , est fixée à  $37.2^\circ$ . La pression atmosphérique est fixée à 101.1 kPa. La pression d'alimentation  $P_0$  uniforme dans la trachée est fixée à 800Pa, relativement à  $P_{atm}$ . Cette valeur appartient à la gamme des pressions sous-glottiques communément rencontrées dans la réalité physiologique (*cf.* tableau 4.2). Dans de telles conditions thermodynamiques,

$$\begin{aligned} \rho &= 1.13 \text{ kg.m}^{-3} \\ \mu &= 1.85 \times 10^{-5} \text{ kg.m}^{-1}.\text{s}^{-1} \\ c &= 353.3 \text{ m.s}^{-1} \end{aligned}$$

Le modèle d'écoulement choisi est décrit par l'hypothèse  $Hyp1_{bturb}$  (*cf.* tableau 3.1), combinant un modèle de séparation de l'écoulement déduit du critère de Liljencrants, une expansion de jet glottique linéaire avec  $x$ , et une modélisation de la distribution de pression régie par l'équation de Bernoulli stationnaire, corrigée par le terme de Poiseuille des pertes de viscosité ( $\Delta P_{jet} = 0$ ). Dans ces conditions, la pression est posée uniforme dans le ventricule et  $P_2 = P_{s1}$ .

La figure 5.10 présente la simulation des ouvertures glottiques  $h_{cv1}(t)$  et  $h_{cv2}(t)$  par le M2M de cordes vocales, implémentée avec l'ensemble de ces paramètres géométriques, mécaniques et aérodynamiques. Elle présente également la simulation de la pression aérodynamique dans le ventricule,  $P_{s1}$ , évaluée dans ces conditions.

### Influence des bandes ventriculaires sur la distribution de pression

Selon notre modélisation, pour des conditions proches de la parole usuelle, la présence des bandes ventriculaires en aval de la glotte n'influe pas sur la distribution de pression translaryngée. Le recouvrement de pression dans le ventricule,  $P_{s1}$ , est prédit identiquement nul et le débit d'air est le même que celui simulé en l'absence de bandes ventriculaires dans le canal d'écoulement. En effet, la configuration géométrique est telle que le jet glottique n'interagit pas avec les bandes ventriculaires dans la modélisation proposée, comme illustré sur la figure 5.10. Ces prédictions restent inchangées quelle que soit la longueur du ventricule choisie parmi les valeurs admissibles mentionnées dans l'étude bibliographique ( $L_{ventricule}$  varié entre 3.3mm et 7.5mm). Les deux autres modèles d'expansion du jet glottique proposés (hypothèses  $Hyp1_{biam}$  et  $Hyp1_{bunif}$ ) conduisent aux mêmes résultats.

### Influence des bandes ventriculaires sur les vibrations glottiques

En l'absence de bandes ventriculaires, le modèle à deux masses de cordes vocales oscille périodiquement à la fréquence fondamentale imposée (118Hz). La présence des bandes ventriculaires en aval du modèle n'engendre aucune altération dans la simulation des ouvertures  $h_{cv1}(t)$  et  $h_{cv2}(t)$ , comme illustré sur la figure 5.10. En particulier, les amplitudes et la fréquence d'oscillation du M2M ne sont pas modifiées. La variation de  $L_{ventricule}$  dans la gamme des valeurs admissibles, de même qu'une modification dans le

modèle de développement du jet glottique ( $Hyp1_{blam}$  et  $Hyp1_{bunif}$ ), n'entraîne aucun changement dans les prédictions.

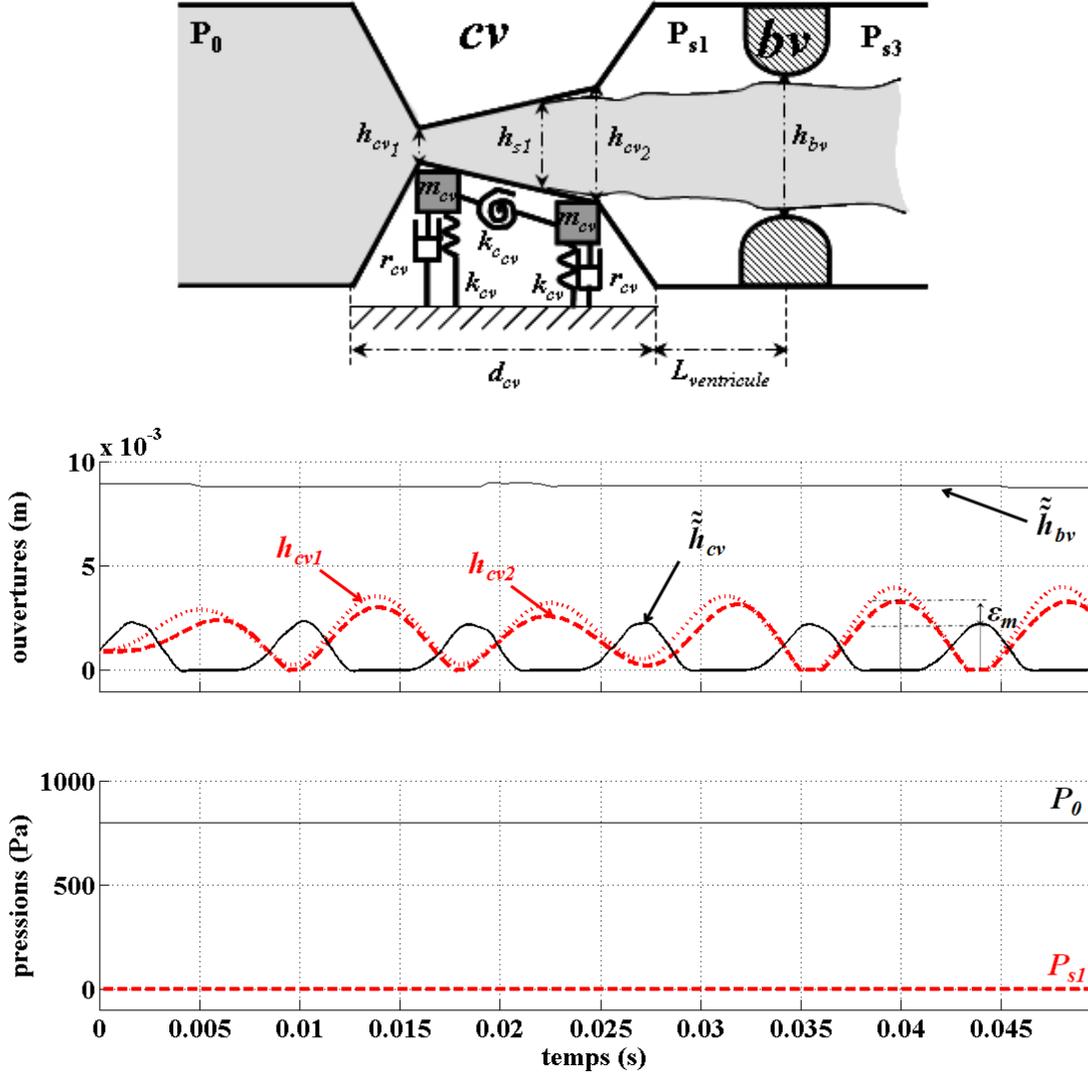


FIG. 5.10 – (en haut) Illustration schématique du modèle M2M de cordes vocales et de l'interaction entre le jet glottique et les bandes ventriculaires, dans la configuration étalon (pas à l'échelle). (en bas) Simulations numériques de  $h_{cv1}(t)$ ,  $h_{cv2}(t)$  et  $P_{s1}(t)$  en fonction du temps, par le modèle M2M avec recouvrement de pression sous l'hypothèse  $Hyp.1_{bturb}$ , dans la configuration étalon. Les paramètres d'entrée de la simulation sont représentés en trait plein :  $P_0 = 800\text{Pa}$ ,  $h_{bv}(t) = \tilde{h}_{bv}(t)$  et  $h_{cv}(t = 0) = \tilde{h}_{cv}(t = 0)$ . L'ouverture glottique  $\tilde{h}_{cv}(t > 0)$  est confrontée aux grandeurs simulées. Ces prédictions sont inchangées en l'absence de bandes ventriculaires en aval du M2M de cordes vocales.

La figure 5.10 permet de confronter l'ouverture glottique issue de l'aire détectée sur les images laryngées,  $\tilde{h}_{cv}(t)$ , à l'ouverture glottique simulée par le modèle M2M,  $h_{cv2}(t) = \min_t(h_{cv1}(t), h_{cv2}(t))$ . Notons  $\tilde{\gamma}$  le rapport des ouvertures ventriculaire et glottique issues des mesures sur l'humain, et  $\tilde{\gamma}_{M2M}$  le rapport de l'ouverture ventriculaire mesurée sur l'ouverture glottique simulée par le modèle M2M. Nous obtenons :

$$\tilde{\gamma} = \frac{\max_t \tilde{h}_{bv}(t)}{\max_t \tilde{h}_{cv}(t)} = 3.82 \text{ et } \gamma_{M2M} = \frac{\max_t \tilde{h}_{bv}(t)}{\max_t h_{cv2}} = 2.74. \quad (5.6)$$

La simulation du comportement des cordes vocales conduit ainsi à une diminution de 28% du rapport  $\tilde{\gamma}$ . Néanmoins, le rapport déduit des prédictions théoriques reste dans la gamme des rapports mesurés sur l'humain en phonation usuelle (*cf.* tableau 5.1).

La figure 5.10 met en évidence un décalage de phase et d'amplitude entre les prédictions de l'ouverture glottique,  $h_{cv_2}(t) = \min_t(h_{cv_1}(t), h_{cv_2}(t))$ , et sa mesure déduite des observations physiologiques,  $\tilde{h}_{cv}(t)$ . La distance  $\varepsilon_m(t)$  représente l'écart entre le maximum d'amplitude glottique mesuré à  $t$ , et le maximum d'amplitude glottique simulé le précédant, tel qu'illustré sur la figure 5.10. L'erreur relative associée à cet écart,  $\epsilon(t) = |\varepsilon_m(t)|/\max_t \tilde{h}_{cv}(t)$ , varie entre 2% et 48% sur les cinq cycles glottiques simulés (valeur moyenne 29%).

Afin de quantifier le déphasage entre la prédiction théorique et la mesure de l'ouverture glottique, la figure 5.11 compare le signal DEGG normalisé avec le signal  $dh_{cv_2}(t)/dt$ , dérivée par rapport au temps de l'ouverture glottique simulée par le M2M. La méthode de détection de pics (§ 2.3.2) permet de repérer sur ces signaux les instants de fermeture glottique réels (GCI mesurés), et les instants de fermeture glottique simulés (GCI simulés). Le délai entre ces instants respectifs,  $\phi_{GCI}$ , varie entre 3.6ms et 4.5ms (valeur moyenne 4.1ms), entraînant un déphasage moyen de  $\pi$  entre les ouvertures glottiques simulées et mesurées.

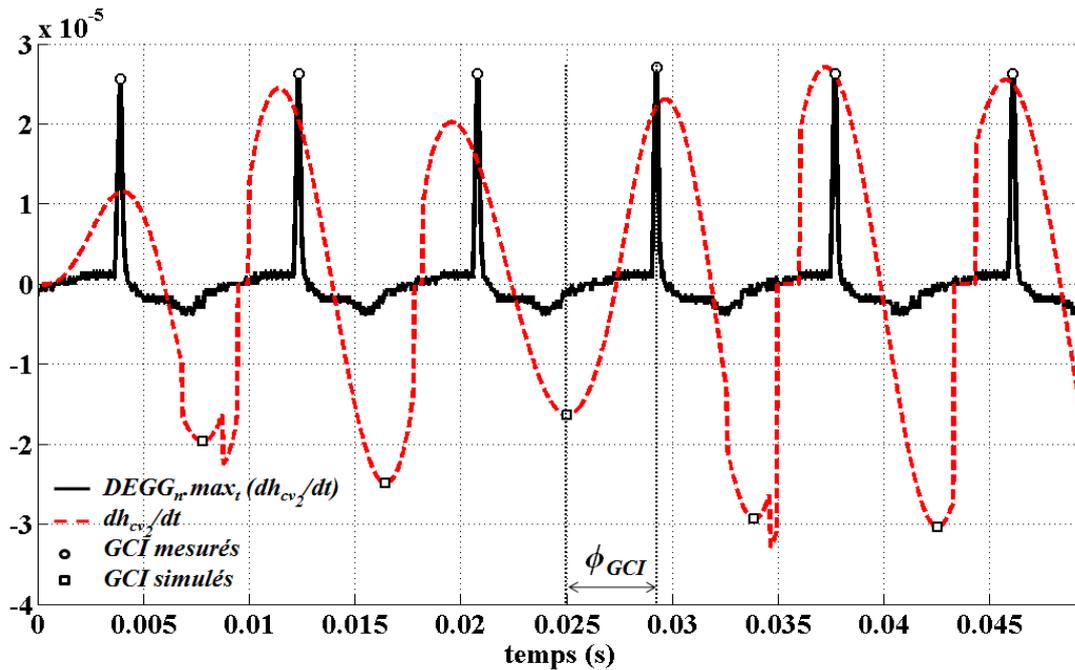


FIG. 5.11 – Comparaison entre la dérivée de l'ouverture glottique  $dh_{cv_2}(t)/dt$  simulée par le modèle M2M et le signal  $DEGG_n \cdot \max_t (dh_{cv_2}(t)/dt)$ . Définition du déphasage  $\phi_{GCI}$  mesuré et simulé entre deux instants de fermeture glottique. Les mesures sont en  $m.s^{-1}$  en ordonnées.

Ces écarts en amplitude et en phase dépendent des paramètres du M2M imposés, notamment du choix de la pression d'alimentation  $P_0$  et du paramètre géométrique  $\tilde{h}_{bv_{ref}}$ . Ils découlent également de la succession d'approximations effectuées dans la modélisation, en particulier dans le modèle de collision, mais aussi dans le modèle aérodynamique, qui néglige les phénomènes instationnaires dans l'écoulement et la dissipation d'énergie par turbulence dans le développement du jet glottique.

En conclusion de cette partie, le travail théorique a permis de montrer que les bandes ventriculaires, placées dans des conditions proches de la phonation usuelle, n'engendrent aucune perturbation aérodynamique dans le larynx telle que supposée dans notre modélisation. Dans cette configuration étalon, les

prédictions théoriques montrent que la présence et le comportement des bandes ventriculaires n'altèrent pas le mouvement vibratoire du modèle à deux masses des cordes vocales. En conséquence, ces résultats soutiennent l'hypothèse d'une interaction aérodynamique négligeable entre les cordes vocales et les bandes ventriculaires en phonation usuelle.

### 5.2.2 Comportement de l'écoulement translaryngé

Dans cette partie, nous proposons d'illustrer quelques propriétés relatives à l'écoulement d'air dans le larynx, mesurées *in-vitro* en l'absence de bandes ventriculaires dans le canal d'écoulement. Les mesures PIV ont permis d'observer l'évolution d'une partie du jet glottique, développé en aval de la maquette auto-oscillante de cordes vocales, pour deux configurations de référence :

- la configuration de jet libre, sans conduit vocal adjoint à la maquette de cordes vocales.
- la configuration de jet confiné, avec un conduit de 58mm de long placé en aval de la maquette de cordes vocales.

Les conditions expérimentales associées à chaque configuration sont détaillées dans le tableau 4.1. Le repère  $(x, y)$  considéré ci-après est situé dans le plan de la nappe laser, placée en position 1 (*cf.* figure 4.15). L'origine du repère  $(x, y)$  est placée au centre de l'espace glottique défini par la maquette de cordes vocales. La première position axiale accessible dans le champ de mesure est située à  $x_i = 8mm$ .

Pour chaque configuration, le cycle d'oscillation de la maquette est reconstitué et discrétisé en 10 points de phase différents (PW), suivant le protocole présenté dans la section 4.3.2. Les fonctions d'aire  $A_{cv}(t)$  et d'ouverture glottiques  $h_{cv}^0(t)$ , issues de la synchronisation des paires d'images PIV avec le comportement vibratoire de la maquette filmée par caméra ultra-rapide, sont représentées sur la figure 5.18 pour la condition de jet libre, et sur la figure 5.19 pour la configuration de jet confiné. Chacune des dix fenêtres d'analyse PW est associée à une phase particulière du cycle. Dans les deux configurations, la maquette de cordes vocales vibre en laissant l'espace glottique partiellement ouvert quelle que soit la phase de l'oscillation ( $h_{cv}^0(t) > 0$  pour tout  $t$ ). L'ouverture glottique mesurée pour chaque fenêtre PW est précisée dans le tableau 5.2. Les phases PW1, PW2, PW3, PW4 et PW10 correspondent sur la maquette à la phase d'ouverture glottique, et les phases PW5 à PW9 correspondent à la phase de fermeture glottique. Les fonctions  $A_{cv}(t)$  et  $h_{cv}^0(t)$  sont maximales à  $t_{PW4}$  et minimales à  $t_{PW9}$  pour les deux configurations.

Les notations cinématiques utilisées ci-après sont celles de la décomposition de Reynolds, introduite à l'équation 3.26 et au paragraphe 4.3.2. Nous noterons  $U_{PW_m} = \max_{(x,y)} U_{PW}(x, y)$  l'amplitude maximale de la vitesse moyenne mesurée dans l'espace  $(x, y)$ , au temps  $t_{PW}$  associé à chaque fenêtre d'analyse PW. Les vitesses  $U_{PW_m}$  sont reportées dans le tableau 5.2. La vitesse  $U_{PW_c}$  désigne la vitesse moyenne centrale, mesurée dans l'axe du jet à la phase PW.

Nous présentons ici la caractérisation de deux propriétés principales du jet glottique qui ont attiré notre attention au cours de cette expérimentation : les fluctuations des profils de vitesse dans le jet, et le degré d'instabilité turbulente dans l'écoulement.

## Profils de vitesse du jet glottique

### Evolution de la vitesse moyenne le long de l'axe glottique

Dans un premier temps, nous nous intéressons à l'évolution de la vitesse moyenne de l'écoulement mesurée le long de l'axe glottique,  $U_{PW}(x, 0)$ , pour chaque phase du cycle d'oscillation de la maquette de cordes vocales.

*Décroissance globale dans la direction axiale*

Les figures 5.12 et 5.13 présentent le tracé du rapport  $U_{PW}(x, 0)/U_{PW_m}$  en fonction de  $x/h_{cv}^0$  pour

chaque fenêtre d'analyse du cycle PW, dans la configuration de jet libre. De même, ce tracé est illustré sur les figures 5.14 et 5.15 pour la configuration de jet confiné. Pour chaque fenêtre PW, les tracés obtenus en condition de jet libre et de jet confiné sont superposés sur la figure 5.16.

La vitesse  $U_{PW}(x,0)$  équivaut à la vitesse axiale, à savoir à  $U_{PW_x}(x,0)$ , avec une erreur relative maximale de 4,4% en phase PW5, et minimale de 0,5% en phase PW2 (1,7% en moyenne sur le cycle glottique) en condition de jet libre. Ce résultat reste vérifié en condition de jet confiné, avec une erreur relative maximale de 6,9% en phase PW10, et minimale de 0,8% en phase PW5 (3,1% près en moyenne sur le cycle glottique). Ainsi, la composante transversale de la vitesse  $U_{PW_y}(x,0)$  est négligeable devant la composante axiale pour les deux conditions.

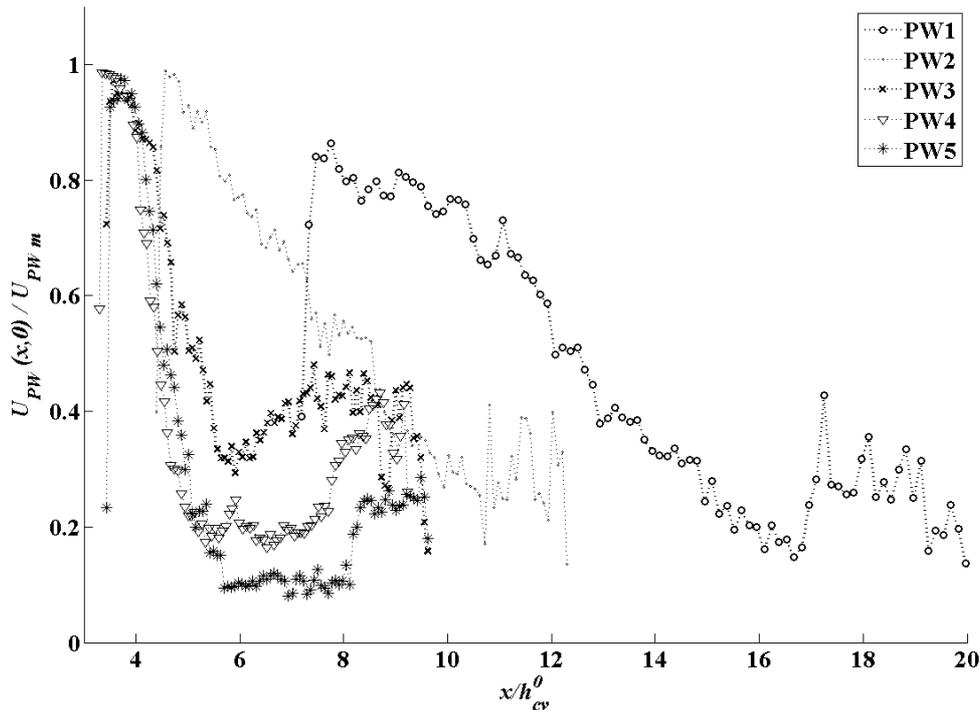


FIG. 5.12 – Evolution de la vitesse moyenne du jet  $U_{PW}(x,0)$  le long de l'axe glottique, adimensionnée par la vitesse maximale à  $t_{PW}$  ( $U_{PW_m}$ ), en fonction de  $x/h_{cv}^0$ , en condition de jet libre. Tracé pour les cinq premières fenêtres d'analyse PW du cycle glottique.

Quelle que soit la configuration géométrique et la phase PW considérées, nos mesures montrent globalement la décroissance de la vitesse moyenne suivant l'axe de la vibration glottique, dans la direction de l'écoulement. Cette décroissance n'est pas sans rappeler celle de la vitesse moyenne centrale d'un écoulement de jet, typiquement observée dans la région développée en aval du cône potentiel (Abramovitch <sup>[1]</sup>, 1963, Goldstein <sup>[67]</sup>, 1976, Kundu <sup>[109]</sup>, 1990, White <sup>[214]</sup>, 1991, Blevins <sup>[25]</sup>, 1992, Urbin <sup>[205]</sup>, 1998, Schlichting & Gersten <sup>[176]</sup>, 1999, Maurel & al <sup>[131]</sup>, 2004, Mi & al. <sup>[133]</sup>, 2007).

La décroissance de la vitesse moyenne le long de l'axe glottique se manifeste à différentes distances de la source glottique selon la phase PW considérée. En condition de jet libre, la vitesse décroît pour un rapport  $x/h_{cv}^0$  supérieur à environ 8 et 5 pour les phases PW1 et PW2, supérieur à 4 pour les phases PW3 à PW6, et supérieur à 6, 12, 24, 13 pour les phases PW7 à PW10 (*cf.* figures 5.12 et 5.13). En condition de jet confiné, la décroissance se manifeste globalement pour  $x/h_{cv}^0$  supérieur à 12 et 5 pour les phases PW1 et PW2, supérieur à 4 pour les phases PW3 à PW6, et supérieur à 7, 15, 16 et 26 pour les phases PW7 à PW10 (*cf.* figures 5.14 et 5.15). Notez que pour chaque fenêtre d'analyse PW, en-deçà de ces distances, c'est-à-dire au voisinage immédiat du bord de la maquette, la détection des vecteurs vitesses

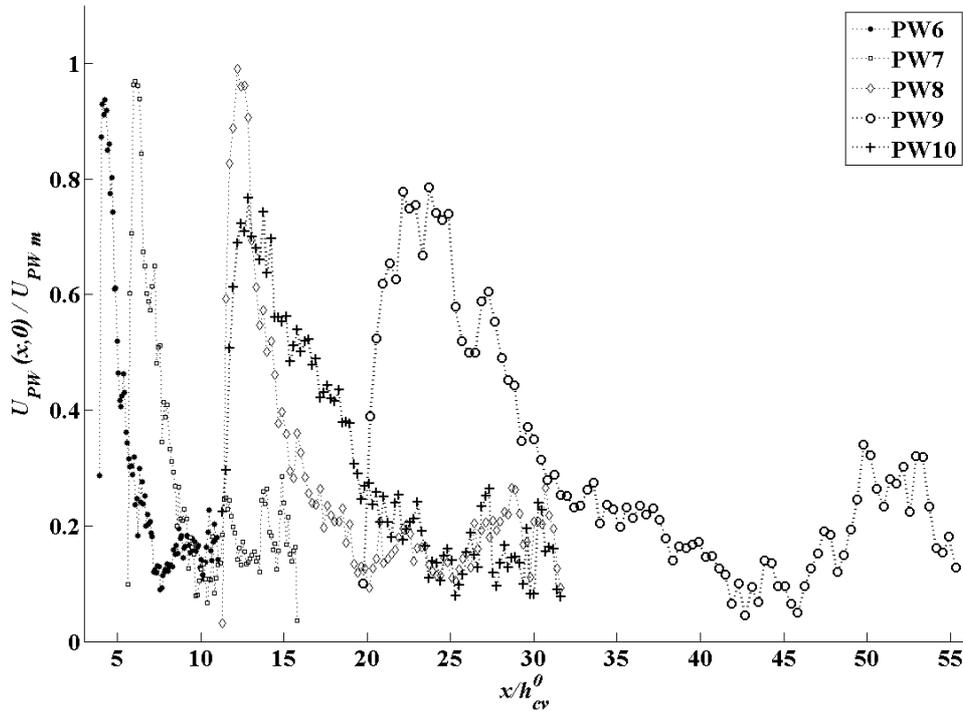


FIG. 5.13 – *Idem que pour la figure 5.12, pour les fenêtres d'analyse PW6 à PW10.*

issue de la corrélation croisée des images PIV est imprécise (Newton <sup>[140]</sup>, 2009). par conséquent, les variations du rapport  $U_{PW}(x,0)/U_{PW_m}$  ne caractérisent aucun phénomène aérodynamique interprétable dans cette région. Selon les études mentionnées ci-dessus, la zone potentielle du jet se caractérise par une vitesse axiale constante, égale à la vitesse initiale à la séparation glottique. Ainsi, la partie du jet glottique observée dans notre étude correspond aux zones de transition et/ou de jet pleinement développée, telles qu'illustrées sur la figure 3.11. Nos mesures suggèrent que la longueur du cône potentiel de l'écoulement moyen en condition de jet libre (resp. jet confiné) s'étend jusqu'à une distance située au plus entre 8mm et 9,6mm (resp. entre 6,4mm et 18,2mm) de la source glottique, selon la phase PW considérée.

#### *Oscillations du jet*

En dépit de la décroissance globale du rapport  $U_{PW}(x,0)/U_{PW_m}$  dans la direction axiale, une augmentation locale de la vitesse moyenne le long de l'axe de vibration glottique est observée pour certaines phases du cycle, comme l'illustre la figure 5.12 à la phase PW5 par exemple pour  $x/h_{cv}^0 \geq 8$ . Une vitesse uniforme est également mesurée le long de l'axe pour  $6 \leq x/h_{cv}^0 \leq 8$  dans ce cas particulier. Ce comportement, observé dans les deux conditions à différents temps  $t_{PW}$ , s'éloigne de la variation théorique du rapport  $U_{PW_c}/U_{PW}(0,0)$  en  $(x/h_{cv}^0)^{-1/2}$  et en  $(x/h_{cv}^0)^{-1}$  prédite après la zone potentielle pour un jet plan et un jet axisymétrique respectivement (Blevins <sup>[25]</sup>, 1992). Ce résultat montre que l'axe central du jet ne coïncide pas avec l'axe de la vibration glottique à chaque instant. Il met en évidence le phénomène d'oscillation de l'écoulement de part et d'autre de l'axe de vibration de la maquette de cordes vocales. Au cours d'une même phase reconstituée sur le cycle glottique, la direction du jet est variable. Nous reviendrons sur ce point plus loin.

#### *Jet libre et jet confiné*

La confrontation du rapport  $U_{PW}(x,0)/U_{PW_m}$  dans la direction axiale pour les configurations de jet libre et de jet confiné montre globalement des variations différentes, particulièrement pour les phases PW4

à PW7 du cycle glottique. La figure 5.16 présente qualitativement ces différences. L'analyse quantitative de ces écarts n'a pas été réalisée dans le cadre de ce travail. Néanmoins, l'observation des régions où le rapport  $U_{PW}(x,0)/U_{PW_m}$  décroît pour les deux conditions montre une décélération plus rapide en condition de jet libre qu'en condition de jet confiné. Ces mesures illustrent le phénomène d'entraînement du fluide ambiant, au repos, qui décélère le jet libre par cisaillement visqueux. Les diminutions ponctuelles et brutales de la vitesse, observées en condition de jet confiné, peuvent être dues à l'existence de phénomènes oscillatoires caractéristiques des jets confinés, et inexistant en jet libre seul (Urbin <sup>[205]</sup>, 1998, Balarac <sup>[18]</sup>, 2006).

#### Variations de la vitesse du jet au cours du cycle glottique

Nous nous intéressons ici aux variations de la vitesse  $U_{PW}(x,y)$  selon le temps  $t_{PW}$  considéré sur le cycle d'oscillation de la maquette de cordes vocales.

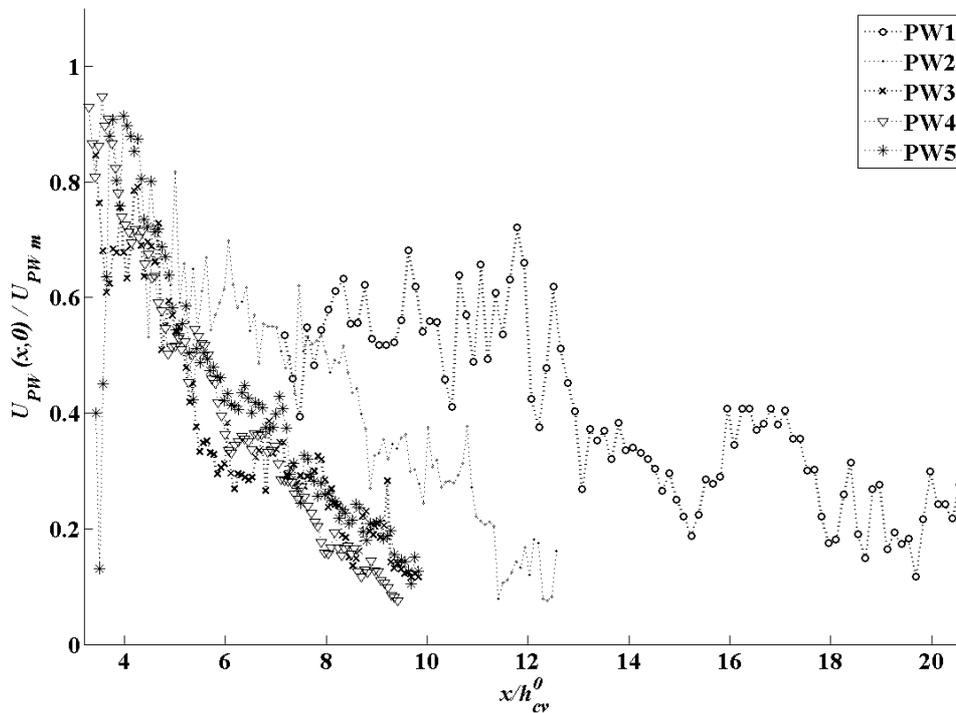


FIG. 5.14 – Evolution de la vitesse moyenne du jet  $U_{PW}(x,0)$  le long de l'axe glottique, adimensionnée par la vitesse maximale à  $t_{PW}$  ( $U_{PW_m}$ ), en fonction de  $x/h_{cv}^0$ , en condition de jet confiné. Tracé pour les cinq premières fenêtres d'analyse PW du cycle glottique.

#### Vitesses maximales du jet selon $t_{PW}$

En condition de jet libre, la vitesse maximale  $U_{PW_m}$  vaut en moyenne  $18,7 \text{ m.s}^{-1}$  en phase d'ouverture glottique, contre  $20,2 \text{ m.s}^{-1}$  en phase de fermeture glottique. En condition de jet confiné, la vitesse  $U_{PW_m}$  vaut en moyenne  $10,5 \text{ m.s}^{-1}$  en phase d'ouverture glottique, contre  $16,9 \text{ m.s}^{-1}$  en phase de fermeture glottique. Les vitesses maximales mesurées sont plus faibles en condition de jet confiné, de 30% environ comparé aux amplitudes maximales mesurées en condition de jet libre. Le déficit de fluide (causé par le confinement) susceptible d'être entraîné dans le jet implique l'existence de zones de recirculation qui affectent sensiblement le développement spatial du jet en comparaison à un jet libre (Urbin <sup>[205]</sup>, 1998, Balarac <sup>[18]</sup>, 2006). Les interactions entre les zones de recirculation et l'écoulement moyen peuvent expliquer la diminution relative des vitesses mesurées par rapport au jet libre.

Pour les deux configurations, nos mesures montrent que les vitesses maximales sont atteintes en phase

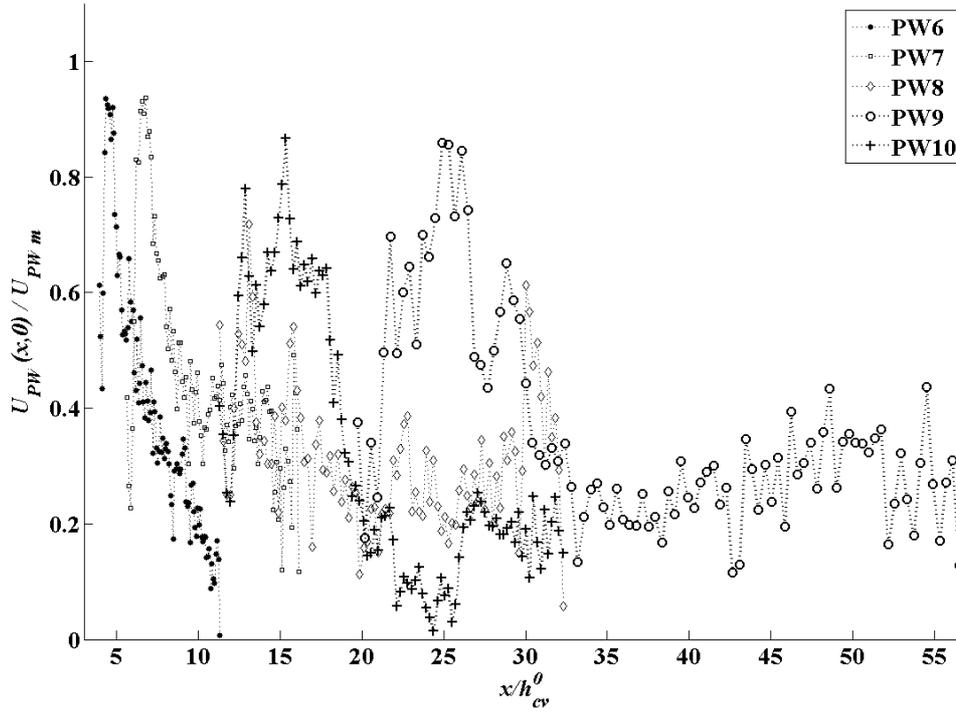


FIG. 5.15 – *Idem que pour la figure 5.14, pour les fenêtres d'analyse PW6 à PW10.*

PW6, au commencement de la phase de fermeture glottique. Ces résultats concordent avec les observations expérimentales de Brücker & al. [27], 2004 et Triep & al. [202] sur le dispositif *in-vitro* présenté figure 4.3, 2005. Ils mesurent une accélération du jet développé en aval de la maquette oscillante de cordes vocales lorsqu'elle présente un profil divergent, *i.e.* en phase de fermeture glottique. Ces observations s'accordent également avec les résultats de Krane & al. [107], 2007.

#### *Dissymétrie et oscillations du jet*

Au cours d'un cycle glottique, dans les deux configurations géométriques, l'écoulement ne reste pas symétrique par rapport à l'axe de la vibration glottique. Les figures 5.18 et 5.19 comparent les profils de vitesse transversaux mesurés à différentes distances de la maquette de cordes vocales ( $x_i = 10mm, 12mm, 15mm, 18mm, 22mm$ ) pour la condition de jet libre et de jet confiné respectivement. Sur chaque profil, l'axe de la vibration glottique est représenté en  $y = 0$ .

Nous nous intéressons plus particulièrement aux variations spatio-temporelles de la vitesse du jet mesurées à  $x_\Phi = 10mm$  de la source glottique. Cette position a été choisie pour déterminer le débit volumique et l'impédance de l'écoulement, présentée au chapitre suivant en confrontation avec les autres configurations étudiées en présence de bandes ventriculaires. Suivant les notations introduites section 4.3.2, nous notons  $U_{PW_\Phi}$  la vitesse moyennée sur la largeur du jet  $\delta_\Phi$  à cette position. Les valeurs de  $\delta_\Phi$  et  $U_{PW_\Phi}$  en fonction de la phase PW sont reportées dans le tableau 5.2. Sur l'ensemble du cycle, on mesure une largeur d'écoulement  $\delta_\Phi^-$  supérieure à la largeur  $\delta_\Phi^+$ , avec un écart relatif détaillé dans le tableau 5.2 et dépendant de la phase considérée. L'écart  $(\delta_\Phi^- - \delta_\Phi^+)/\delta_\Phi$  quantifie le degré d'asymétrie de l'écoulement. S'il reste inférieur à 10% aux phases PW3 et PW4 en condition de jet libre et à la phase PW5 en condition de jet confiné, il peut atteindre des valeurs de l'ordre de 80% (phase PW10 en jet libre). Ce résultat montre non seulement que l'écoulement peut être fortement dévié de l'axe de symétrie du dispositif, mais aussi que l'axe central du jet varie avec le temps. La dissymétrie de l'écoulement résulte de l'effet Coanda, déjà observé dans des conditions d'écoulement instationnaires similaires (Brücker &

al. [27], 2004, Triep & al. [202], 2005, Newton & Campbell [141], 2006, Neubauer & al. [139], 2007). Les variations dans le temps de la direction du jet de part et d'autre de l'axe glottique traduisent la bistabilité de l'écoulement, également observée par Kucinski & al. [108], 2006 sur une maquette statique du larynx.

L'oscillation du jet de part et d'autre de l'axe de la vibration glottique apparaît explicitement sur la figure 5.17, qui représente l'amplitude du champ de vitesse  $U_{PW}(x, y)$  en condition de jet libre pour chaque phase PW. Chaque amplitude  $U_{PW}(x, y)$  correspond à la moyenne des vitesses instantanées  $u(x, y, t)$  mesurées sur les cartes PIV, distribuées sur la phase PW du cycle glottique reconstitué. En phase PW6 en particulier, par opposition à la phase PW1, les cartes de vitesses instantanées montrent une oscillation du jet de part et d'autre de l'axe glottique, conduisant à deux écoulements moyens distincts sur la figure 5.17. Ce phénomène se retrouve sur les profils transversaux de la figure 5.18, de façon plus nette pour les positions  $x_i > 10mm$ .

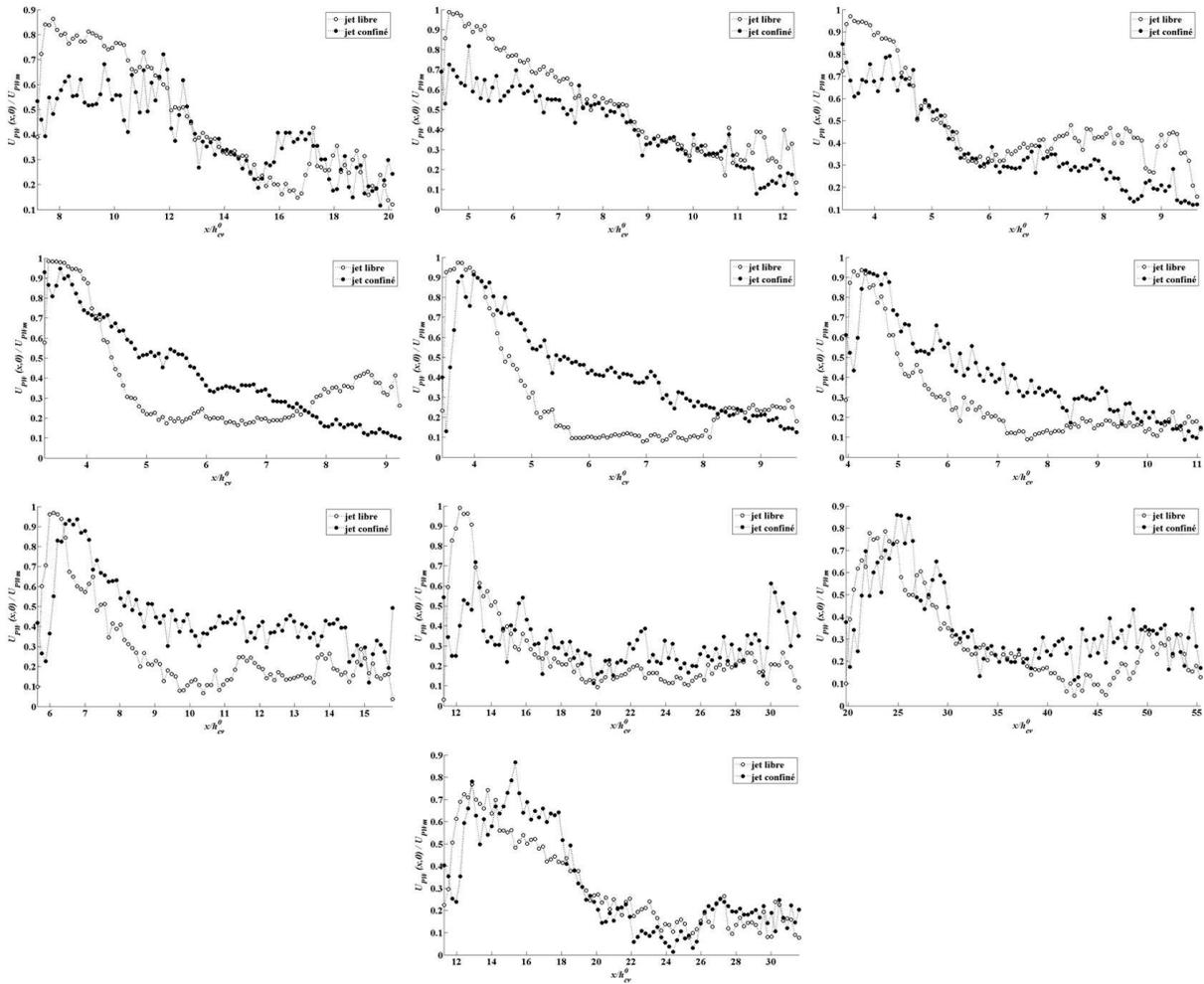


FIG. 5.16 – Comparaison des variations du rapport  $U_{PW}(x,0)/U_{PWm}$  en fonction de  $x/h_{cv}^0$  pour les conditions de jet libre et de jet confiné, superposées pour chaque fenêtre d'analyse du cycle de vibration de la maquette de cordes vocales (de PW1 à PW10, de gauche à droite).

L'oscillation du jet est un facteur important, qu'il ne faut pas négliger dans l'interprétation de nos données. En effet, selon les calculs rapportés dans le tableau 5.2, la vitesse  $U_{PW\Phi}$ , évaluée à la position  $x_\Phi = 10mm$ , atteindrait sa valeur maximale aux phases PW1 et PW10 dans la configuration de jet libre, à l'initialisation de l'ouverture glottique. Ce constat est *a priori* en contradiction avec la lecture des cartes PIV instantanées, montrant des vitesses maximales atteintes en phase de fermeture glottique (PW6). Ce

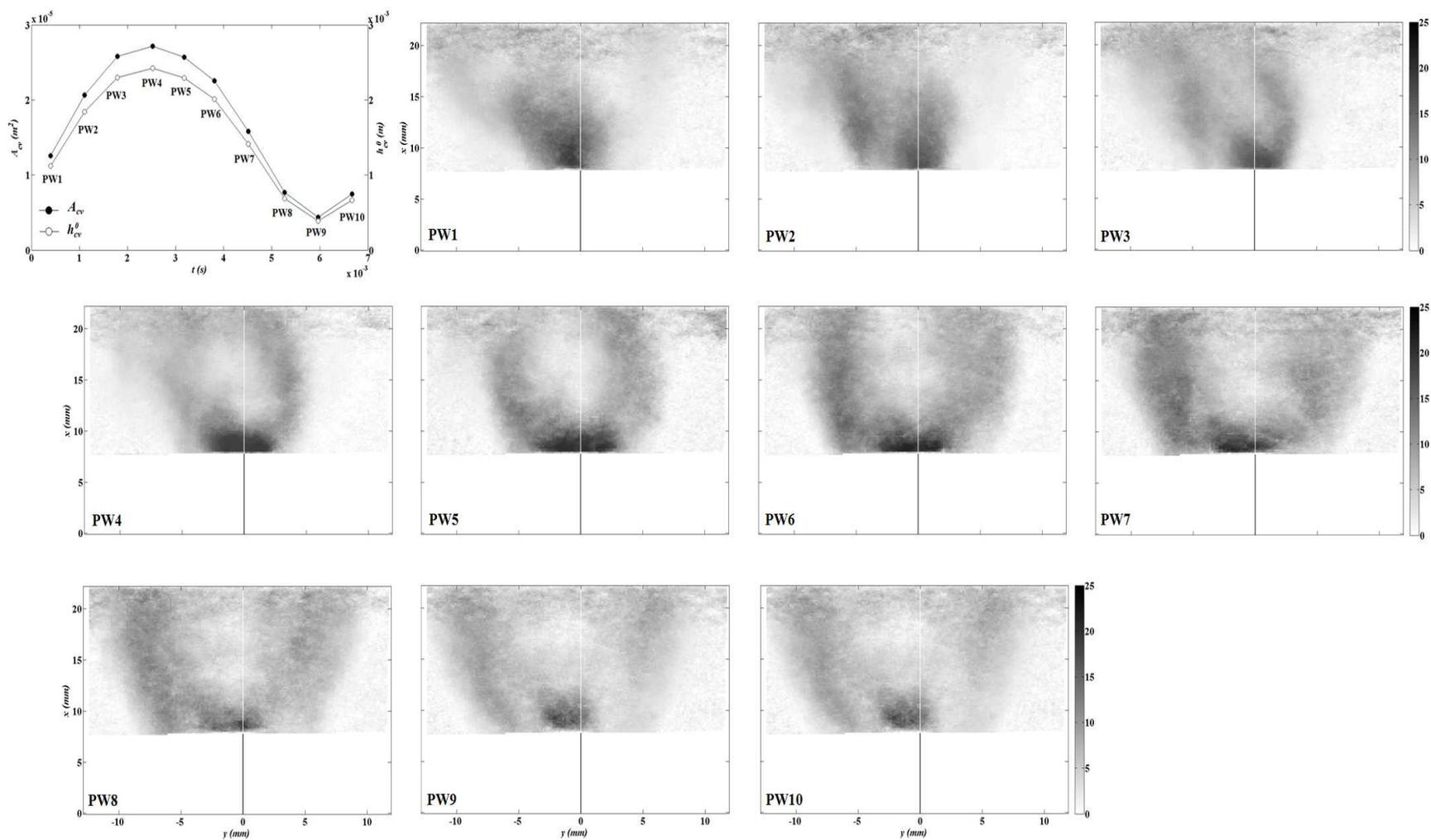


FIG. 5.17 – (en haut à gauche) Evolutions temporelles de l'aire  $A_{cv}(t)$  (en  $m^2$ ) et de l'ouverture  $h_{cv}^0(t)$  (en  $m$ ) glottiques, mesurées au cours du cycle d'oscillation reconstitué de la maquette déformable de cordes vocales, en condition de jet libre. (puis de gauche à droite) Amplitude du champ de vitesse déduite des cartes acquises par PIV pour chaque fenêtre temporelle PW du cycle d'oscillation représenté en haut à gauche. La barre d'intensité est graduée en  $m.s^{-1}$ . Pression interne  $P_i = 2200 Pa$ , Pression en amont des cordes vocales  $P_0 = 380 Pa$ .  $\overline{h_{cv}^0} = 1.5 mm$ .

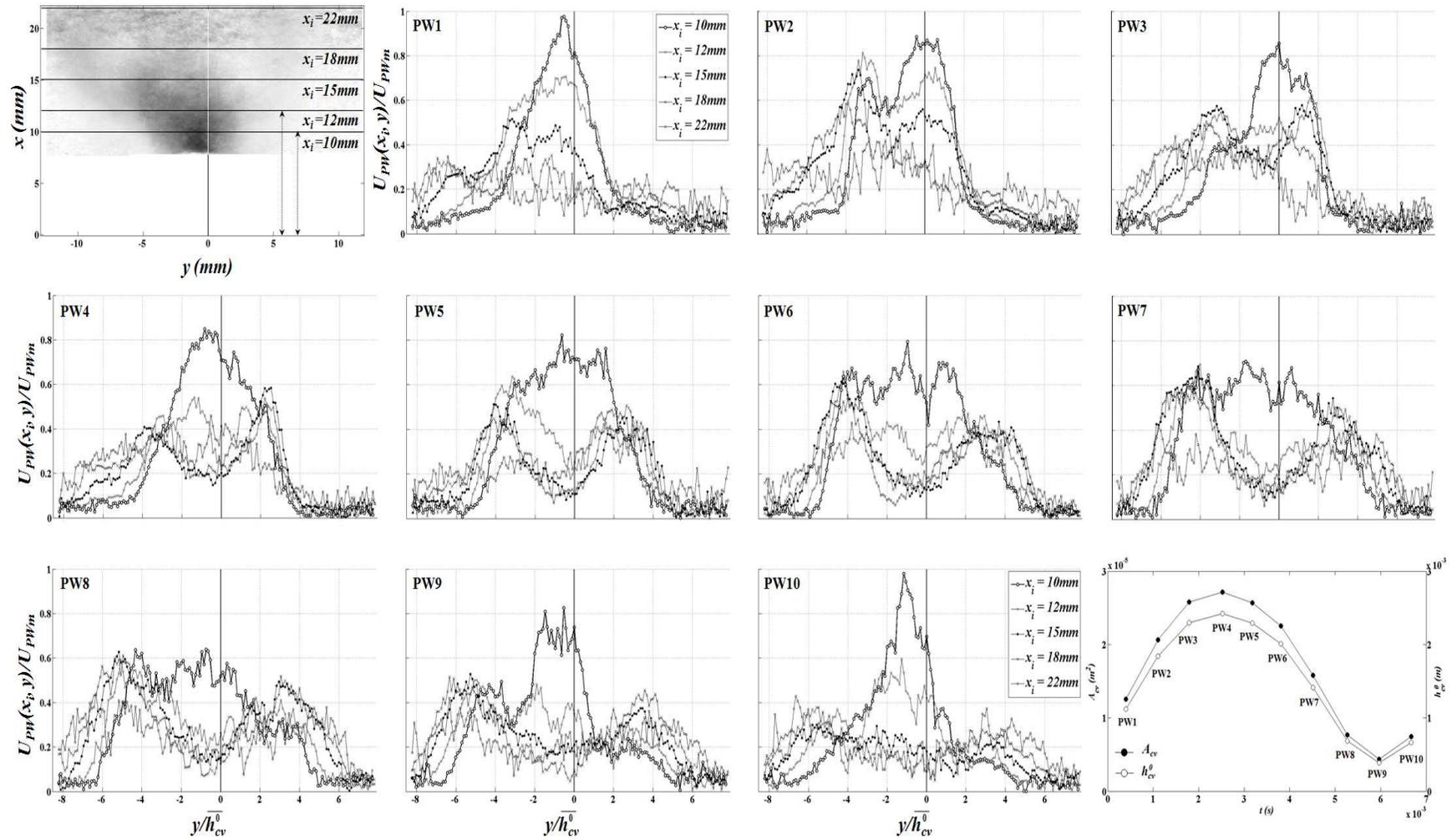


FIG. 5.18 – Profils transversaux de la vitesse  $U_{PW}(x_i, y)/U_{PWm}$  en fonction de  $y/h_{cv}^0$ , mesurés par PIV sur une séquence de dix fenêtres d'analyse (PW) reconstituant un cycle d'oscillation de la maquette déformable de cordes vocales, associés à différentes distances  $x_i$  du centre de la maquette de cordes vocales ( $x_i = 10\text{mm}, 12\text{mm}, 15\text{mm}, 18\text{mm}, 22\text{mm}$ ). Sur chaque profil, l'axe médian de la vibration glottique est représenté en  $y = 0$ . Condition de jet libre. Pression interne  $P_i = 2200\text{Pa}$ . Pression en amont des cordes vocales  $P_0 = 380\text{Pa}$ . Ouverture glottique moyenne  $h_{cv}^0 = 1.5\text{mm}$ .

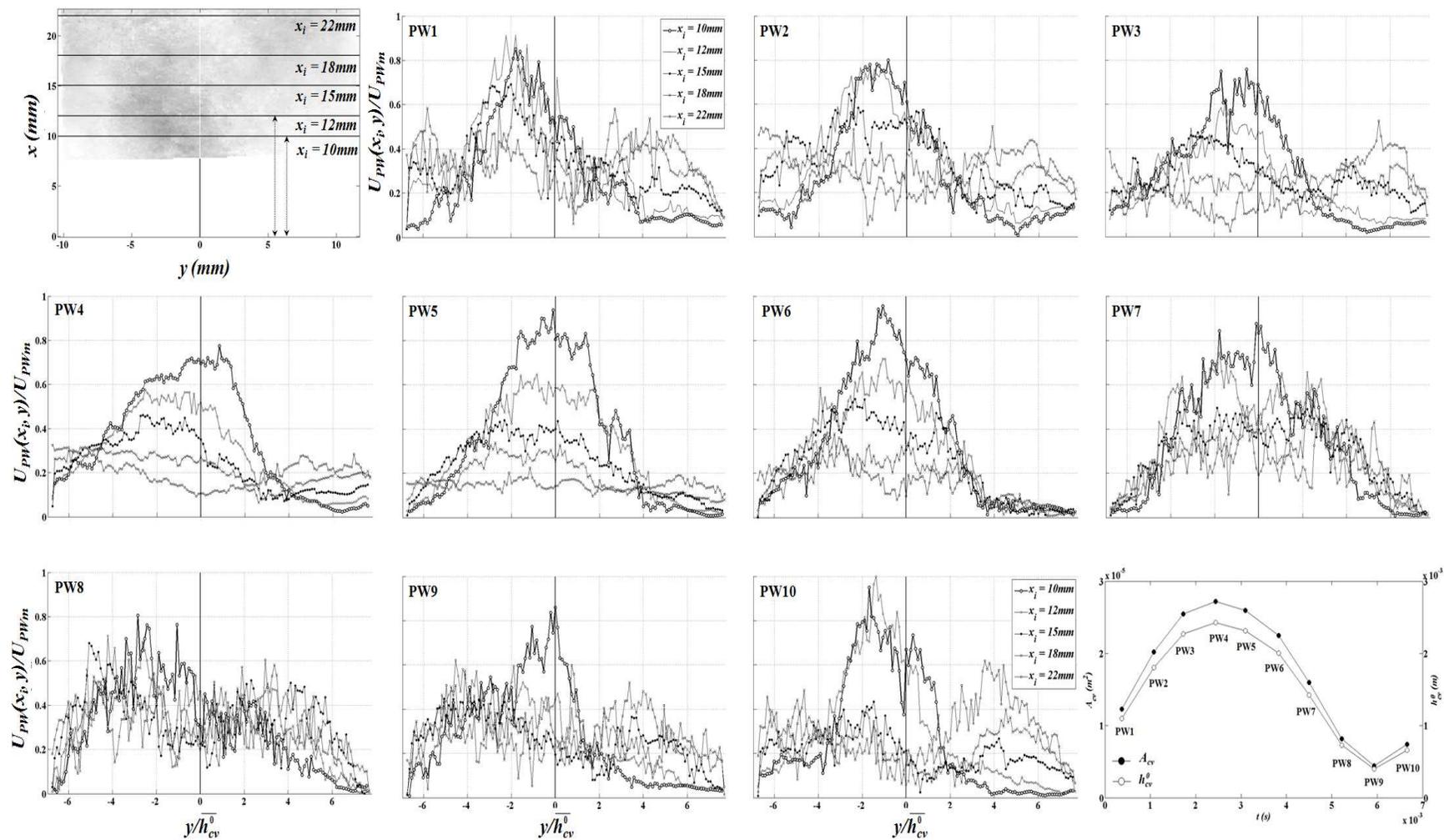


FIG. 5.19 – Idem que pour la figure 5.18 en condition de jet confiné. Pression interne  $P_i = 2200\text{Pa}$ . Pression en amont des cordes vocales  $P_0 = 380\text{Pa}$ . Ouverture glottique moyenne  $h_{cv}^0 = 1.5\text{mm}$ .

paradoxe est dû à l'opération de moyennage des vitesses sur une séquence de jet oscillant, qui conduit à une sous-estimation de la vitesse moyenne résultante  $U_{PW_\Phi}$ .

### Degré d'instabilité turbulente du jet glottique

Les études antérieures de visualisation d'écoulement s'accordent pour montrer la dégénérescence du jet dans un conduit vocal sans bande ventriculaire après la séparation glottique, par dissipation d'énergie cinétique (Pelorson & al. [148], 1995, Hofmans [86], 1998, Kucinski & al. [108], 2006). Dans cette partie, nous nous intéressons à quantifier le taux de turbulence,  $T_{PW}(x, y)$ , dans ces configurations standards de jet libre et de jet confiné à la position  $x_\Phi = 10mm$ . Son estimation sur la longueur du jet  $\delta_\Phi$ , évaluée pour chaque position  $y$  située entre  $y_{\Phi_{min}}$  et  $y_{\Phi_{max}}$  est notée  $T_{\delta_\Phi}(y)$  (cf. § 4.3.2). Le calcul de  $T_{\delta_\Phi}(y)$  est répété pour chaque temps  $t_{PW}$  et présenté dans le tableau 5.2.

PW	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Moy
Configuration « Jet libre »											
$h_{cv}^0 (mm)$	1,1	1,8	2,3	2,4	2,3	2,0	1,4	0,7	0,4	0,7	1,5
$\delta_\Phi (mm)$	5,2	7,6	6,2	7,4	8,7	10,6	13,3	12,6	8,4	3,6	8,5
$\delta_\Phi^+ / \delta_\Phi (\%)$	24,2	31,2	48,7	46,8	36,4	34,3	40,5	37,5	11,3	8,7	32,0
$\delta_\Phi^- / \delta_\Phi (\%)$	75,8	68,8	51,3	53,2	63,6	65,7	59,5	62,5	88,7	91,3	68,0
$U_{PW_m} (m.s^{-1})$	19,5	17,2	17,3	18,9	20,4	21,6	20,9	19,4	18,7	20,5	19,4
$U_{PW_\Phi} (m.s^{-1})$	14,3	12,0	11,3	12,5	13,1	12,7	11,3	9,0	9,9	14,9	12,1
$\frac{U_{PW}(x_i,0)}{U_{PW_m}} (\%)$	81,3	85,3	85,7	70,9	71,3	52,0	61,3	51,9	73,9	69,7	70,3
$min_y T_{\delta_\Phi}(y) (\%)$	18,1	22,4	21,3	32,7	35,1	35,6	42,0	39,0	52,0	23,5	32,2
$max_y T_{\delta_\Phi}(y) (\%)$	64,7	64,3	72,2	61,5	82,6	114,5	117,8	139,9	116,0	87,1	92,1
$moy_y T_{\delta_\Phi}(y) (\%)$	36,6	38,6	38,5	45,5	50,7	59,3	62,9	82,2	74,2	58,9	54,7
Configuration « Jet confiné »											
$h_{cv}^0 (mm)$	1,1	1,8	2,3	2,4	2,3	2,0	1,4	0,7	0,4	0,7	1,5
$\delta_\Phi (mm)$	6,6	6,8	8,4	9,6	8,4	7,3	10,0	10,9	8,4	6,2	8,3
$\delta_\Phi^+ / \delta_\Phi (\%)$	19,0	30,2	26,4	34,4	49,1	30,4	44,4	33,3	17,0	30,8	31,5
$\delta_\Phi^- / \delta_\Phi (\%)$	81,0	69,8	73,6	65,6	50,9	69,6	55,6	66,7	83,0	69,2	68,5
$U_{PW_m} (m.s^{-1})$	9,5	8,3	9,9	12,1	18,2	19,0	17,1	15,5	14,6	12,9	13,7
$U_{PW_\Phi} (m.s^{-1})$	5,7	5,1	5,2	7,2	12,7	13,6	10,5	7,1	7,7	8,5	8,3
$\frac{U_{PW}(x_i,0)}{U_{PW_m}} (\%)$	51,7	61,1	68,9	69,5	80,5	71,4	83,4	30,4	86,0	66,9	67,0
$min_y T_{\delta_\Phi}(y) (\%)$	44,5	54,2	59,1	50,0	32,7	34,7	51,9	76,3	66,0	56,6	52,6
$max_y T_{\delta_\Phi}(y) (\%)$	168,2	163,8	156,9	102,4	206,6	91,9	200,6	345,3	214,6	216,2	186,7
$moy_y T_{\delta_\Phi}(y) (\%)$	88,6	92,6	95,3	68,5	69,5	63,0	89,0	148,0	122,3	94,6	93,1

TAB. 5.2 – Tableau récapitulatif des grandeurs géométriques et cinématiques caractéristiques de l'écoulement, mesurées à la position  $x_i = 10mm$  du centre de la maquette de cordes vocales, à chaque instant  $t_{PW}$  associé à la fenêtre d'analyse PW du cycle glottique reconstitué. Conditions de jet libre et de jet confiné.

Pour les deux configurations, l'intensité turbulente est minimale au centre du jet, et augmente dans les couches de cisaillement, conformément aux études antérieures (Maurel & al. [131], 2004, Mi & al. [133], 2007).

En condition de jet libre, le taux de turbulence  $T_{\delta_\Phi}(y)$  varie entre 18% (en phase PW1) et 140% (en phase PW8). Moyenné sur la largeur du jet  $\delta_\Phi$ , le taux  $\text{moy}_y T_{\delta_\Phi}(y)$  varie entre 37% (phase PW1) et 82% (phase PW8). Il augmente de 51% en moyenne entre la phase d'ouverture glottique (PW1, PW2, PW3, PW4 et PW10) et la phase de fermeture glottique (PW5, PW6, PW7, PW8, PW9).

En condition de jet confiné, le taux de turbulence  $T_{\delta_\Phi}(y)$  varie entre environ 33% (en phase PW5) et 345% (en phase PW8). Moyenné sur la largeur du jet  $\delta_\Phi$ , le taux  $\text{moy}_y T_{\delta_\Phi}(y)$  varie entre 63% (phase PW6) et 148% (phase PW8). Il augmente de 12% en moyenne entre la phase d'ouverture glottique et la phase de fermeture glottique. Quelle que soit la phase du cycle considérée, ce taux de turbulence est plus élevé comparativement à la configuration de jet libre, traduisant une instabilité de l'écoulement plus importante. Cette instabilité peut être liée aux effets de confinement tels qu'à l'influence des zones de recirculation, ou aux phénomènes oscillatoires spécifiques, engendrant des fluctuations cinématiques brutales (Urbin [205], 1998, Balarac [18], 2006).

### 5.3 En résumé

Dans ce chapitre, nous avons discuté des **corrélats physiologiques** observés en parole usuelle, pendant la production d'une voyelle tenue en mécanisme M1. Cette section visait à décrire la géométrie, le comportement dynamique des bandes ventriculaires et leur interaction avec les cordes vocales dans une configuration laryngée de référence. Son but est de faciliter par analyse comparée l'interprétation des données recueillies pour d'autres phonations plus spécifiques, exposées aux chapitres 6 et 7. A cette fin, nous avons proposé l'étude approfondie d'une réalisation type extraite de la base de données de l'exploration *in-vivo*, représentative de cette production vocale. Voici les principales caractéristiques qui ressortent de cette étude :

- les bandes ventriculaires sont **distantes l'une de l'autre sur toute leur longueur**  $W_{bv}$ , d'un écart dépendant de la position  $z$  sélectionnée le long de cet axe :  $\tilde{h}_{bv}(z, t) > 0$ , quelle que soit la position  $z$  considérée sur l'épaisseur des bandes (en dehors de la commissure antérieure située à la base de l'épiglotte). Cet écart augmente suivant la direction antéro-postérieure pour cet exemple ;
- elles restent **statiques** au cours de la vibration glottique : quel que soit  $z$  fixé, l'écart séparant les bandes ventriculaires,  $\tilde{h}_{bv}(z, t)$ , reste constant par rapport à  $t$  ; en particulier, les bandes ventriculaires ne vibrent dans le geste de voisement usuel ;
- quels que soient l'instant  $t$  du cycle glottique et la position  $z$  observée, **l'ouverture ventriculaire**  $\tilde{h}_{bv}(z)$  **reste toujours supérieure à l'ouverture glottique**  $\tilde{h}_{cv}(z, t)$ , sur l'ensemble de la base de données. L'écartement maximal observé entre les bandes ventriculaires majore celui observé entre les cordes vocales en phonation usuelle, d'un facteur constant dans le temps, situé entre 2 et 6 (valeur moyenne 3) selon les individus.

Nous avons également discuté de l'altération aérodynamique susceptible d'être induite par la présence des bandes ventriculaires en aval des cordes vocales dans de telles conditions géométrique et dynamique. Les géométries glottique et ventriculaire extraites des clichés cinématographiques ont été intégrées en paramètres du modèle à deux masses des cordes vocales avec recouvrement de pression, afin de simuler leur impact sur la vibration glottique. Plusieurs observations ressortent de ce travail :

- d'après notre modélisation et dans ces configurations laryngées, **le jet glottique n'interagit pas avec les bandes ventriculaires** et ne se rattache pas aux parois du ventricule : **aucun recouvre-**

**ment de pression ( $P_2 = 0$ ) n'est prédit** par le modèle aérodynamique sous ces conditions. Ainsi, grâce à la simulation numérique, nous avons montré que, dans de telles configurations laryngées rencontrées en parole usuelle, la géométrie des bandes ventriculaires n'a *a priori* pas d'influence sur la distribution de pression transglottique.

- les prédictions théoriques montrent que la présence et le comportement des bandes ventriculaires n'altèrent pas le mouvement vibratoire du modèle à deux masses des cordes vocales. **La vibration glottique simulée reste périodique et quasi-sinusoïdale en présence des bandes ventriculaires éloignées.** Ces résultats soutiennent l'hypothèse d'une interaction aérodynamique négligeable entre les cordes vocales et les bandes ventriculaires en phonation usuelle.

Enfin, des mesures de vélocimétrie par PIV ont permis d'évaluer *in-vitro* les propriétés de l'écoulement développé en aval de la maquette auto-oscillante de cordes vocales, sur une partie de la maquette du ventricule, dans deux configurations de référence sans maquette de bandes ventriculaires (jet libre et jet confiné) :

- dans les deux cas, quelle que soit la phase du cycle d'oscillation de la maquette de cordes vocales considérée, **la vitesse moyenne de l'écoulement décroît globalement suivant l'axe de la vibration glottique, le long de la maquette de ventricule.** Nos mesures suggèrent que la longueur du cône potentiel de l'écoulement moyen développé après le point de séparation au niveau de la maquette de cordes vocales s'étend jusqu'à une distance située au plus entre 8mm et 9,6mm (resp. entre 6,4mm et 18,2mm) de la source d'oscillation en condition de jet libre (resp. jet confiné), selon la phase PW considérée. **Le pic de vitesse en amplitude est mesurée en phase de fermeture glottique.**
- nos mesures montrent que **l'axe central du jet ne coïncide pas à chaque instant avec l'axe médian de la vibration de la maquette de cordes vocales, et que la déviation du jet par effet Coanda varie dans le temps.** L'écoulement peut osciller de part et d'autre de l'axe de symétrie de la vibration glottique. A  $x_{\Phi} = 10mm$  de la source de vibration, le degré d'asymétrie du jet,  $(\delta_{\Phi}^- - \delta_{\Phi}^+)/\delta_{\Phi}$ , varie entre 3% et 80% en condition de jet libre, excédant 19% sur 80% du cycle de vibration ; il fluctue entre 2% et 66% en condition de jet confiné, et reste supérieur à 31% sur 90% de la durée du cycle.
- pour les deux configurations, l'intensité turbulente est minimale au centre du jet, augmente dans les couches de cisaillement, et est maximale en phase de fermeture glottique. En condition de jet libre, le taux de turbulence varie entre 37% et 82% en moyenne sur la largeur du jet  $\delta_{\Phi}$  mesurée à  $x_{\Phi} = 10mm$  de la source de vibration. En condition de jet confiné, ce taux varie entre 63% et 148%.



## Chapitre 6

# ... rapprochées... accolées ...

Dans le chapitre précédent, nous avons présenté la géométrie et la physiologie des bandes ventriculaires dans une configuration de référence de la parole usuelle. Nous avons pu observer des bandes ventriculaires éloignées l'une de l'autre, dans un rapport moyen d'environ 3 :1 avec l'ouverture glottique maximale. Existe-t-il des phonations s'accompagnant d'un rapprochement des bandes ventriculaires, comparativement à cette configuration standard ? Les bandes ventriculaires peuvent-elles s'accoler en phonation ? Partiellement ? Totalement ? Autant de questions que nous nous proposons d'aborder plus en détails dans ce chapitre, grâce à l'exploration *in-vivo* exposée au chapitre 2.

Nous avons également montré que les bandes ventriculaires restent immobiles pendant la vibration glottique en phonation usuelle. A ce titre, elles ne participent pas à la modulation du débit d'air, source acoustique du voisement. Observe-t-on un impact des bandes ventriculaires sur la distribution de pression et la vibration glottique lorsqu'elles se rapprochent l'une de l'autre, jusqu'à leur contact ? Comment se traduit une telle modification de la géométrie ventriculaire sur le son laryngé ? Nous proposons ici de recourir à la modélisation physique et l'exploration *in-vitro* développées aux chapitres 3 et 4, pour apporter des éléments de réponse à ces interrogations.

Dans un premier temps, nous décrirons les phonations rencontrées au cours de cette étude s'accompagnant d'un rapprochement et/ou d'un accollement des bandes ventriculaires. Nous laisserons pour l'instant de côté les cas pour lesquels le rapprochement ou l'accolement s'accompagne d'un mouvement vibratoire. Dans un second temps, nous étudierons les conséquences théoriques et expérimentales d'une constriction ventriculaire statique placée en aval des cordes vocales. Ces conséquences seront évaluées relativement à la distribution de pression dans le larynx, aux auto-oscillations des cordes vocales puis au signal acoustique<sup>1</sup>.

### 6.1 Occurrences *in-vivo* d'un rapprochement et d'un contact ventriculaire

#### 6.1.1 Rapprochement ventriculaire

Dans la base de données détaillée dans l'annexe **A**, un rapprochement notable des bandes ventriculaires est observé sur 73% des 87 séquences enregistrées par cinématographie ultra-rapide. Dans 66% des cas, ce rapprochement initie une vibration ventriculaire d'amplitude non négligeable, avec ou sans contact. Le chapitre suivant est consacré à l'étude approfondie de ce type de gestes phonatoires. Nous nous intéressons

---

<sup>1</sup>Certains résultats de cette section ont fait l'objet d'une publication dans le *Journal of the Acoustical Society of America*, Bailly & al. [12], 2008. Ils ont également été présentés dans des actes de congrès (Bailly & al. [13], 2006, Bailly & al. [14], 2007, Sciamarella & al. [178], 2008).

dans cette section aux occurrences plus sporadiques d'un rapprochement ventriculaire qui n'aboutit pas à un mouvement vibratoire.

Dans cette limite, parmi les 22 acquisitions marquées par un rapprochement des bandes ventriculaires sans vibration, 18% ont été réalisées en situation d'effort vocal (voix criée, crescendo); 32% en production du mécanisme laryngé M0; et 45% au cours de transitions entre mécanismes M1  $\leftrightarrow$  M2, M1  $\leftrightarrow$  M0 et glissandos. Ces observations ont concerné quatre des sujets enregistrés (C1, L1, L3, L5). A partir de ce constat, nous proposons de caractériser sur ces exemples la compression des bandes ventriculaires, en regard des variations d'intensité acoustique et de mécanismes laryngés.

### Rapprochement ventriculaire et variations d'intensité acoustique

Dans un premier temps, nous nous attachons à décrire la géométrie et la physiologie des bandes ventriculaires en situation d'effort vocal puis de decrescendo. Dans un second temps, nous discutons du lien entre le comportement ventriculaire et les variations d'intensité acoustique.

#### *Caractérisation de la configuration laryngée en situation d'effort vocal*

L'intégralité des séquences enregistrées en situation d'effort vocal s'accompagne d'un comportement des bandes ventriculaires différent du geste de voisement usuel (*cf.* tableaux A.3 et A.4). En dehors des cas où la constriction ary-épiglottique ne permet de conclure, toutes les séquences se caractérisent par un rapprochement des bandes ventriculaires. Sur les trente réalisations recensées en effort vocal, seules cinq ne s'accompagnent pas d'une vibration ventriculaire (ou d'une vibration d'amplitude négligeable). Quatre d'entre elles se caractérisent par une compression antérieure ou médiane des bandes ventriculaires prononcée, comparativement à la configuration usuelle. La cinquième se démarque par la bascule de l'épiglotte qui couvre le champ de vision des plans glottique et ventriculaire. Ainsi, en situation d'effort vocal, nous avons globalement observé un degré de constriction ventriculaire plus important qu'en phonation usuelle. En particulier, l'ouverture ventriculaire  $\tilde{h}_{bv}(z, t)$  peut être inférieure à l'ouverture glottique  $\tilde{h}_{cv}(z, t)$ , selon la position  $z$  observée sur l'axe glottique médian, contrairement à la configuration usuelle. Le degré de la constriction ventriculaire peut se stabiliser dès le début de la production, ou bien augmenter continûment jusqu'à une ouverture minimale  $\hat{h}_{bv}(t)$  non nulle, voire jusqu'au contact.

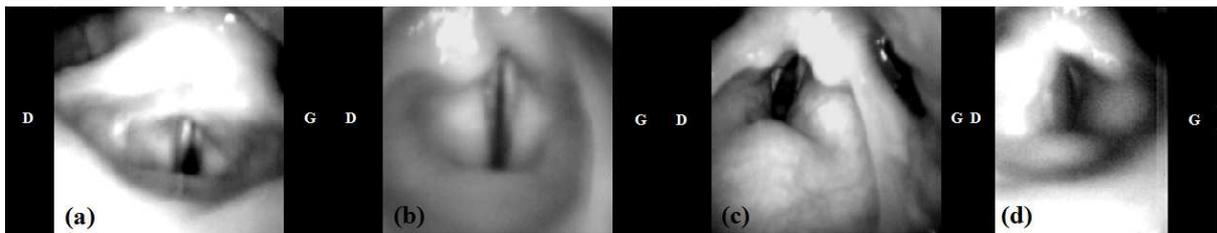


FIG. 6.1 – Configurations laryngées observées en situation d'effort vocal sans mouvement vibratoire des BV, sur un cycle glottique au maximum de l'ouverture glottique  $\max_t \hat{h}_{cv}(t)$ . (a) Sujet C1, ré#3 (303Hz); (b) Sujet L1, do4 (528Hz); (c) Sujet L3, ré2 (149Hz); (d) Sujet L3, do#2 (140Hz). **D** : droite, **G** : gauche.

La figure 6.1 illustre la configuration laryngée retrouvée dans les quatre situations ci-dessus, lorsque le degré de compression ventriculaire est stabilisé. L'instant de sélection des images est fixé afin de correspondre au temps  $t_m$  du cycle glottique où l'ouverture  $\hat{h}_{cv}(t)$  accessible au champ de la caméra prend sa valeur maximale.  $z_m$  désigne la position sur l'axe glottique médian associée au maximum d'amplitude glottique observable. Le tableau 6.1 compare les géométries glottique et ventriculaire associées. Il détaille la mesure des rapports  $\hat{\gamma}(t_m)$ ,  $\gamma^\circ(t_m)$  et  $\gamma(z_m, z_m, t_m)$  selon la procédure détaillée au § 2.3.3, appliquée aux images de la figure 6.1. Comparativement au tableau 5.1 de la phonation usuelle, nous observons *a priori* les mêmes ordres de grandeur en moyenne, à savoir,  $\hat{\gamma}(t_m) \sim 3$ ,  $\gamma^\circ(t_m) \sim 1$  et  $\gamma(z_m, z_m, t_m) \sim 2$ . Cependant, la compression ventriculaire couvre partiellement l'espace glottique sur les vues frontales du

larynx présentées figure 6.1. Cette configuration conduit à une sous-estimation de l'amplitude glottique et, par suite, à une sur-estimation des rapports  $\hat{\gamma}(t_m)$ ,  $\gamma^\circ(t_m)$  et  $\gamma(z_m, z_m, t_m)$ . En particulier, la figure 6.1 suggère que  $\gamma(z_m, z_m, t_m) < 1$  pour le cas (c).

*Caractérisation de la configuration laryngée en decrescendo*

Sur l'ensemble de la base de données, quatre émissions de decrescendo ont été enregistrées, trois en mécanisme M1, et une en mécanisme M0 (cf. tableaux A.2 et A.4). Les decrescendos en mécanisme M1 se caractérisent par un relâchement de la constriction générale du niveau supra-glottique, et tendent vers des configurations physiologiques similaires à celles rencontrées en parole usuelle (figures 6.2 (b), (c), (d)). En particulier, elles se caractérisent par des rapports  $\hat{\gamma}(t_m)$ ,  $\gamma^\circ(t_m)$  et  $\gamma(z_m, z_m, t_m)$  égaux à 3,6, 2,2 et 2,6 en moyenne, comparables à ceux obtenus dans les conditions usuelles (cf. tableaux 5.1 et 6.1).

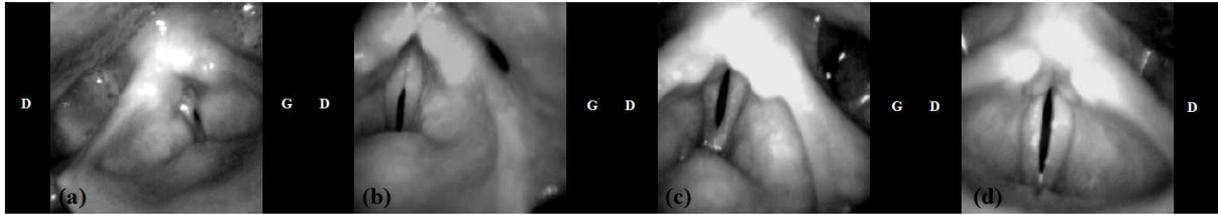


FIG. 6.2 – Configurations laryngées observées en production de decrescendo, sur un cycle glottique au maximum de l'ouverture glottique  $\max_t \hat{h}_{cv}(t)$ . (a) Sujet L3, sol#0 (53Hz); (b) Sujet L3, fa#2 (180Hz); (c) Sujet L3, ré2 (149Hz); (d) Sujet L4, do2 (125Hz). D : droite, G : gauche.

Sujet	n° prise	$\hat{\gamma}(t_m)$	$\gamma^\circ(t_m)$	$\gamma(z_m, z_m, t_m)$
Situation d'effort vocal				
C1	8	1,8	1,3	1,3
L1	2	6,2	1,9	5,0
L3	9	1,7	0,6	1,4
L3	20	1,7	0,7	1,6
Moy	-	2,8	1,1	2,3
Decrescendo				
L3	24	5,0	3,0	4,0
L3	8	5,5	3,5	4,0
L3	9	3,7	2,2	1,4
L4	4	5,3	3,0	5,0
Moy	-	4,9	2,9	3,6

TAB. 6.1 – Tableau récapitulatif des rapports  $\hat{\gamma}$ ,  $\gamma^\circ$  et  $\gamma(z_m, z_m, t_m)$  mesurés sur les images laryngées associées aux situations d'effort vocal et de decrescendo présentées sur les figures 6.1 et 6.2 respectivement (cas sans vibration des bandes ventriculaires). L'évaluation de ces rapports est réalisée par la méthode (1) décrite au § 2.3.2. Les séquences grisées signalent que l'amplitude  $\hat{h}_{cv}(t_m)$  est cachée par la compression ventriculaire, et que les rapports alors mesurés sont sur-estimés.

La figure 6.3 détaille l'exemple de la tâche de decrescendo associée au fichier sonore Audio14.wav. Elle présente l'analyse kymographique de la ligne sélectionnée sur l'image laryngée, à une position de l'axe glottique médian notée  $z_\alpha$ . Les instants  $t$  définis sur le kymogramme correspondent à des rapports  $\gamma(z_\alpha, z_\alpha, t)$  différents. Le spectrogramme et la courbe d'intensité acoustique associés à la séquence sont tracés en parallèle. Cette figure illustre le rapprochement progressif des bandes ventriculaires vers l'axe médian, entre les temps  $t_a$  et  $t_d$  (associés aux instants de sélection (a) et (d)), jusqu'à une ouverture ventriculaire stabilisée telle que  $\gamma(z_\alpha, z_\alpha, t_d) < 1$ . La phase de decrescendo est repérée sur la courbe du SPL et le spectrogramme au voisinage de l'instant (e). Elle s'accompagne de l'éloignement continu des

bandes ventriculaires l'une de l'autre, de sorte que  $\gamma(z_\alpha, z_\alpha, t) > 1$  pour tout  $t > t_{(e)}$ . Cet exemple est représentatif des autres séquences de decrescendo enregistrées en mécanisme M1.

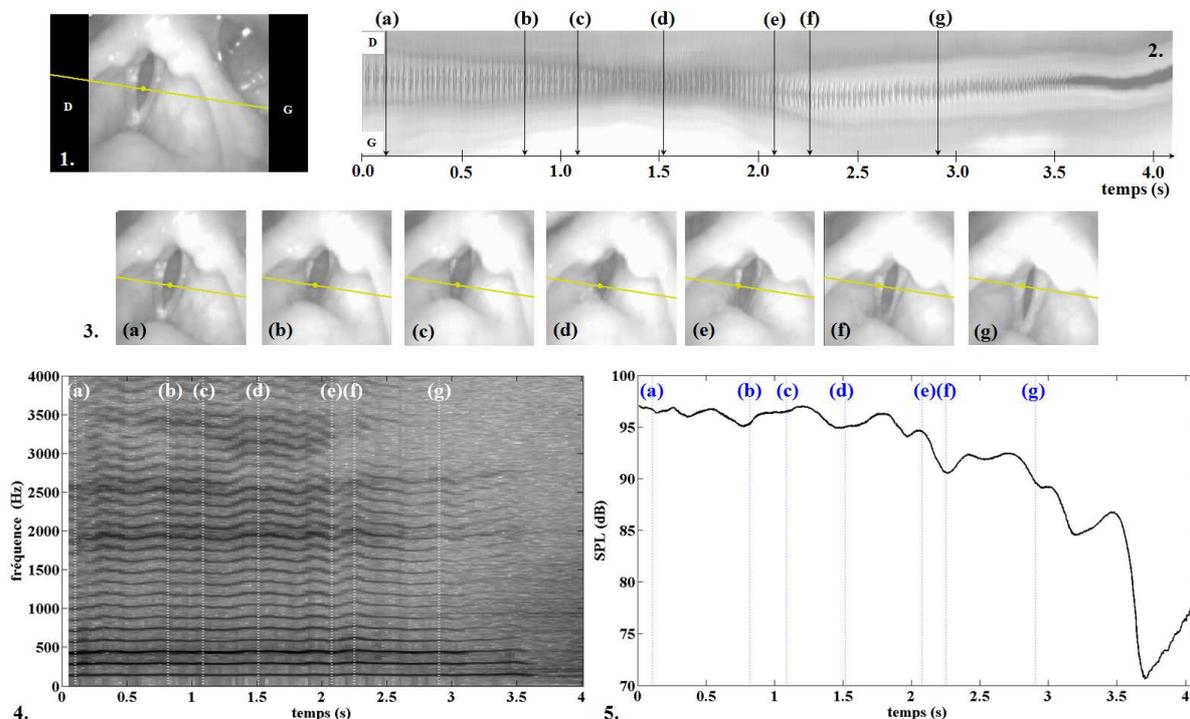


FIG. 6.3 – 1. Image laryngée et 2. analyse kymographique de la ligne sélectionnée sur l'image, correspondant à une séquence de decrescendo. Définition des instants de sélection (a), (b), (c), (d), (e), (f) et (g). 3. Clichés cinématographiques obtenus aux différents instants de sélection définis au 2. 4. Spectrogramme de la séquence et instants de sélection 5. Courbe de l'intensité acoustique (SPL) en fonction du temps et instants de sélection. Sujet L3, ré2 ( $f_0 = 148\text{Hz}$ ), exemple sonore Audio14.wav. D : droite, G : gauche.

Au contraire, le cas de decrescendo acquis en mécanisme M0 se caractérise par une compression médiane des bandes ventriculaires accentuée (figure 6.2 (a)), en croissance continue jusqu'au contact des bandes sur toute leur longueur. Ce cas particulier est traité en détails dans la suite.

#### *Corrélation entre la compression ventriculaire et l'intensité acoustique*

Nous avons vu ci-dessus que le rapprochement des bandes ventriculaires est observé pour tous les crescendos, voix criées et efforts vocaux enregistrés dans la base de données. D'autre part, les decrescendos en mécanisme M1 se caractérisent par un relâchement supra-glottique et un retour progressif des bandes ventriculaires vers leur configuration usuelle.

Par ailleurs, la confrontation du kymogramme et du spectrogramme sur la figure 6.3 entre les instants (a) et (g) suggère qu'entre 2,5kHz et 3,5kHz, la modulation des harmoniques suit le mouvement des bandes ventriculaires. Bien que cette hypothèse dépasse le cadre de cette thèse, ciblée sur l'influence aérodynamique des bandes ventriculaires dans le larynx, le phénomène mérite d'être souligné.

En définitive, nos mesures suggèrent une relation entre le signal SPL et la configuration géométrique des bandes ventriculaires, confortant ainsi les travaux de Alipour & al. [4], 2007 et Nomura & Funada [142], 2007 sur le renforcement de l'intensité acoustique suite à une compression médiane ou antéro-postérieure des bandes ventriculaires.

### Rapprochement ventriculaire et mécanismes laryngés

Sur l'ensemble de la base de données, chaque transition entre mécanismes laryngés  $M1 \leftrightarrow M2$  et  $M1 \leftrightarrow M0$  s'accompagne d'une modification dans la géométrie ventriculaire (*cf.* tableaux A.1 et A.2). Cette modification est plus ou moins prononcée selon les sujets et le type de réalisation (yodde, glissando, voyelle tenue).

Lors d'une transition  $M1 \rightarrow M2$ , nos mesures montrent qu'un écartement des bandes ventriculaires se produit au moment du passage. Inversement, lors d'une transition  $M2 \rightarrow M1$ , le passage se caractérise par un rapprochement ventriculaire. Parmi les dix enregistrements produits en mécanisme  $M0$ , huit sont marqués par une compression ventriculaire antéro-médiane importante. La bascule de l'épiglotte et le degré de constriction général du larynx s'accroît pour toutes les réalisations dans ce mécanisme. Ainsi, ces observations suggèrent que l'écartement des bandes ventriculaires puisse affecter le mécanisme vibratoire des cordes vocales.

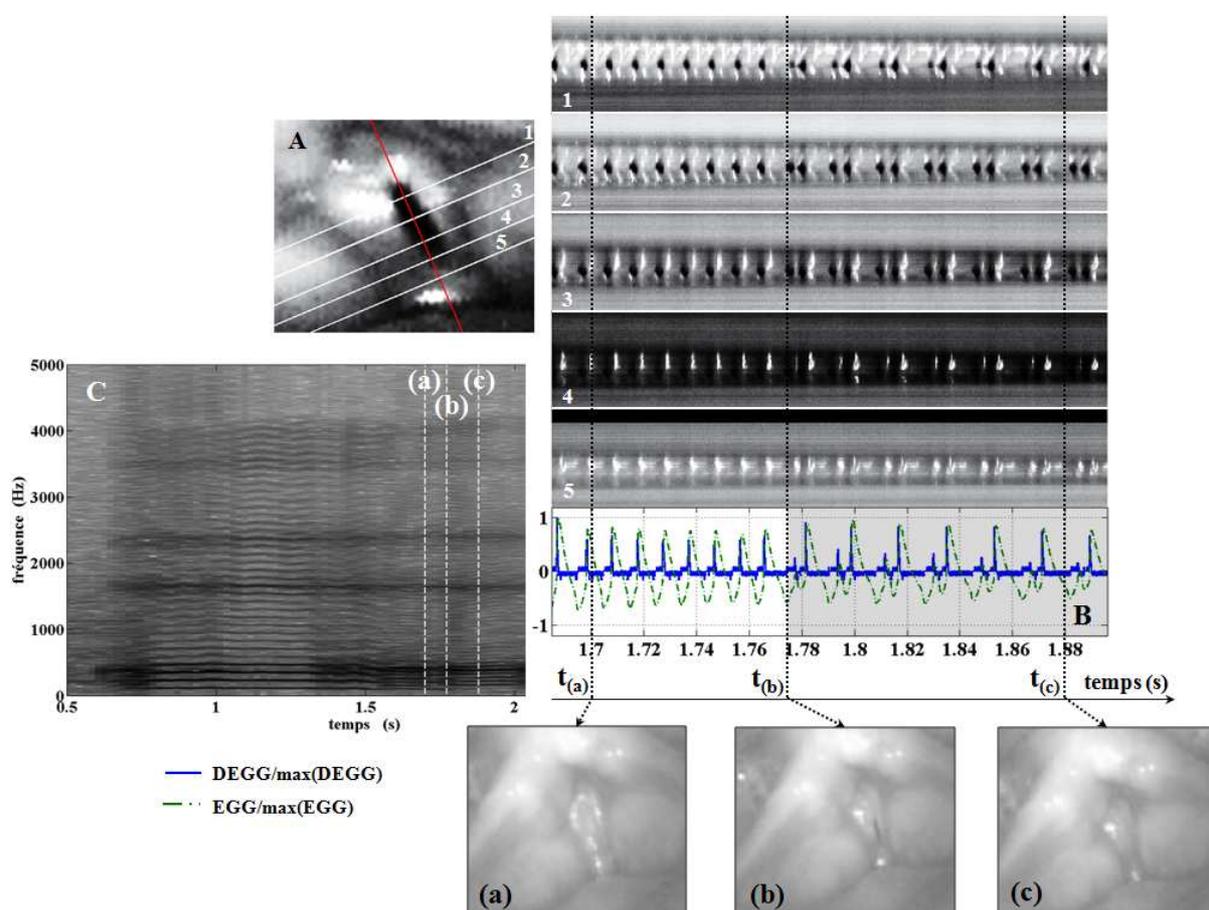


FIG. 6.4 – Cinq vues kymographiques (B) et positions correspondantes tracées sur une image laryngée obtenue par cinématographie ultra-rapide (A), représentées en synchronisation avec les signaux EGG et DEGG normalisés. Le spectrogramme de l'enregistrement est tracé en C sur environ 1,5s, avec les instants de sélection (a), (b) et (c) définis sur l'extrait analysé en B. La séquence correspond à la transition d'un sol#1 ( $f_0 = 103\text{Hz}$ ) en phonation usuelle vers un sol#0 ( $f_0 = 52\text{Hz}$ ) en mécanisme  $M0$  (Sujet L3, extrait de l'exemple sonore Audio2.wav). Les fréquences fondamentales sont moyennées sur la durée de l'extrait analysé en B (environ 7 cycles glottiques en  $M1$  et 14 cycles glottiques en  $M0$ ).

Nous proposons d'illustrer le rapprochement des bandes ventriculaires en mécanisme  $M0$  par un

exemple spécifique de la base de données, sélectionné pour les questionnements qu'il soulève dans l'étude de leur interaction avec le comportement glottique. Nous nous intéressons à l'étude d'une transition de phonation usuelle en mécanisme M1 sur un sol#1 (103Hz), vers un sol#0 (52Hz) en mécanisme M0. Cette transition est présentée sur la figure 6.4. Une analyse kymographique est réalisée en cinq positions distribuées sur la longueur des bandes ventriculaires, perpendiculairement à l'axe médian de la vibration glottique, et numérotées de 1 à 5 (*cf.* figures 6.4 **A** et **B**). Soit  $z_i$  la position de l'axe médian associée à la ligne  $i$ . La figure 6.5 illustre la détection de l'ouverture ventriculaire  $\tilde{h}_{bv}(z_3, t)$  sur le kymogramme 3.

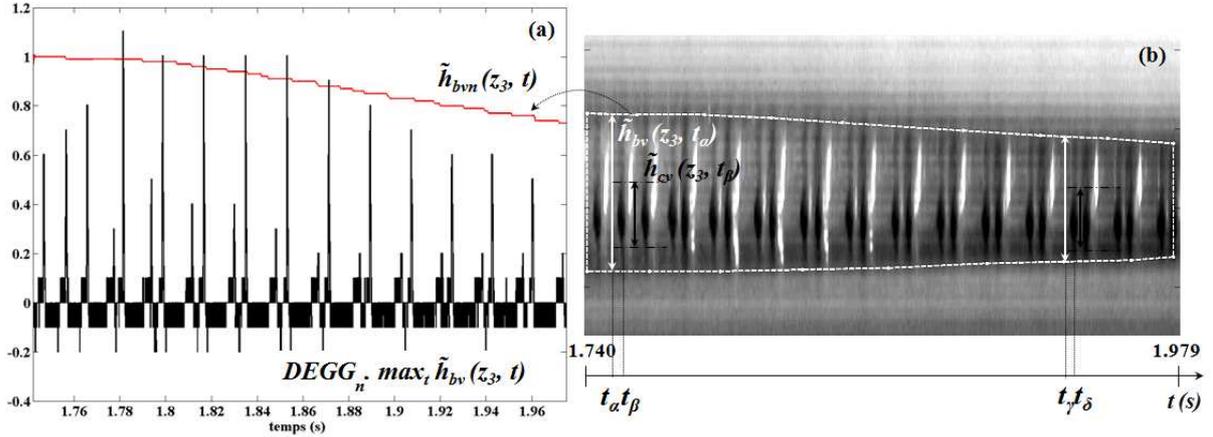


FIG. 6.5 – (a) Evolution du signal  $\tilde{h}_{bv}(z_3, t)$ , normalisé, et extrait de la détection de contours des bandes ventriculaires illustrée sur le kymogramme (b), superposée à celle du signal DEGG, normalisé par le facteur multiplicatif  $\max_t \tilde{h}_{bv}(z_3, t) / \max_t DEGG$ , en fonction du temps. La séquence correspond à la transition M1  $\rightarrow$  M0 analysée sur la figure 6.4. (b) Vue kymographique associée à la position  $z_3$  de la figure 6.4. Le tracé en ligne pointillée illustre la détection manuelle des bords libres des bandes ventriculaires (méthode polygoniale), pour l'extraction de l'ouverture  $\tilde{h}_{bv}(z_3, t)$ . (Sujet L3, extrait de l'exemple sonore Audio2.wav).

L'analyse kymographique conduit à différentes observations sur le comportement ventriculaire :

- $\tilde{h}_{bv}(z, t) > 0$ , quelle que soit la position  $z$  considérée sur l'épaisseur des bandes ; les bandes ventriculaires ne sont pas en contact sur la séquence étudiée.
- à  $t$  fixé,  $\tilde{h}_{bv}(z, t)$  décroît de  $z_5$  à  $z_3$  puis croît de  $z_3$  à  $z_1$ , contrairement à la configuration usuelle ; la visualisation des images laryngées aux temps  $t_{(a)}$ ,  $t_{(b)}$  et  $t_{(c)}$ , définis sur la figure 6.4, appuie cette observation. Ainsi, la configuration laryngée se caractérise par une compression des bandes ventriculaires sur une partie de leur longueur. Les positions  $z_3$ ,  $z_4$  et  $z_5$  correspondent aux positions de compression maximale des bandes ventriculaires sur l'extrait proposé.
- $\tilde{h}_{bv}(z_3, t)$  décroît régulièrement par rapport à  $t$ , comme illustré sur la figure 6.5. Autrement dit, la transition s'accompagne d'un mouvement progressif de compression antéro-médiane des bandes ventriculaires. Le rapprochement continu des bandes ventriculaires se produit également aux autres positions  $z_i$ , notamment aux positions  $z_4$  et  $z_5$ , comme l'illustrent les kymogrammes de la figure 6.4.

Par ailleurs, un saut de fréquence fondamentale  $f_0$  est mesuré à l'instant  $t_{(b)}$  (*cf.* figure 6.4 **B** et **C**). A cet instant, les kymogrammes 1, 2 et 3 montrent un nouveau schéma de vibration des cordes vocales, caractérisé par une durée de phase fermée très longue relativement à la période fondamentale tous les deux cycles glottiques. La modification de la vibration des cordes vocales se repère également sur les variations des signaux EGG et DEGG, et particulièrement dans l'altération de l'amplitude des pics GCI du signal DEGG. Les bandes ventriculaires n'étant pas en contact, ces variations reflètent exclusivement

une variation du comportement glottique. La combinaison de tous ces critères caractérise le passage du mécanisme M1 au mécanisme M0, et permet d'isoler la production en M0 dans son régime établi entre les instants  $t_{(b)}$  et  $t_{(c)}$  (partie grisée sur la figure 6.4 **B**).

Y a-t-il une relation de cause à effet entre la transition M1  $\rightarrow$  M0 et le rapprochement des bandes ventriculaires? Les clichés **(a)**, **(b)** et **(c)** sur la figure 6.4 **B** photographient la configuration laryngée en trois instants différents : en mécanisme M1, à la transition M1  $\rightarrow$  M0, et en régime établi M0 respectivement. Chacun de ces instants  $t_{(.)}$  définit un espace ventriculaire différent, soit *a priori* un rapport  $\gamma(z_i, z_i, t_{(.)}) = \tilde{h}_{bv}(z_i, t_{(.)})/\tilde{h}_{cv}(z_i, t_{(.)})$  différent. Ce rapport n'a pu être précisément mesuré à partir des images cinématographiques en raison d'une dissymétrie de la compression ventriculaire par rapport à l'axe médian. Cette dissymétrie est annoncée sur l'image laryngée **A** de la figure 6.4, prise pendant la production usuelle en mécanisme M1. Elle est accentuée au cours du mécanisme M0 et gêne la détection de l'amplitude glottique.

Alternativement, l'évolution de  $\tilde{h}_{bv}(z_3, t)$  a été confrontée aux variations du signal DEGG pendant la transition, comme illustré sur la figure 6.4. L'amplitude glottique  $\tilde{h}_{cv}(z_3, t)$  en cette position du larynx a été évaluée directement sur le kymogramme 3, en deux instants choisis en mécanisme M1 et M0, notés  $t_\beta$  et  $t_\delta$  respectivement sur la figure 6.5 **(b)**. Ces deux instants sont différenciés par une diminution d'environ 19% de l'ouverture ventriculaire  $\tilde{h}_{cv}(z_3)$ . Une mesure directe sur le kymogramme estime le rapport  $\gamma^\circ(t_\beta)$  à 2,4 en mécanisme M1, et le rapport  $\gamma^\circ(t_\delta)$  à 2,1 en mécanisme M0. Cependant, ces rapports sont sur-estimés comparativement à leurs valeurs réelles. En effet, si la position 3 définit bien un axe de compression maximale (antéro-médiane) pour les bandes ventriculaires, elle ne suit pas dans ce cas l'axe d'amplitude glottique maximale (située dans un plan plus postérieur). De plus, la détection des bords libres des bandes ventriculaires constitue une mesure plus fiable que le tracé manuel de l'ouverture glottique sur la vue kymographique, car les bandes ventriculaires sont mieux définies de par le contraste de lumière et la lente continuité de leur mouvement.

Le rapprochement des bandes ventriculaires est synchrone avec la perturbation engendrée sur le signal DEGG, et donc avec le changement du comportement vibratoire des cordes vocales (saut de fréquence fondamentale, différence de durée et de vitesse de contact à la fermeture glottique sur deux cycles glottiques consécutifs). Ainsi, l'exploration *in-vivo* soulève la question d'un rapport critique de l'ouverture ventriculaire sur l'ouverture glottique, à l'origine d'une transition entre mécanismes laryngés. Les mesures sur l'humain, seules, ne permettent pas de trancher. Nous reviendrons sur ce point dans la suite, avec l'appui de la modélisation théorique et des observations *in-vitro*.

### 6.1.2 Contact ventriculaire

Dans 66% des enregistrements caractérisés par un rapprochement des bandes ventriculaires (avec et sans vibration des bandes), le geste phonatoire s'est poursuivi jusqu'à leur accollement partiel (sur une partie de la longueur des bandes) ou total (sur toute la longueur des bandes). Parmi les 22 acquisitions sans mouvement vibratoire, le rapprochement des bandes ventriculaires les a conduit jusqu'au contact pour 9 réalisations (*cf.* annexe **A**), chacune illustrée sur la figure 6.6. Nous avons observé un contact :

- à l'initialisation et/ou à l'accomplissement d'un geste phonatoire, sans corrélation nette avec le type de production (effort vocal, rire, mécanisme M0, decrescendo, glissando vers les basses fréquences). Ce contact s'effectue alors sur la partie médiane des bandes ventriculaires (cas **(a)**, **(d)** sur la figure 6.6), antéro-médiane (cas **(e)**), ou sur l'intégralité de la longueur des bandes ventriculaires (cas **(b)**, **(c)**).
- pendant la phonation, lors de productions en mécanisme M0 (cas **(f)** à **(j)**). Le contact s'opère alors sur la partie antérieure des bandes ventriculaires. Dans les cas **(f)** et **(g)**, le contact se produit dans la continuité du mouvement de compression des bandes, tandis qu'il se maintient pendant toute la durée du geste phonatoire dans les cas **(h)** à **(j)**.

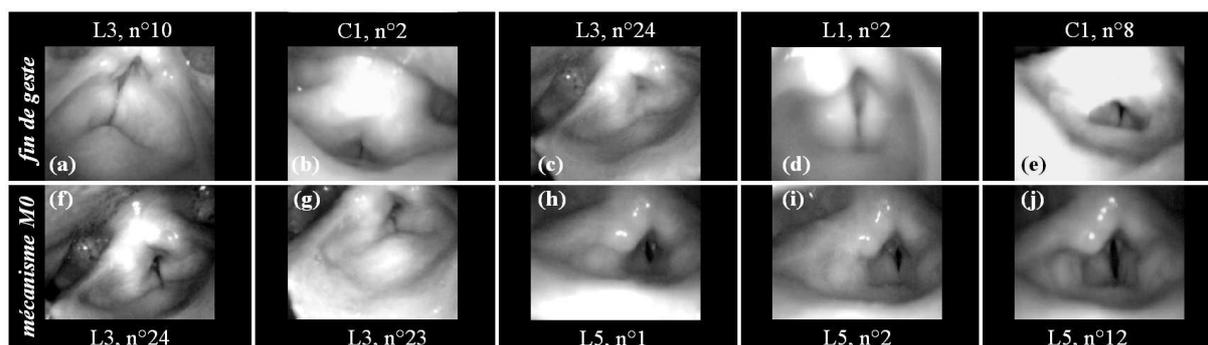


FIG. 6.6 – Images laryngées illustratives du contact des bandes ventriculaires dans les neuf enregistrements de la base de données marquées par un rapprochement ventriculaire sans mouvement vibratoire. Le sujet et le numéro de la prise de vue sont spécifiés pour chaque cas, selon les notations de l'annexe A.

Nous nous intéressons plus spécifiquement aux cas d'un contact ventriculaire instauré au cours de la phonation ((cas (f) à (j)). Nous avons observé une perturbation des signaux EGG et DEGG à l'établissement de ce contact, en amplitude et en fréquence, variable selon le sujet et la réalisation acoustique. Nous proposons de détailler l'étude particulière du cas (g), pour illustrer ce phénomène.

L'enregistrement répond à une tâche de production vocale à très basse fréquence. Le locuteur produit une éraillée, peu stable (exemple sonore Audio5.wav). La figure 6.7 présente un extrait de la production sur environ 15 cycles glottiques. Une analyse kymographique est proposée en cinq positions, sélectionnées perpendiculairement à l'axe médian de vibration des cordes vocales, et réparties sur toute la longueur des bandes ventriculaires.

Les signaux EGG et DEGG synchronisés permettent de diviser la séquence en trois phases sur la figure 6.7, caractérisées par des comportements glottiques distincts :

- la plage temporelle comprise entre les images (a) et (b), notée (ab). La fréquence fondamentale du signal acoustique vaut 113Hz (la1). Elle coïncide avec la fréquence de vibration des cordes vocales moyennée sur les 10 cycles glottiques de la plage. Les signaux EGG et DEGG montrent une oscillation périodique stable des cordes vocales, à l'image de celle observée en parole usuelle dans le chapitre 5. On note une diminution progressive de l'amplitude des pics GCI sur le signal DEGG, soit une diminution de la vitesse de contact à la fermeture glottique.
- la plage comprise entre les images (b) et (c), notée (bc). Cette plage se démarque par une altération du signal EGG, en amplitude et en fréquence. Cette altération traduit une modification du contact glottique. La vue kymographique des positions n°2 et 3 laissent entrevoir l'établissement d'un nouveau schéma de vibration des cordes vocales, marqué par une fermeture glottique très longue relativement à la période fondamentale tous les deux cycles d'oscillation. Ce pattern vibratoire a déjà été rencontré en mécanisme M0 sur la figure 6.5.
- la plage comprise entre les images (c) et (d), notée (cd). Cette plage n'enregistre aucune modulation rapide du contact sur le signal EGG, suggérant un arrêt des oscillations glottiques.

Chacune de ces plages, différenciées par des comportements glottiques singuliers, peut tout aussi bien être associée à un comportement ventriculaire particulier :

- la plage (ab) s'accompagne d'un rapprochement progressif des bandes ventriculaires, avec une compression accentuée sur la partie antérieure, comme illustré sur le kymogramme n°5.

- la plage (bc) s'accompagne d'un rétrécissement de l'ouverture ventriculaire, accentué sur l'intégralité de leur longueur, *i.e.* apparent sur les kymogrammes n°1 à 5. La compression initialisée dans la partie antérieure des bandes ventriculaires se propage donc également dans le plan médian. Le rétrécissement ventriculaire entre les instants repérés par les flèches sur le kymogramme n°5 est d'environ 33%. Ce constat soutient l'hypothèse d'une ouverture critique atteinte par les bandes ventriculaires, à l'origine de l'altération de la vibration glottique.
- la plage (cd) s'accompagne d'un contact des bandes ventriculaires. L'accolement est partiel en (c) et devient quasi-total en (d).

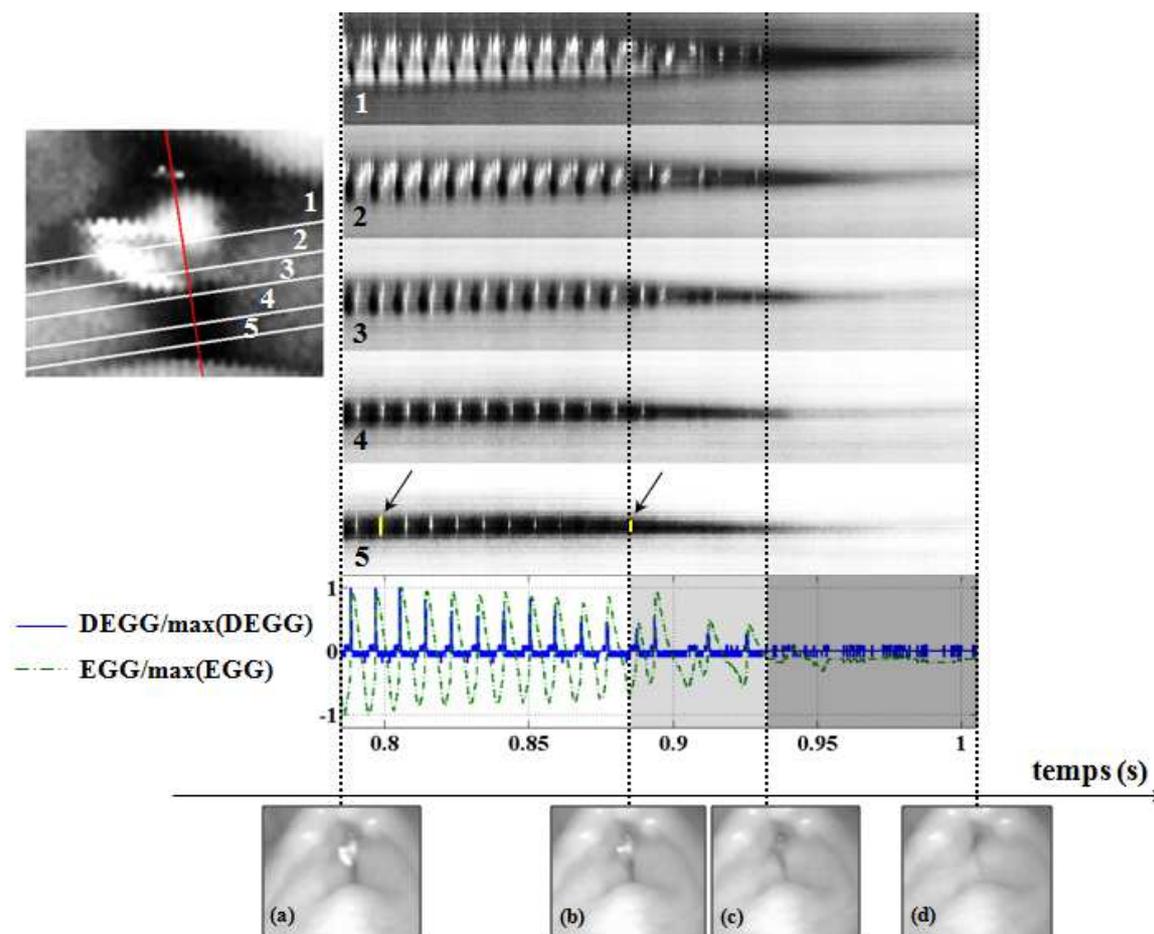


FIG. 6.7 – Cinq vues kymographiques (à droite) et positions correspondantes tracées sur une image laryngée obtenue par cinématographie ultra-rapide (à gauche), représentées en synchronisation avec les signaux EGG et DEGG normalisés. La séquence correspond à un essai de phonation à basse fréquence, elle représente une diminution de fréquence de 113Hz jusqu'à l'arrêt de la phonation (Sujet L3, extrait de l'exemple sonore *Audio5.wav*).

Y-a-t-il un lien entre le degré d'adduction ou, le cas échéant, le degré d'accolement des bandes ventriculaires, et l'altération du comportement vibratoire des cordes vocales? *A priori*, les observations *in-vivo* détaillées dans cette section tendent à conforter cette éventualité. Néanmoins, aucune conclusion ne peut être tirée de l'examen seul des comportements *in-vivo*. Ces comportements intègrent en effet le contrôle et les intentions du locuteur dont on ne peut faire abstraction dans l'interprétation de nos données. Afin de vérifier ces hypothèses, nous proposons dans la suite une étude physique de l'influence d'une constriction ventriculaire placée en aval de la glotte sur l'écoulement d'air translaryngé, sur la vibration des cordes

vocales et sur la modulation de la réalisation acoustique.

## 6.2 Impact d'une constriction ventriculaire sur l'écoulement d'air translaryngé

L'analyse de l'impact d'une constriction ventriculaire placée dans le larynx sur l'écoulement d'air s'effectue selon deux axes :

- le premier axe s'intéresse aux variations engendrées sur la structure de l'écoulement (orientation, comportement, stabilité). Elles sont détaillées dans les sections §6.2.1 et §6.2.2, par ordre d'apparition des phénomènes, de la trachée vers le conduit vocal : dans un premier temps, nous nous intéressons à l'impact sur la structure du jet glottique développé dans le ventricule, puis à l'impact sur celle du jet en sortie des bandes ventriculaires.
- le deuxième axe porte sur les altérations aérodynamiques induites sur le débit d'air (§6.2.3) et la distribution de pression à travers le larynx (§6.2.4 et §6.2.5).

Pour les deux axes, l'analyse s'appuie sur le travail théorique et/ou l'exploration *in-vitro* présentés dans les chapitres 3 et 4. Dans chacune de ces sections, sauf indication contraire, les valeurs des grandeurs géométriques ( $L_{ventricule}$ ,  $h_{cv}$ ,  $h_{bv}$ ) sont données à l'échelle du dispositif expérimental.

### 6.2.1 Variations de la structure du jet glottique

Les observations présentées dans cette section sont issues de l'exploration *in-vitro* présentée au chapitre 4. Elles découlent de protocoles menés sur une maquette de cordes vocales rigide ou déformable, couplée en aval à une maquette de bandes ventriculaires rigide, de géométrie ajustable. La procédure expérimentale met en évidence des phénomènes physiques différents selon la condition d'écoulement (stationnaire ou instationnaire), la configuration géométrique et le comportement dynamique de la maquette considérés. Nous présentons les résultats mis en évidence sur la maquette de cordes vocales statiques dans un premier temps, puis sur la maquette de cordes vocales dynamiques dans un second temps.

#### Condition d'écoulement (quasi-)stationnaire : CV & BV rigides

Par analogie avec les mesures étalons du chapitre 5 réalisées en conditions de jet libre et de jet confiné, nous présentons ici la caractérisation de deux propriétés principales de l'écoulement glottique : les fluctuations d'orientation et de symétrie du jet, et le degré d'instabilité turbulente dans l'écoulement.

##### Orientation et symétrie de l'écoulement

Dans cette configuration statique, les fluctuations de la structure du jet glottique avec la géométrie laryngée ont été observées grâce aux techniques de visualisation d'écoulement. L'injection de fumée dans le flux d'air et la technique d'imagerie Schlieren ont permis une caractérisation qualitative du développement de jet dans le ventricule, pour certaines géométries.

Les techniques de visualisation appliquées à des longueurs  $L_{ventricule}$  proches des dimensions réelles du ventricule de Morgagni, n'ont pas pu aboutir à des observations concluantes au sujet de l'influence de  $h_{bv}$  sur l'évolution du jet glottique. Pour  $L_{ventricule} = 31mm$  et  $h_{bv}/h_{cv} = 1,91$ , la figure 6.17 (b) montre un jet droit symétrique établi dans le ventricule. Néanmoins, pour des constriction plus sévères en aval de la glotte, en particulier pour  $h_{bv}/h_{cv} \leq 1$ , la fumée remplit le dispositif entre les premiers flashes d'acquisition vidéo, et le jet glottique devient peu discernable dans la structure de l'écoulement moyen.

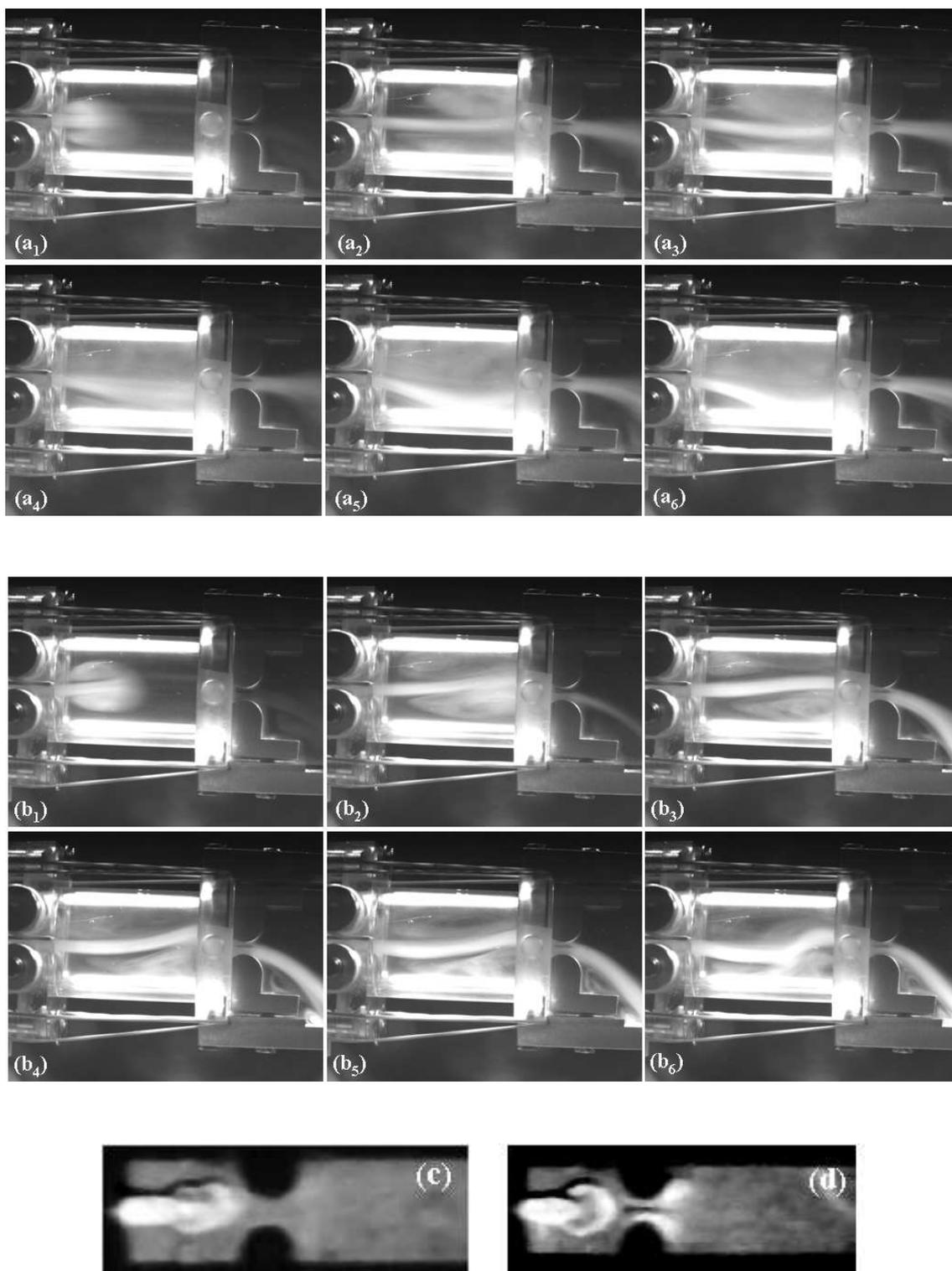


FIG. 6.8 – (a), (b) Visualisation d'écoulement par injection de fumée à travers la maquette du larynx couplant CV et BV statiques.  $L_{\text{ventricule}} = 51\text{mm}$ ,  $h_{\text{cv}} = 3,25\text{mm} \pm 0,05\text{mm}$ ,  $h_{\text{bv}} = 3\text{mm} \pm 0,05\text{mm}$ , i.e.  $h_{\text{bv}}/h_{\text{cv}} = 0,92$ . Le flux d'air est généré par le soufflé contrôlé de l'expérimentateur. Le temps entre deux clichés est de 0,1s. (c), (d) Visualisation par imagerie Schlieren pour  $L_{\text{ventricule}} = 25\text{mm}$ ,  $Re = 900$ .  $h_{\text{bv}}/h_{\text{cv}} = 6$  pour (c), 2 pour (d) (Sciamarella & al. [178], 2008).

Pour des valeurs de  $L_{ventricule}$  plus élevées (51mm, 71mm), une déviation du jet glottique est typiquement observée en régime permanent sur la maquette rigide du larynx, pour différents rapports  $h_{bv}/h_{cv}$  (0,49 ; 0,66 ; 0,92 ; 1,91). Le jet s'incurve vers l'une des parois latérales du ventricule, aléatoirement, et une dissymétrie engendrée par effet Coanda s'établit dans l'écoulement, comme illustré sur la figure 6.8. Cette observation concorde avec les mesures antérieures réalisées en régime stationnaire sur des maquettes statiques du larynx (Pelorson & al. [147], 1994, Pelorson & al. [148], 1995, Hirschberg & al. [85], 1996, Hofmans [86], 1998, Hofmans & al. [87], 2003, Scherer & al. [174], 2001, Shinwari & al. [183], 2003, Erath & Plesniak [49], 2006, Kucinski & al. [108], 2006). Bien que non représentatives de la géométrie du larynx, puisque la longueur du ventricule  $L_{ventricule}$  excède d'au moins 1cm la limite supérieure recensée dans les études anatomiques (Agarwal & al. [3], 2003, Agarwal [2], 2004), ces configurations présentent tout leur intérêt en confrontation avec les géométries plus réalistes pour tester l'étendue des phénomènes physiques impliqués.

### Stabilité et turbulence

En conditions statiques, la formation du jet d'air glottique émergeant dans le ventricule se caractérise par l'apparition de structures tourbillonnaires, telles qu'illustrées sur les séquences **(a)**, **(b)**, et sur les clichés **(c)** et **(d)** de la figure 6.8. Ces observations ont été vérifiées pour différentes longueurs de ventricule ( $L_{ventricule} = 25\text{mm}, 51\text{mm}$ ) et différents degrés de constriction ventriculaire placée en aval de la maquette de cordes vocales ( $h_{bv}/h_{cv} = 0,92 ; 1,91 ; 2 ; 6$ ). Elles s'apparentent aux mesures des études antérieures réalisées au voisinage de la séparation glottique, dans une configuration statique de référence, sans bande ventriculaire (Pelorson & al. [148], 1995, Hofmans [86], 1998).

Pour  $L_{ventricule} \geq 51\text{mm}$ , passé l'interaction des tourbillons avec la constriction ventriculaire, une à deux zone(s) de recirculation se développe(nt) dans le ventricule selon les configurations, telle(s) qu'illustré(es) sur les clichés  $a_2$  et  $b_3$  de la figure 6.8 par exemple. Ces phénomènes liés au confinement sont typiques des géométries d'élargissement brusque (Blevins [25], 1992, Urbin [205], 1998). Deux comportements différents du jet ont été observés dans le ventricule, de façon aléatoire :

- dans certains cas, l'interaction du jet avec les parois induit une dissymétrie de l'écoulement moyen par effet Coanda, stabilisée, de sorte que le jet glottique finit par se rattacher à l'une des parois latérales du ventricule (clichés  $a_5, a_6$ ) ;
- dans d'autres cas, on observe un battement de la couche cisailée, qui laisse présager une instabilité du jet glottique en mode sinueux (Urbin [205], 1998, Ségoufin [181], 2000).

Ces observations soutiennent l'hypothèse d'un comportement de jet turbulent dans le ventricule. Néanmoins, elles se manifestent sur des maquettes statiques du larynx, pour certaines configurations géométriques (aux grandes valeurs de  $L_{ventricule}$ ). Le comportement de l'écoulement est-il semblable sur une maquette oscillante des cordes vocales, couplée à des géométries plus adaptées à l'étude des bandes ventriculaires ?

### Condition d'écoulement instationnaire : CV oscillantes & BV rigides

Les résultats présentés dans cette partie sont issus des mesures de vélocimétrie par PIV. Cette technique a permis une description plus quantitative de la nature de l'écoulement. Deux configurations géométriques spécifiques ont été testées, à l'échelle 3 : 1 par rapport à l'anatomie humaine :

- la configuration  $CV - BV_1$ , telle que  $L_{ventricule} = 16\text{mm}$ ,  $h_{bv} = 3\text{mm}$  et  $\overline{h_{cv}^0} = 1,3\text{mm}$ . Cette géométrie a été choisie en cohérence avec les dimensions de la réalité physiologique (cf. tableau 1.2). Le rapport  $h_{bv}/h_{cv}^0$  oscille entre 1,4 et 7,5 pendant un cycle de vibration de la maquette de cordes vocales, autour d'une valeur moyenne égale à 3.
- la configuration  $CV - BV_2$ , telle que  $L_{ventricule} = 24\text{mm}$ ,  $h_{bv} = 1\text{mm}$  et  $\overline{h_{cv}^0} = 1,3\text{mm}$ . Cette

géométrie se caractérise par un fort degré de constriction ventriculaire. Le rapport  $h_{bv}/h_{cv}^0$  oscille entre 0,5 et 1,2 pendant un cycle de vibration de la maquette de cordes vocales, et reste inférieur à l'unité en moyenne (valeur moyenne 0,8).

Les conditions expérimentales associées à chaque configuration sont détaillées dans le tableau 4.1. De même que dans la section §5.2.2, le repère  $(x, y)$  considéré ci-après est situé dans le plan de la nappe laser placée en position 1 (cf. figure 4.15). L'origine du repère  $(x, y)$  est placée au centre de l'espace glottique défini par la maquette de cordes vocales. La première position axiale accessible dans le champ de mesure est située à  $x_i = 8mm$ .

PW	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Moy
Configuration « CV – BV <sub>1</sub> »											
$h_{cv}^0 (mm)$	0,6	1,1	1,6	2,0	2,1	2,0	1,6	1,1	0,6	0,4	1,3
$\delta_{\Phi} (mm)$	4,7	5,7	6,6	7,9	10,0	12,0	11,9	9,3	6,3	5,1	8,0
$\delta_{\Phi}^+/\delta_{\Phi} (\%)$	40,0	44,4	54,8	58	55,6	51,3	45,3	40,7	32,5	34,4	45,7
$\delta_{\Phi}^-/\delta_{\Phi} (\%)$	60,0	55,6	45,2	42	44,4	48,7	54,7	59,3	67,5	65,6	54,3
$U_{PW_m} (m.s^{-1})$	20,2	17,5	16,8	15,7	17,8	18,2	18,8	21,0	23,7	24,2	19,4
$U_{PW_{\Phi}} (m.s^{-1})$	16,3	14,0	13,3	13,3	14,7	14,2	14,3	16,3	19,5	18,9	15,5
$\frac{U_{PW}(x_i,0)}{U_{PW_m}} (\%)$	96,1	97,2	90,7	93,5	92,7	93,3	94,9	92,4	87,8	91,9	93,1
$min_y T_{\delta_{\Phi}} (y) (\%)$	14,9	16,9	16,4	15,4	13,2	16,7	19,2	15,9	12,3	10,9	15,2
$max_y T_{\delta_{\Phi}} (y) (\%)$	83,7	136,6	71,0	63,1	70,5	95,7	127,3	98,2	90,3	93,6	93,0
$moy_y T_{\delta_{\Phi}} (y) (\%)$	34,1	40,7	28,4	26,1	23,2	29,3	40,4	46,3	35,8	42,9	34,7
Configuration « CV – BV <sub>2</sub> »											
$h_{cv}^0 (mm)$	1,1	1,5	1,8	1,9	1,8	1,5	1,2	0,8	0,8	0,9	1,3
$\delta_{\Phi} (mm)$	6,3	5,2	5,2	7,3	9,3	9,8	10,1	10,9	11,1	7,1	8,2
$\delta_{\Phi}^+/\delta_{\Phi} (\%)$	30,0	45,5	51,5	52,2	54,2	51,6	53,1	50,7	50,0	20,0	45,9
$\delta_{\Phi}^-/\delta_{\Phi} (\%)$	70,0	54,5	48,5	47,8	45,8	48,4	46,9	49,3	50,0	80,0	54,1
$U_{PW_m} (m.s^{-1})$	14,5	21,1	20,5	17,6	16,8	15,5	15,5	16,3	18,6	17,5	17,4
$U_{PW_{\Phi}} (m.s^{-1})$	8,2	11,7	15,4	14,2	13,2	13,4	12,4	12,0	12,7	10,6	12,4
$\frac{U_{PW}(x_i,0)}{U_{PW_m}} (\%)$	47,1	77,1	92,8	85,9	84,9	97,8	92,3	82,7	85,3	68,8	81,5
$min_y T_{\delta_{\Phi}} (y) (\%)$	53,6	42,4	15,9	16,9	17,1	12,6	13,4	19,9	28,0	50,7	27,1
$max_y T_{\delta_{\Phi}} (y) (\%)$	266,3	184,6	117,5	149,4	87,3	71,2	91,9	131,8	122,9	196,5	142,0
$moy_y T_{\delta_{\Phi}} (y) (\%)$	136,2	93,4	53,7	36,8	30,7	29,5	30,2	47,5	60,1	101,0	61,9

TAB. 6.2 – Tableau récapitulatif des grandeurs géométriques et cinématiques caractéristiques de l'écoulement, mesurées à la position  $x_i = 10mm$  du centre de la maquette de cordes vocales, à chaque instant  $t_{PW}$  associé à la fenêtre d'analyse PW du cycle glottique reconstitué. Configurations CV – BV<sub>1</sub> et CV – BV<sub>2</sub>.

Les notations géométriques et cinématiques sont identiques à celles introduites dans la section §5.2.2 pour les configurations de référence (jet libre et jet confiné). En particulier, les grandeurs relatives à la largeur du jet ( $\delta_{\Phi}$ ,  $\delta_{\Phi}^+$ ,  $\delta_{\Phi}^-$ ), à la vitesse ( $U_{PW_m}$ ,  $U_{PW_{\Phi}}$ ) et aux instabilités turbulentes dans l'écoulement ( $T_{\delta_{\Phi}}$ ) sont calculées pour chaque configuration et synthétisées dans le tableau 6.2.

Par analogie avec les conditions de références, dans les deux cas, le cycle d'oscillation de la maquette est reconstitué et discrétisé en 10 points de phase différents (PW), suivant le protocole présenté dans la section 4.3.2. Les fonctions d'aire  $A_{cv}(t)$  et d'ouverture glottiques  $h_{cv}^0(t)$ , issues de la synchronisation des paires d'images PIV avec le comportement vibratoire de la maquette filmée par caméra ultra-rapide, sont représentées sur la figure 6.10 pour la condition  $CV - BV_1$ , et sur la figure 6.12 pour la configuration  $CV - BV_2$ . Chacune des dix fenêtres d'analyse PW est associée à une phase particulière du cycle. Dans les deux configurations, la maquette de cordes vocales vibre en laissant l'espace glottique partiellement ouvert quelle que soit la phase de l'oscillation ( $h_{cv}^0(t) > 0$  pour tout  $t$ ). L'ouverture glottique mesurée pour chaque fenêtre PW est précisée dans le tableau 6.2.

En condition  $CV - BV_1$ , les phases PW1, PW2, PW3, PW4 et PW5 correspondent sur la maquette à la phase d'ouverture glottique ( $A_{cv}(t)$  et  $h_{cv}^0(t)$  maximales à  $t_{PW5}$ ), et les phases PW6 à PW10 correspondent à la phase de fermeture glottique ( $A_{cv}(t)$  et  $h_{cv}^0(t)$  minimales à  $t_{PW10}$ ). En condition  $CV - BV_2$ , les phases PW1, PW2, PW3, PW4 et PW10 sont associées à la phase d'ouverture glottique ( $A_{cv}(t)$  et  $h_{cv}^0(t)$  maximales à  $t_{PW4}$ ), et les phases PW5 à PW9 à la phase de fermeture glottique ( $A_{cv}(t)$  et  $h_{cv}^0(t)$  minimales à  $t_{PW9}$ ).

### Orientation et symétrie de l'écoulement

Les deux conditions de référence en l'absence de constriction ventriculaire en aval de la maquette ont été détaillées au chapitre précédent (jet libre et jet confiné). Nous avons montré alors que l'écoulement peut être fortement dévié, et osciller de part et d'autre de l'axe de symétrie de la vibration glottique. Nous avons évalué le degré d'asymétrie à 10mm de la source oscillante,  $(\delta_{\Phi}^- - \delta_{\Phi}^+)/\delta_{\Phi}$ , fluctuant entre 2,6 et 82,6% en condition de jet libre selon la phase PW, et excédant 19% sur 80% du cycle glottique (cf. tableau 5.2). Ce même facteur varie entre 1,8 et 66,0% en condition de jet confiné, et reste supérieur à 31% sur 90% de la durée du cycle glottique.

Une analyse similaire des configurations  $CV - BV_1$  et  $CV - BV_2$  montre que la constriction ventriculaire tend à corriger la dissymétrie de l'écoulement observée à  $x_i = 10\text{mm}$ , dans les deux cas. En effet, le rapport  $(\delta_{\Phi}^- - \delta_{\Phi}^+)/\delta_{\Phi}$  varie entre 2,6 (PW6) et 35% (PW9) et reste inférieur à 20% sur 80% du cycle glottique en condition  $CV - BV_1$ . Il varie entre 0 (PW9) et 60% (PW10) et n'excède pas 10% sur 80% du cycle glottique en condition  $CV - BV_2$ . Ces mesures sont résumées dans le tableau 6.2, en confrontation avec le tableau 5.2. La comparaison des profils de vitesse transversaux  $U_{PW}(x_i, y)/U_{PW_m}$  mesurés à différentes distances de la maquette de cordes vocales ( $x_i = 8, 5\text{mm}, 9\text{mm}, 9, 5\text{mm}, 10\text{mm}, 10, 4\text{mm}$  et  $x_i = 8, 5\text{mm}, 10\text{mm}, 12\text{mm}, 15\text{mm}, 17, 5\text{mm}$  pour les conditions  $CV - BV_1$  et  $CV - BV_2$  respectivement) sur les figures 6.10 et 6.12 illustrent la correction apportée dans la déviation du jet, par opposition aux figures 5.18 et 5.19. La comparaison des profils transversaux (figures 6.10 et 5.18) et des amplitudes (figures 6.9 et 5.17) du champ de vitesse  $U_{PW}(x_i, y)$  à la position  $x_i = 10\text{mm}$ , en présence et en l'absence de constriction ventriculaire, montre également un arrêt dans l'oscillation du jet de part et d'autre de l'axe glottique en condition  $CV - BV_1$ .

Ces observations orientent nos conclusions en faveur d'un redressement du jet glottique induit par la constriction ventriculaire, comme soutenu par les études de Shadle & al. [182], 1991 et Kucinski & al. [108], 2006.

### Stabilité et turbulence

La configuration « réaliste » ( $CV - BV_1$ ) se caractérise par :

- *le maintien de profils de vitesse transversaux bien définis pour toute phase du cycle de vibration glottique*, comme illustré sur la figure 6.10. En particulier, quelle que soit la position considérée au niveau de la maquette du ventricule, les phases PW1, PW2, PW3 (associées aux petites valeurs de  $h_{cv}^0$ ) se démarquent par un profil de vitesse parabolique, représentatif d'un régime laminaire pleinement développé. Au cours des phases PW4, PW5, PW6, associées aux plus grandes ouvertures  $h_{cv}^0$ , les gradients de vitesse deviennent plus importants et les profils de vitesse s'aplatissent, à l'image des profils retrouvés en sortie de buse dans la zone d'initialisation d'un jet quasi-stationnaire (cf. figure 3.11).

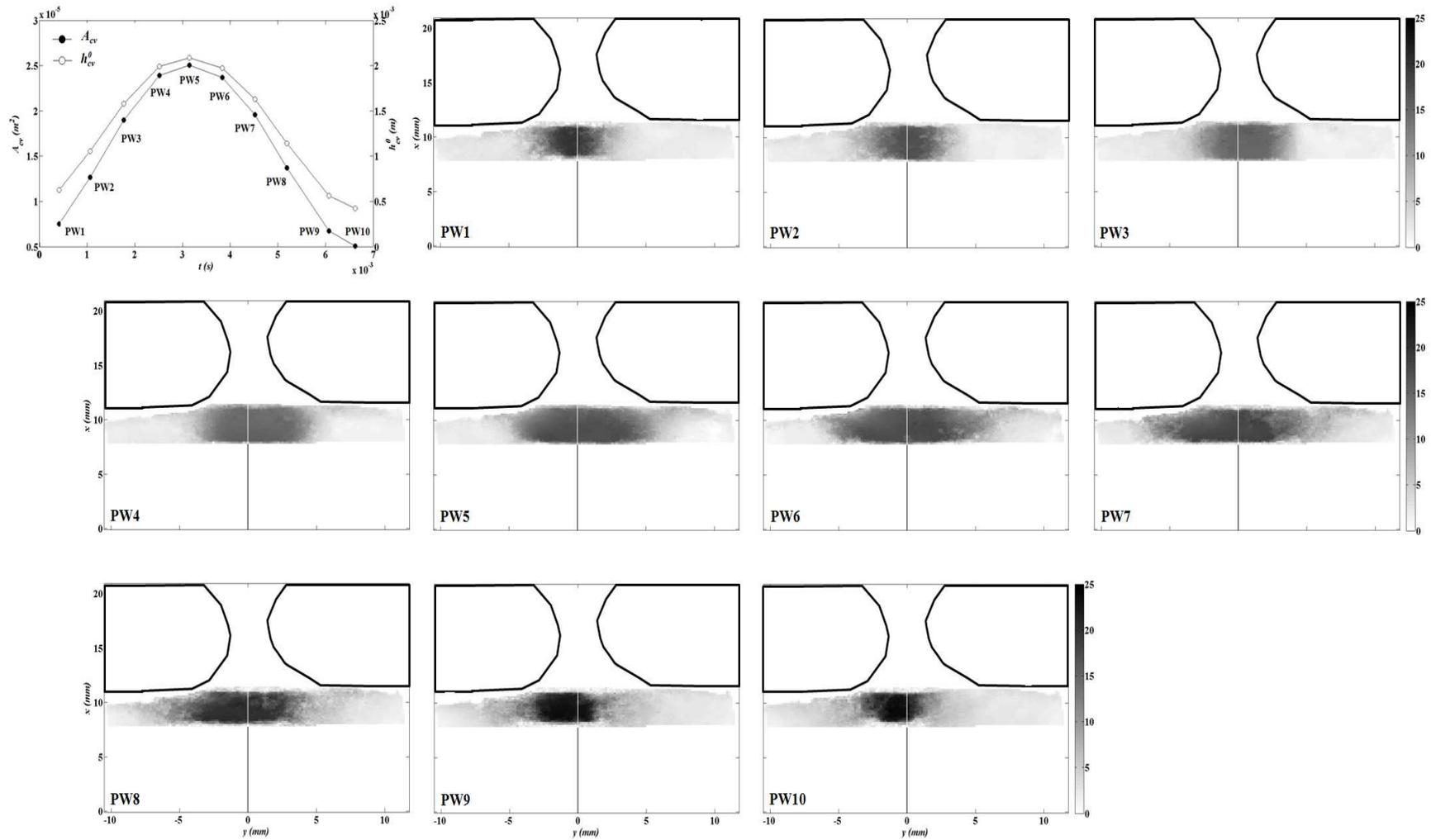


FIG. 6.9 – (en haut à gauche) Evolutions temporelles de l'aire  $A_{cv}(t)$  (en  $m^2$ ) et de l'ouverture  $h_{cv}^0(t)$  (en  $m$ ) glottiques, mesurées au cours du cycle d'oscillation reconstitué de la maquette déformable de cordes vocales, en configuration CV – BV<sub>1</sub>. (puis de gauche à droite) Amplitude du champ de vitesse déduite des cartes acquises par PIV pour chaque fenêtre temporelle PW du cycle d'oscillation représenté en haut à gauche. La barre d'intensité est graduée en  $m \cdot s^{-1}$ . Les cordes vocales sont situées au niveau  $x = 0mm$ , les bandes ventriculaires sont situées au niveau  $x = 11mm$ . Les parties laissées en blanc uniforme sont les parties du dispositif qui n'ont pu être observées pendant la procédure PIV. Pression interne  $P_i = 2200Pa$ , Pression en amont des cordes vocales  $P_0 = 270Pa$ . Ouverture glottique moyenne  $\overline{h_{cv}^0} = 1.3mm$ .

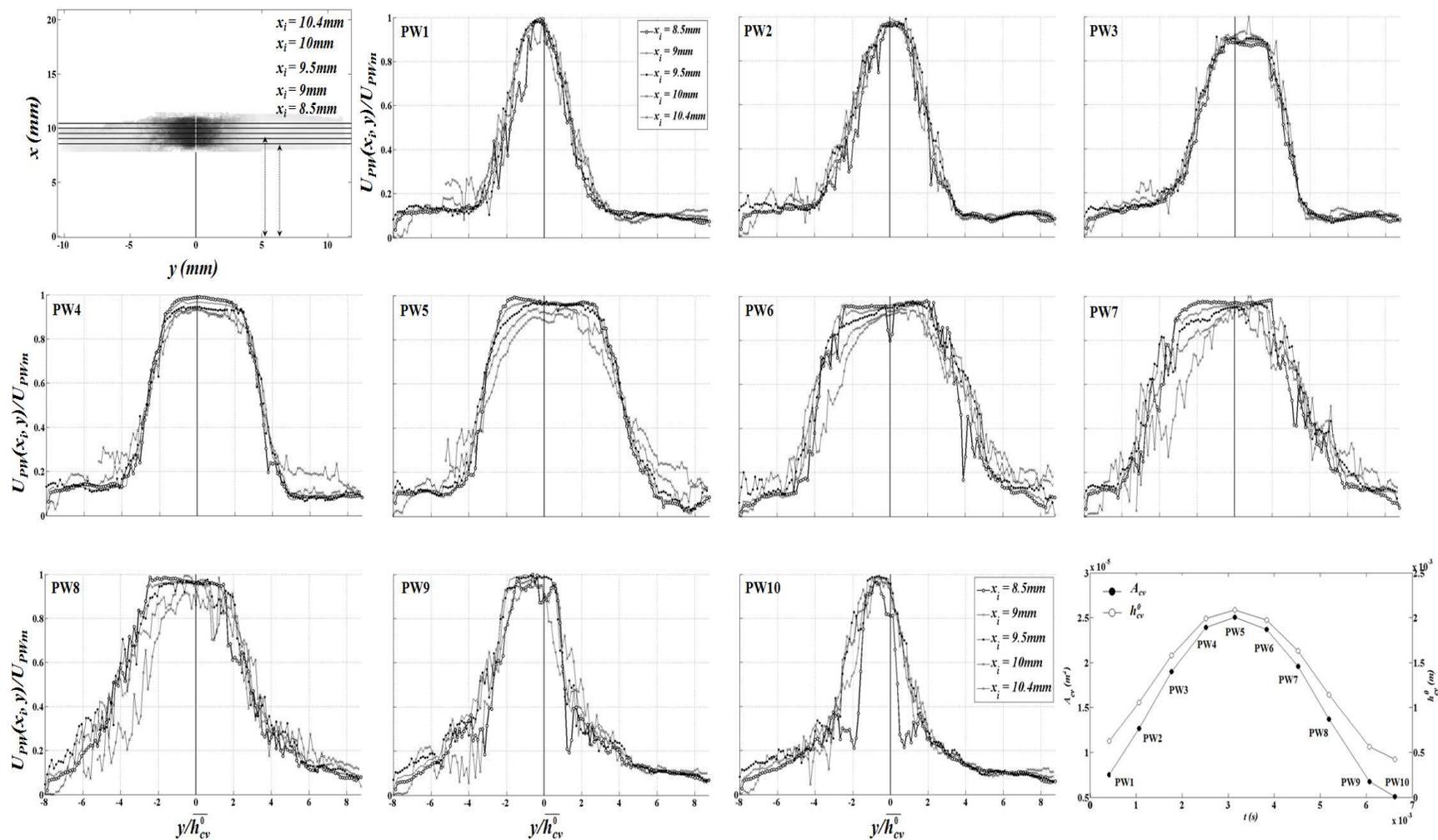


FIG. 6.10 – Profils transversaux de la vitesse  $U_{PW}(x_i, y)/U_{PW_m}$  en fonction de  $y/h_{cv}^0$ , mesurés par PIV sur une séquence de dix fenêtres d'analyse (PW) reconstituant un cycle d'oscillation de la maquette déformable de cordes vocales, associés à différentes distances  $x_i$  du centre de la maquette de cordes vocales ( $x_i = 8, 5\text{mm}, 9\text{mm}, 9, 5\text{mm}, 10\text{mm}, 10, 4\text{mm}$ ). Sur chaque profil, l'axe médian de la vibration glottique est représenté en  $y = 0$ . Condition CV – BV<sub>1</sub>. Pression interne  $P_i = 2200\text{Pa}$ . Pression en amont des cordes vocales  $P_0 = 270\text{Pa}$ . Ouverture glottique moyenne  $\overline{h_{cv}^0} = 1.3\text{mm}$ .

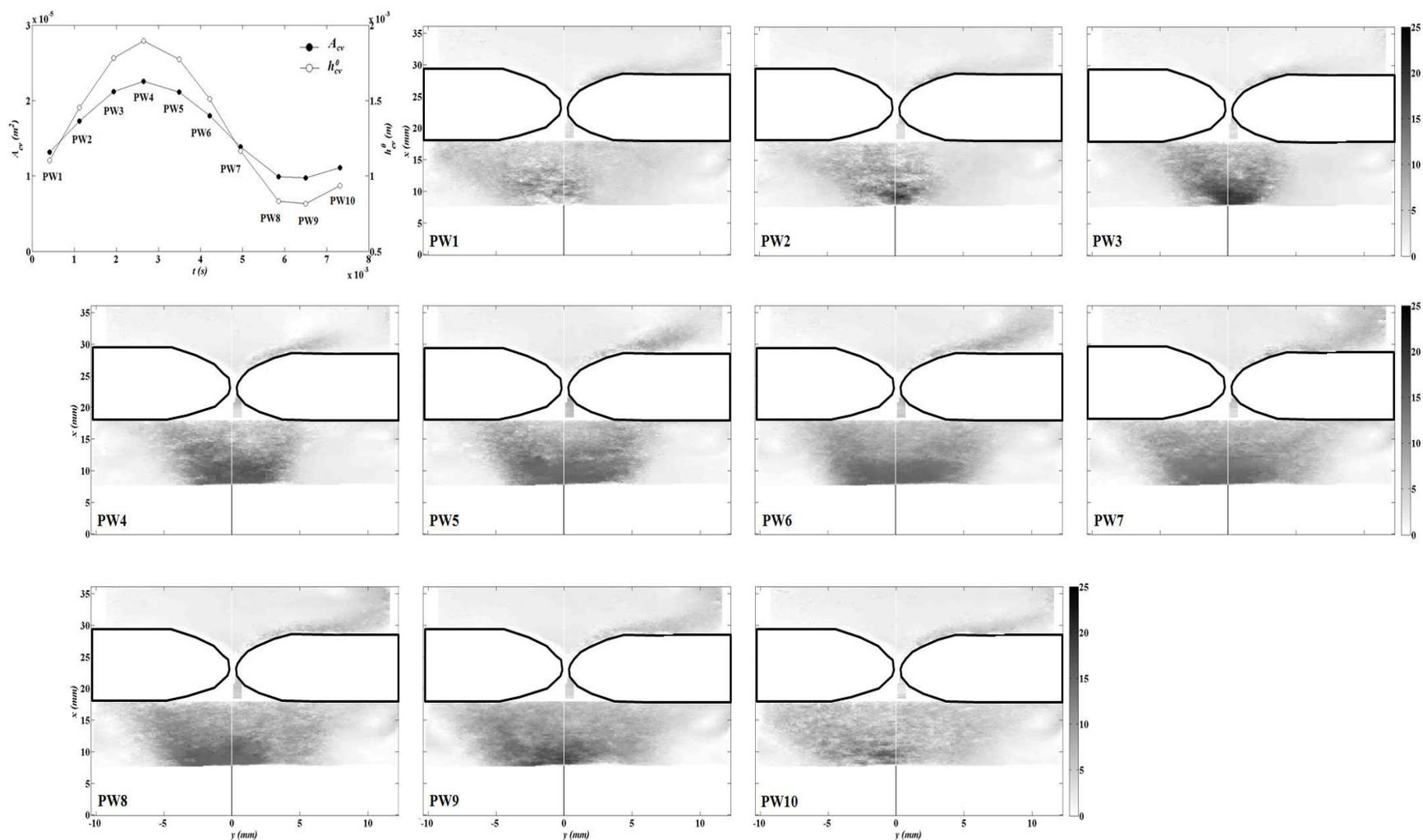


FIG. 6.11 – (en haut à gauche) Evolutions temporelles de l'aire  $A_{cv}(t)$  (en  $\text{m}^2$ ) et de l'ouverture  $h_{cv}^0(t)$  (en  $\text{m}$ ) glottiques, mesurées au cours du cycle d'oscillation reconstitué de la maquette déformable de cordes vocales, en configuration CV – BV<sub>2</sub>. (puis de gauche à droite) Amplitude du champ de vitesse déduite des cartes acquises par PIV pour chaque fenêtre temporelle PW du cycle d'oscillation représenté en haut à gauche. La barre d'intensité est graduée en  $\text{m.s}^{-1}$ . Les cordes vocales sont situées au niveau  $x = 0\text{mm}$ , les bandes ventriculaires sont situées au niveau  $x = 19\text{mm}$ . Les parties laissées en blanc uniforme sont les parties du dispositif qui n'ont pu être observées pendant la procédure PIV. Pression interne  $P_i = 2200\text{Pa}$ , Pression en amont des cordes vocales  $P_0 = 677\text{Pa}$ . Ouverture glottique moyenne  $\overline{h_{cv}^0} = 1.3\text{mm}$ .

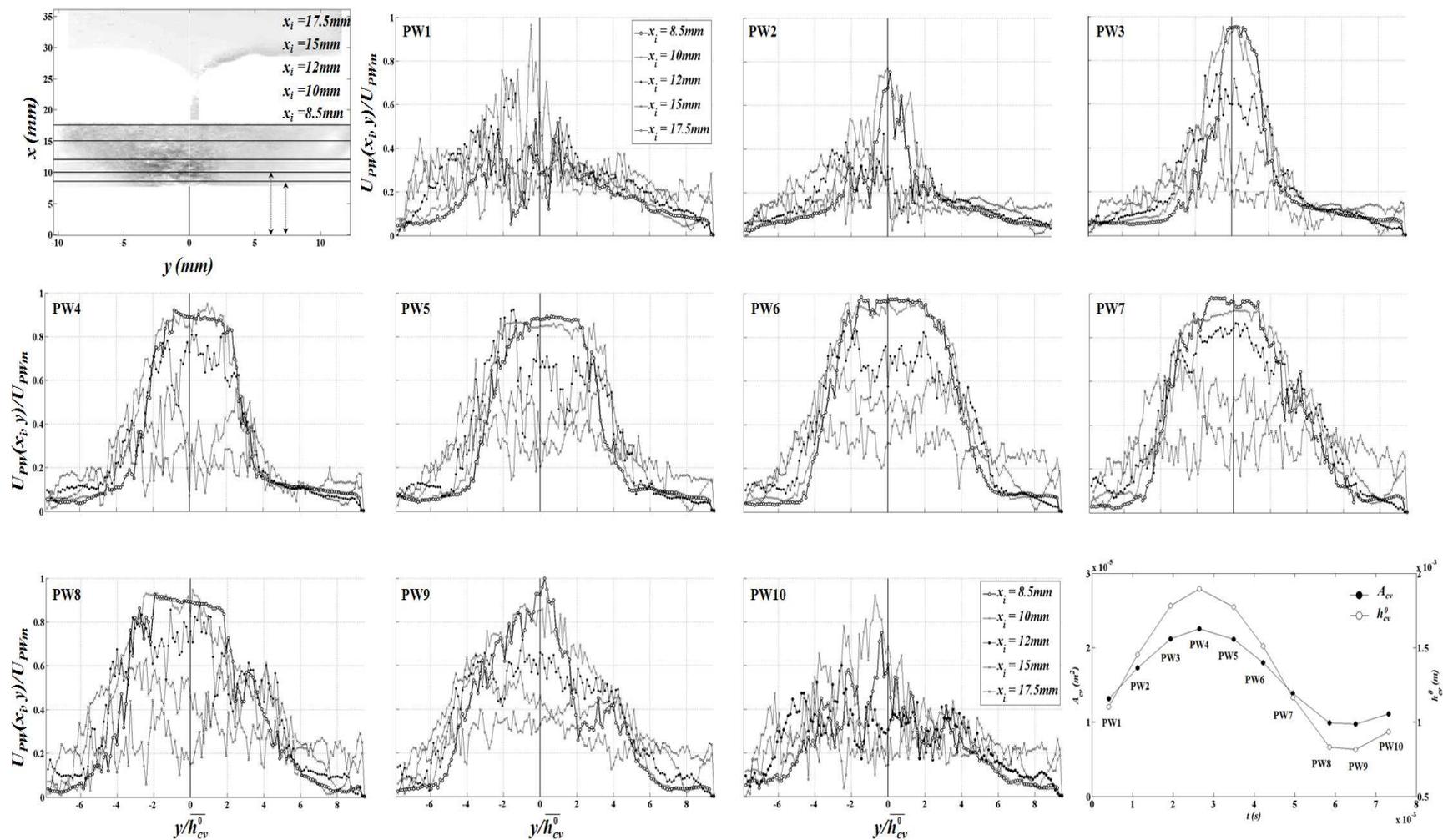


FIG. 6.12 – Profils transversaux de la vitesse  $U_{PW}(x_i, y)/U_{PW_m}$  en fonction de  $y/h_{cv}^0$ , mesurés par PIV sur une séquence de dix fenêtres d'analyse (PW) reconstituant un cycle d'oscillation de la maquette déformable de cordes vocales, associés à différentes distances  $x_i$  du centre de la maquette de cordes vocales ( $x_i = 8,5\text{mm}, 10\text{mm}, 12\text{mm}, 15\text{mm}, 17,5\text{mm}$ ). Sur chaque profil, l'axe médian de la vibration glottique est représenté en  $y = 0$ . Condition CV – BV<sub>2</sub>. Pression interne  $P_i = 2200\text{Pa}$ . Pression en amont des cordes vocales  $P_0 = 677\text{Pa}$ . Ouverture glottique moyenne  $\overline{h_{cv}^0} = 1.3\text{mm}$ .

- la conservation de la vitesse moyenne  $U_{PW}(x, 0)$  le long de l'axe glottique sur toute la longueur du ventricule accessible à la mesure, *i.e.* entre  $x_i = 8\text{mm}$  et  $x_i = 11\text{mm}$ , pour 60% du cycle glottique (aux phases PW1, PW2, PW3, PW7, PW8, PW10). Cette propriété est mise en évidence sur la figure 6.10, et confirmée de façon plus nette sur les figures 6.13 et 6.14. Ces dernières représentent pour chaque phase l'évolution du rapport  $U_{PW}(x, 0)/U_{PW_m}$  en fonction de  $x/h_{cv}^0$ . Notez qu'au voisinage immédiat des bords de la zone d'analyse PIV, les vecteurs vitesses déterminés par corrélation croisée des images sont inexacts (Newton <sup>[140]</sup>, 2009). Aussi, pour chaque graphe associé à une phase PW du cycle, les variations brutales de  $U_{PW}(x, 0)$  aux extrémités sont dus au traitement des images, et non à un phénomène physique manifeste.

Par suite, les plateaux observés pour les phases PW1, PW2, PW3, PW7, PW8 et PW10 montrent un rapport  $U_{PW}(x, 0)/U_{PW_m}$  constant sur la longueur de la maquette du ventricule, tandis qu'il décroît en moyenne pour chaque phase du cycle dans les conditions de référence (*cf.* figures 5.12, 5.13 et figures 5.14, 5.15). En conséquence, ces courbes permettent de situer la fin du cône potentiel entre 10,2mm et 11,2mm au minimum de la source de vibration glottique pour certaines phases du cycle glottique, contre 9,6mm au maximum sur le cycle en condition de jet libre.

Dans cette configuration réaliste, la partie du jet glottique développée dans le champ de mesure correspond à la zone du cône potentiel sur 60% du cycle glottique, caractérisée par une vitesse axiale constante, tandis qu'elle montre aux mêmes positions d'observation la zone de transition et/ou de jet développé en l'absence de maquette de bandes ventriculaires.

- un taux de turbulence moyen  $moy_y T_{\delta_\Phi}(y)$  prenant ses valeurs entre 23% (en phase PW5) et 46% (en phase PW8), sur la largeur du jet à  $x_i = 10\text{mm}$ . Ainsi, l'ajout de la constriction ventriculaire dans le canal d'écoulement induit une diminution de 63% du taux de turbulence moyen minimal mesuré en condition de jet confiné, et une diminution de 69% de sa valeur maximale. Le tableau 6.2 montre que le taux  $T_{\delta_\Phi}(y)$  peut descendre jusqu'à 11% (en phase PW10). Ce taux minimal, mesuré sur la largeur du jet, reste inférieur à 20% sur toute la durée du cycle de vibration de la maquette de cordes vocales, à l'opposé des conditions de référence.

La configuration  $CV - BV_2$  n'engendre pas les mêmes phénomènes. Les profils de vitesse moyens mesurés à  $x_i = 8,5\text{mm}$  et  $x_i = 10\text{mm}$  sur la figure 6.12 se dégradent en phase d'ouverture glottique (PW1, PW2, PW10). Les profils carrés des phases PW3, PW4, PW5, PW6 et PW7 en ces positions gardent une allure bien définie néanmoins comparativement aux profils observés en conditions de jet libre et confiné. Les figures 6.15 et 6.16 montrent que la vitesse  $U_{PW}(x, 0)$  décroît en moyenne le long de l'axe glottique pour toutes les phases du cycle glottique, jusqu'à  $x/h_{cv}^0 < 10$  pour les phases PW2 à PW5, entre 10 et 15 pour les phases PW6 et PW7, et jusqu'à 20 environ pour les phases PW9 et PW10. Notez que les régions  $x/h_{cv}^0 > 13$  sur la figure 6.15 et  $x/h_{cv}^0 > 20$  sur la figure 6.16 correspondent à l'écoulement mesuré en sortie de la maquette de bandes ventriculaires. Le taux de turbulence moyen  $moy_y T_{\delta_\Phi}(y)$  varie entre 30% (en phases PW5, PW6, PW7) et 136% (en phase PW1) sur la largeur du jet évaluée à  $x_i = 10\text{mm}$  (contre 63% et 148% en condition de jet confiné). Le facteur  $T_{\delta_\Phi}(y)$  prend des valeurs globalement plus élevées qu'en configuration  $CV - BV_1$ , mais sa valeur minimale reste inférieure à 20% sur 60% du cycle d'oscillation de la maquette de cordes vocales (phase de fermeture).

Ces observations montrent ainsi des comportements singuliers pour les deux configurations  $CV - BV_1$  et  $CV - BV_2$ . Néanmoins, dans les deux cas, les résultats traduisent une stabilité de l'écoulement non observée dans les conditions de jet libre et de jet confiné. Cette stabilité est particulièrement importante dans la configuration réaliste  $CV - BV_1$ . Ces observations, appuyées par les mesures de Kucinski & al. <sup>[108]</sup>, 2006, s'interprètent en faveur d'une réduction de la dégradation de la structure du jet par dissipation d'énergie cinétique, en présence d'une constriction ventriculaire placée en aval de la maquette de cordes vocales.

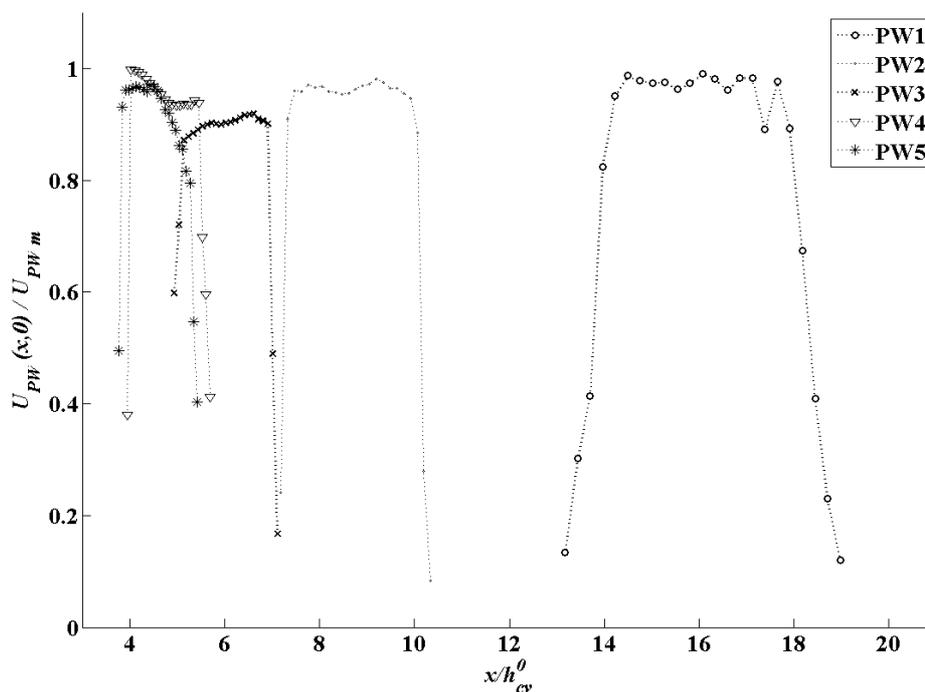


FIG. 6.13 – Evolution de la vitesse moyenne du jet  $U_{PW}(x,0)$  le long de l'axe glottique, adimensionnée par la vitesse maximale à  $t_{PW}$  ( $U_{PW_m}$ ), en fonction de  $x/h_{cv}^0$ , en condition  $CV - BV_1$ . Tracé pour les cinq premières fenêtres d'analyse PW du cycle glottique.

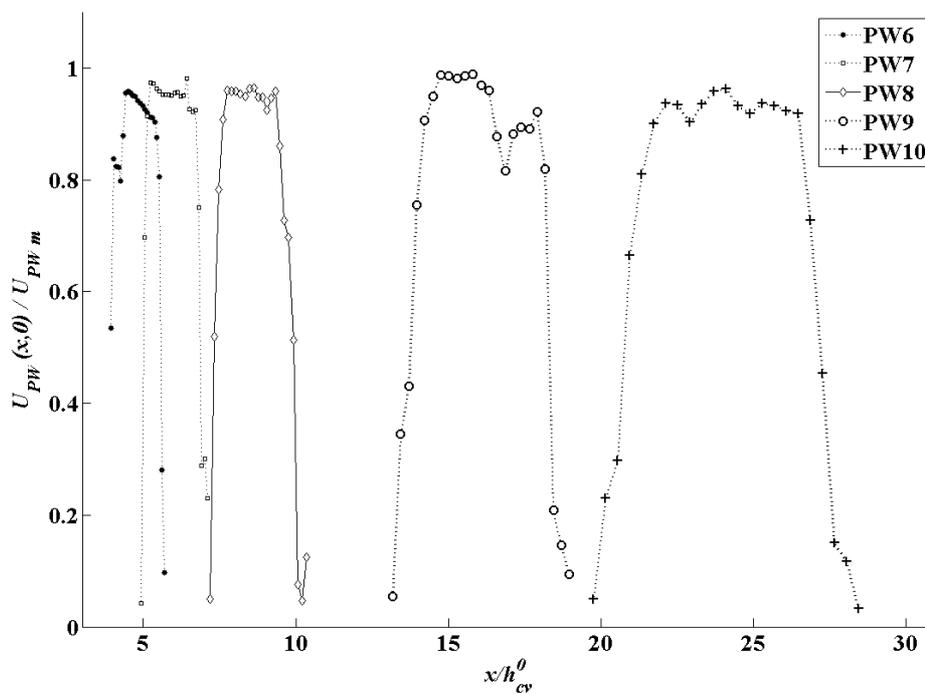


FIG. 6.14 – Idem que pour la figure 6.13, pour les fenêtres d'analyse PW6 à PW10.

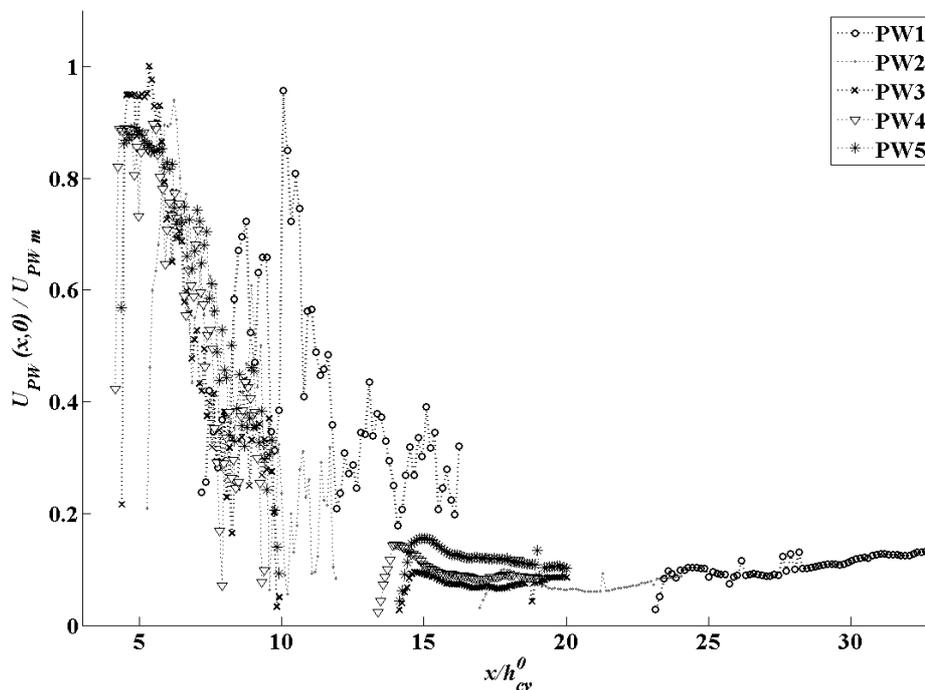


FIG. 6.15 – Evolution de la vitesse moyenne du jet  $U_{PW}(x,0)$  le long de l'axe glottique, adimensionnée par la vitesse maximale à  $t_{PW}$  ( $U_{PWm}$ ), en fonction de  $x/h_{cv}^0$ , en condition en condition  $CV - BV_2$ . Tracé pour les cinq premières fenêtres d'analyse PW du cycle glottique.

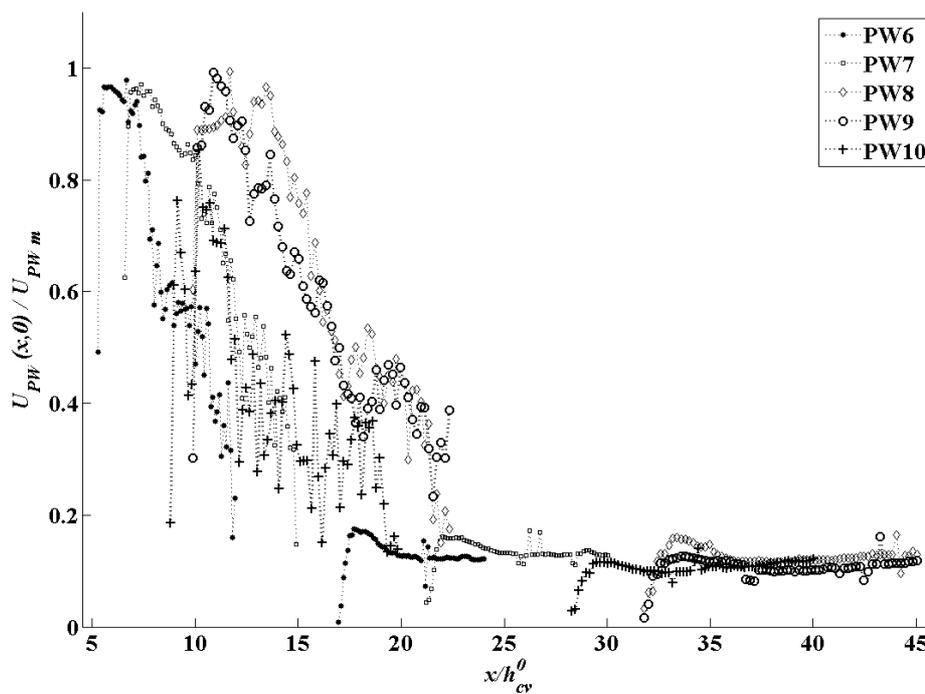


FIG. 6.16 – Idem que pour la figure 6.15, pour les fenêtres d'analyse PW6 à PW10.

### 6.2.2 Variations de la structure du jet ventriculaire

Bien que l'écoulement observé entre les maquettes de cordes vocales et de bandes ventriculaires ait été analysé de manière plus approfondie, l'exploration *in-vitro* a aussi permis de caractériser quelques propriétés de l'écoulement développé en aval de la constriction ventriculaire.

#### Condition d'écoulement (quasi-)stationnaire : CV & BV rigides

Dans des conditions d'écoulement glottique stationnaires, nos mesures montrent que le jet ventriculaire peut évoluer symétriquement par rapport à la direction axiale, ou bien s'incurver vers l'une ou l'autre des parois rigides de la maquette de bandes ventriculaires. Cette propriété s'est vérifiée à différents débits  $\Phi$ , différentes pressions d'alimentation  $P_0$ , et différentes géométries de la constriction ventriculaire. Nos mesures démontrent non seulement une asymétrie de l'écoulement au col de la maquette de bandes ventriculaires, mais également la fluctuation de cette asymétrie dans le temps. Elles concordent avec les études antérieures réalisées sur la déviation du jet par effet Canda (Pelorson & al. [149], 1995, Kucinski & al. [108], 2006) et sur la bistabilité du jet supra-glottique en termes de directivité, déjà observée pour des configurations géométriques  $h_{bv}/h_{cv}$  étroites (Kucinski & al. [108], 2006).

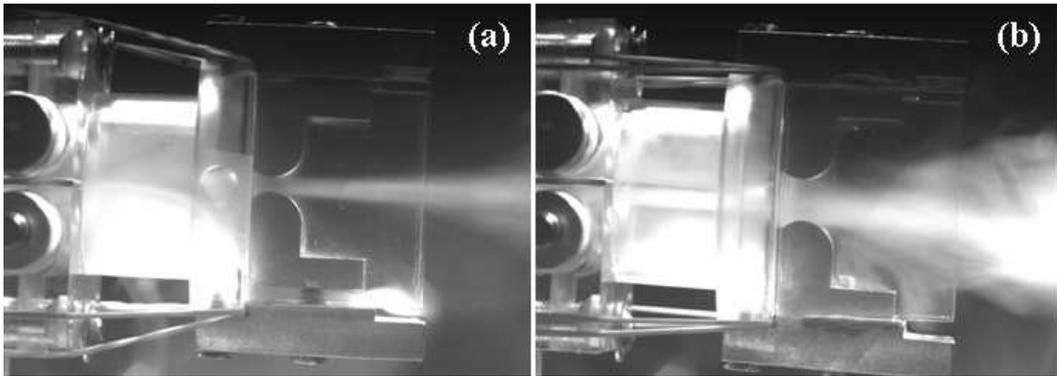


FIG. 6.17 – Visualisation d'écoulement par injection de fumée à travers la maquette du larynx couplant CV et BV statiques pour deux ouvertures ventriculaires différentes.  $L_{ventricule} = 31mm$ ,  $h_{cv} = 3,25mm \pm 0,05mm$ ,  $\Phi = 5,48L.min^{-1}$ . (a)  $h_{bv} = 2,15mm \pm 0,05mm$ , i.e.  $h_{bv}/h_{cv} = 0,66$  (b)  $h_{bv} = 6,20mm \pm 0,05mm$ , i.e.  $h_{bv}/h_{cv} = 1,91$ .

A titre illustratif, la figure 6.17 compare l'influence de l'ouverture ventriculaire  $h_{bv}$  sur le jet d'air en aval du larynx, pour une même géométrie de cordes vocales et de ventricule ( $L_{ventricule} = 31mm$ ). Le rapport  $h_{bv}/h_{cv}$  est fixé paramétriquement à 0,66 (a), puis à 1,91 (b). Le flux d'air est généré par un compresseur à débit contrôlé, maintenu constant à  $5,48L.min^{-1}$ . Les photographies sont acquises en régime établi de l'écoulement. Dans les deux cas, l'écoulement évolue symétriquement en aval des bandes ventriculaires, dans la direction de l'axe médian, malgré une interaction *a priori* différente avec les parois de la maquette. En effet, on observe qualitativement que le jet évolue de manière quasi-uniforme en sortie du dispositif dans le cas (a), alors que son expansion dans la direction transversale  $y$  est beaucoup plus rapide dans le cas (b). Une configuration intermédiaire, telle que  $h_{bv}/h_{cv} = 0,92$  et  $L_{ventricule} = 51mm$ , montre que le jet ventriculaire peut également être incurvé par effet Coanda, comme illustré sur la figure 6.8.

L'étude qualitative des fluctuations de la symétrie du jet ventriculaire a été complétée par l'analyse des mesures de pression aérodynamique, réalisées *in-vitro* en parallèle de la visualisation d'écoulement, sur les mêmes dispositifs. La figure 6.18 présente un exemple typique des pressions d'écoulement acquises sur la maquette statique du larynx. Les paramètres utilisés ici sont  $L_{ventricule} = 31,5mm$  et  $h_{bv}/h_{cv} = 1,8$ . Dans cette illustration, la pression d'alimentation en amont de l'installation,  $P_0$ , est variée de 0Pa à un

seuil maximal,  $P_{0_{max}}$ , stabilisé en régime permanent à environ 100Pa. La mesure est répétée quatre fois dans les mêmes conditions expérimentales. La pression mesurée dans le ventricule,  $P_2$ , et les pressions obtenues de part et d'autre du col des bandes ventriculaires,  $P_3$  et  $P'_3$ , sont normalisées par la valeur moyenne du seuil  $P_{0_{max}}$ , et sont représentées en fonction du temps. Les variations des pressions  $P_3$  et  $P'_3$  reflètent l'instabilité aérodynamique observée au col de la maquette des bandes ventriculaires, dans des conditions d'écoulement glottique stationnaires (comme indiquent les valeurs stationnaires de  $P_0$  et  $P_2$ ). Les variations mesurées pour les rapports  $P_3/P_{0_{max}}$  et  $P'_3/P_{0_{max}}$  illustrent l'asymétrie de l'écoulement, et aussi les fluctuations dynamiques de cette asymétrie. Ces observations restent valables pour d'autres valeurs de  $P_{0_{max}}$  (200Pa/300Pa/400Pa), comme illustré dans l'annexe B sur les figures B.1, B.2 et B.3. Elles se maintiennent également pour d'autres configurations de la maquette, comme le montrent les figures B.5, B.6 et B.7 de l'annexe B, à une pression d'alimentation  $P_0 = 400Pa$  imposée et un rapport  $h_{bv}/h_{cv}$  varié paramétriquement entre 0,66 et 1,83.

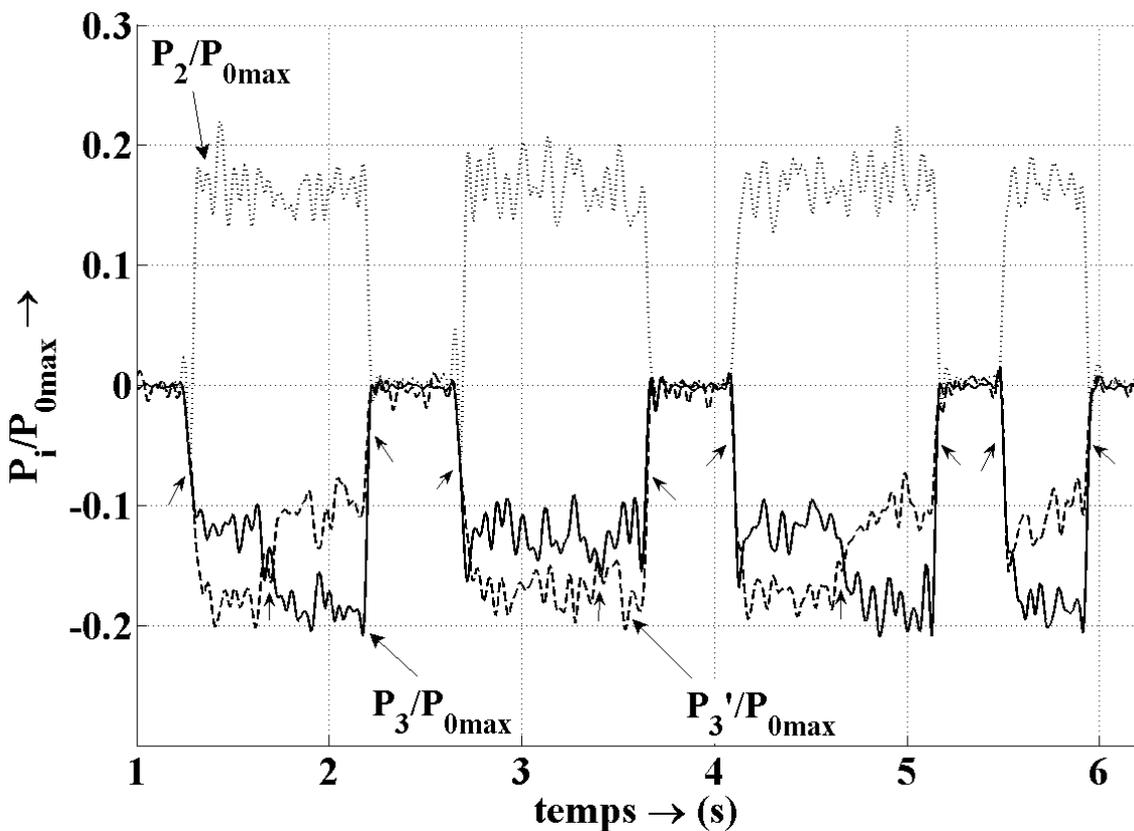


FIG. 6.18 – Pressions expérimentales normalisées  $P_2/P_{0_{max}}$  (ligne en pointillés),  $P_3/P_{0_{max}}$  (ligne solide),  $P'_3/P_{0_{max}}$  (ligne en traits) acquises sur la maquette du larynx rigide statique, en fonction du temps. Quatre répétitions de la mesure avec  $L_{ventricule} = 31,5mm$ ,  $h_{cv} = 3,25mm$ ,  $h_{bv} = 5,95mm$ , i.e.  $h_{bv}/h_{cv} = 1,8$ , et  $P_{0_{max}} = 109Pa$ . Dans le cas de la première et la troisième répétition, notons le changement d'asymétrie de l'écoulement au niveau de la constriction des bandes ventriculaires à  $t = 1,71s$  et  $t = 4,67s$  respectivement. Les petites flèches indiquent des séquences temporelles pour lesquelles  $P_3/P_{0_{max}}$  et  $P'_3/P_{0_{max}}$  sont proches.

La déviation du jet ventriculaire est également observée sur le dispositif statique dans des conditions d'écoulement instationnaires, comme illustré sur la figure 6.19. Nos observations soutiennent qu'une légère instationnarité dans l'écoulement retarde l'établissement de l'effet Coanda, conformément aux travaux de Pelorson & al. [147], 1994, Hirschberg & al. [85], 1996, Hofmans [86], 1998 et Hofmans & al. [87], 2003. La

figure 6.19 présente l'évolution des pressions expérimentales mesurées pour une ouverture ventriculaire plus petite ( $h_{bv}/h_{cv} = 0,9$ ) lors d'une augmentation continue de la pression  $P_0$ , de 0Pa à seuil stationnaire de 296Pa. Pour  $P_0$  en-deçà d'environ 273 Pa (zone grisée sur la figure 6.19), les rapports  $P_3/P_{0max}$  et  $P'_3/P_{0max}$  sont identiques à la précision de mesure près ( $\pm 5Pa$ ), suggérant ainsi la symétrie du jet ventriculaire pendant le transitoire, avant que l'effet Coanda ne s'établisse.

### Condition d'écoulement instationnaires : CV oscillantes & BV rigides

L'étude du comportement du jet en aval de la maquette dynamique du larynx a été laissée de côté dans le cadre de ce travail. Néanmoins, l'analyse des mesures PIV réalisées pour la géométrie  $CV - BV_2$  a montré une forte déviation du jet par effet Coanda, et l'adhérence à une des parois de la maquette de bandes ventriculaires, comme illustré sur la figure 6.11. Les cartes de vitesses acquises aux positions 1 et 2 de la nappe laser, au niveau de la maquette du ventricule et en aval de celle des bandes ventriculaires respectivement (*cf.* figure 4.15), ont été combinées pour illustrer simultanément le comportement en régime établi de l'écoulement mesuré en amont et en aval des bandes ventriculaires. Les mesures dans ces deux régions n'ont pas été acquises de façon synchrone, mais ont été regroupées *a posteriori* sous l'hypothèse de la stabilité des oscillations de la maquette de cordes vocales.

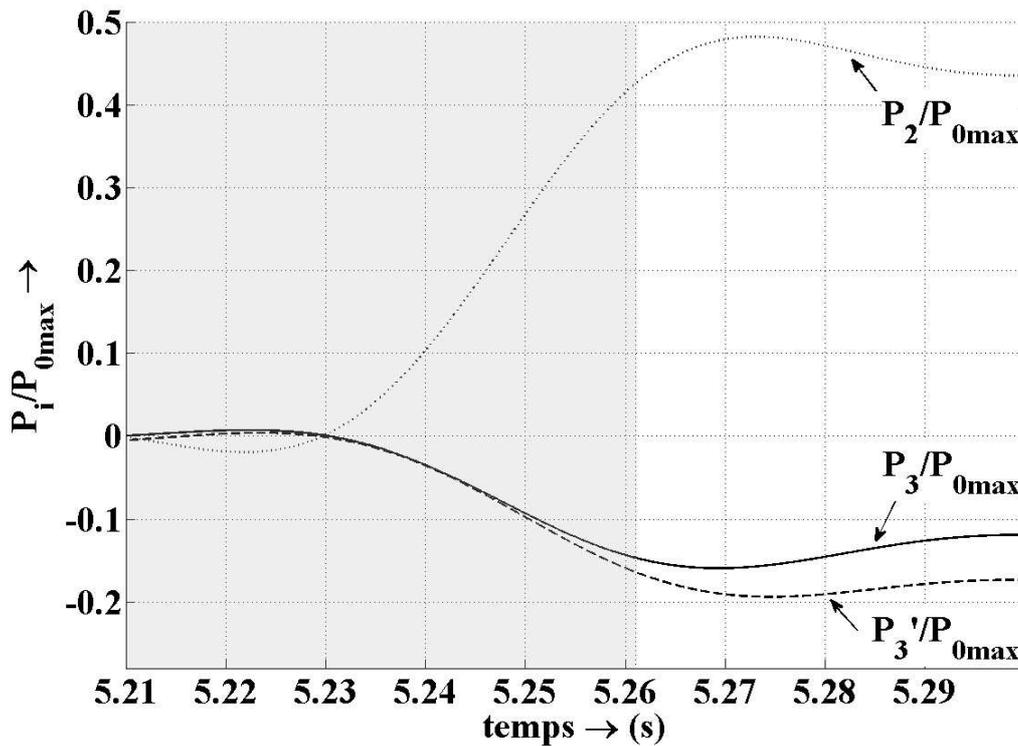


FIG. 6.19 – Pressions expérimentales normalisées  $P_2/P_{0max}$  (ligne en pointillé),  $P_3/P_{0max}$  (ligne solide),  $P'_3/P_{0max}$  (ligne en traits) acquises sur la maquette du larynx rigide statique, en fonction du temps.  $L_{ventricule} = 31,5mm$ ,  $h_{cv} = 3,25mm$ ,  $h_{bv} = 3,10mm$ , i.e.  $h_{bv}/h_{cv} = 0,9$ , et  $P_{0max} = 296Pa$ .

En définitive, nous avons montré dans cette section que la maquette de bandes ventriculaires rigides, placée en aval d'une des maquettes de cordes vocales, altère la structure de l'écoulement. Sous certaines conditions géométriques et aérodynamiques, selon la maquette de cordes vocales considérée, elle peut induire une déviation des jets glottique et ventriculaire vers les parois du conduit vocal ; ou au contraire, un redressement des jets vers l'axe médian ; un battement du jet glottique ; ou au contraire, une stabilisation

de son oscillation ; la diminution du taux de turbulence moyen dans l'écoulement central, et un retard dans la dégénérescence du jet par dissipation turbulente.

### 6.2.3 Altération des grandeurs cinématiques de l'écoulement

Dans cette section, nous nous intéressons aux conclusions apportées par les mesures vélocimétriques PIV au sujet de l'influence de la constriction ventriculaire sur les grandeurs cinématiques de l'écoulement translaryngé. En premier lieu, nous présentons les vitesses maximales enregistrées dans les configurations  $CV - BV_1$  et  $CV - BV_2$ , en contraste avec la condition de référence en l'absence de constriction placée en aval de la maquette de cordes vocales. En second lieu, nous détaillons l'impact de la géométrie sur l'admittance de l'écoulement mesurée dans les différents cas.

#### Altération des vitesses maximales

Dans la configuration « réaliste » ( $CV - BV_1$ ), la vitesse moyenne maximale  $U_{PW_m}$ , détectée entre les maquettes de cordes vocales et de bandes ventriculaires, vaut en moyenne  $17,6m.s^{-1}$  en phase d'ouverture glottique, contre  $21,2m.s^{-1}$  en phase de fermeture glottique (*cf.* tableau 6.2). Comparativement à l'étude du jet confiné présentée au chapitre 5, nous mesurons dans cette configuration une augmentation de 68% de la vitesse maximale  $U_{PW_m}$  en phase d'ouverture glottique, et de 25% en phase de fermeture glottique. Au cours du cycle de vibration de la maquette de cordes vocales, la vitesse maximale est atteinte en phase PW10, soit en fin de phase de fermeture glottique. En comparaison, dans les configurations de références (jet libre et jet confiné), les vitesses maximales sont atteintes au commencement de la phase de fermeture glottique. Ce résultat concorde avec les analyses de Brücker & al. [27], 2004 et Triep & al. [202], 2005, qui observent pour une même phase du cycle glottique, un retard dans la formation du jet induit par la présence des bandes ventriculaires.

La configuration  $CV - BV_2$ , caractérisée par un fort degré de constriction ventriculaire ( $h_{bv} < h_{cv}^0$  en moyenne), enregistre une vitesse maximale de  $18,2m.s^{-1}$  en phase d'ouverture glottique et de  $16,6m.s^{-1}$  en phase de fermeture glottique (*cf.* tableau 6.2). Comparativement à l'étude du jet confiné, nous observons donc une augmentation de 73% de la vitesse maximale  $U_{PW_m}$  en phase d'ouverture glottique, et une diminution de 2% en phase de fermeture glottique. Au cours du cycle glottique, la vitesse maximale est atteinte en phase PW2, soit au commencement de la phase d'ouverture glottique. Ainsi, cette géométrie ventriculaire singulière altère la vitesse de l'écoulement de sorte que les vitesses maximales sont atteintes en phase d'ouverture glottique, contrairement à la configuration usuelle (Brücker & al. [27], 2004, Triep & al. [202], Krane & al. [107], 2007), et à la condition réaliste ( $h_{bv} > h_{cv}^0$ ).

Ainsi, nos mesures montrent que les vitesses du jet acquises au niveau de la maquette du ventricule sont accélérées ou ralenties, en fonction de la configuration étudiée ( $CV - BV_1$  ou  $CV - BV_2$ ). Cependant, pour chaque cas, la pression d'alimentation,  $P_0$ , n'a pas été maintenue constante, mais réglée à sa valeur minimale suffisante pour entretenir une auto-oscillation stable de la maquette de cordes vocales. Par conséquent, la confrontation des amplitudes des vitesses mesurées dans chaque condition ne permettent pas, seules, d'isoler l'influence du rapport géométrique  $h_{bv}/h_{cv}^0$  sur l'écoulement. C'est pourquoi nous proposons dans la suite l'analyse de l'admittance de l'écoulement, notée  $1/Z$ , et définie au chapitre 4 comme le rapport entre le débit volumique,  $\Phi$ , par la pression d'alimentation,  $P_0$ .

#### Altération de l'admittance de l'écoulement

L'impédance (ou résistance) de l'écoulement,  $Z = P_0/\Phi$ , caractérise la perte de charge subie par le fluide en écoulement à travers la maquette du larynx. En effet, la pression  $P_0$  constitue en première approximation la chute de pression totale induite par les constriction glottique et ventriculaire (*cf.* équation 3.16). Pour chacune des configurations étudiées (jet libre, jet confiné,  $CV - BV_1$ ,  $CV - BV_2$ ),

l'impédance de l'écoulement est évaluée selon l'équation 4.8, à  $h_{bv}/h_{cv}^0$  fixé. Le débit volumique est estimé à partir des mesures de vitesse  $U_{PW_\Phi}$  et de largeur de jet  $\delta_\Phi$  relevées à la position  $x_\Phi = 10\text{mm}$ , et reportées dans les tableaux 5.2 et 6.2 pour chaque phase PW. Quelle que soit la configuration étudiée, le calcul de la section de l'écoulement dans le plan  $x_\Phi = 10\text{mm}$ ,  $A_\Phi$ , est réalisé dans l'hypothèse d'une expansion de jet suivant  $z$  de même largeur que celle de la maquette du ventricule, *i.e.* pour  $W(x_\Phi, t_{PW}) = h_{ventricule} = 25\text{mm}$ . Notez qu'il s'agit là d'une approximation grossière, notamment pour la condition de jet libre. Si, de ce fait, l'amplitude absolue des admittances mesurées n'est pas pertinente, la confrontation de leurs variations relatives les unes par rapport aux autres dans chaque configuration renseigne sur l'impact aérodynamique dû à la géométrie  $h_{bv}/h_{cv}^0$ .

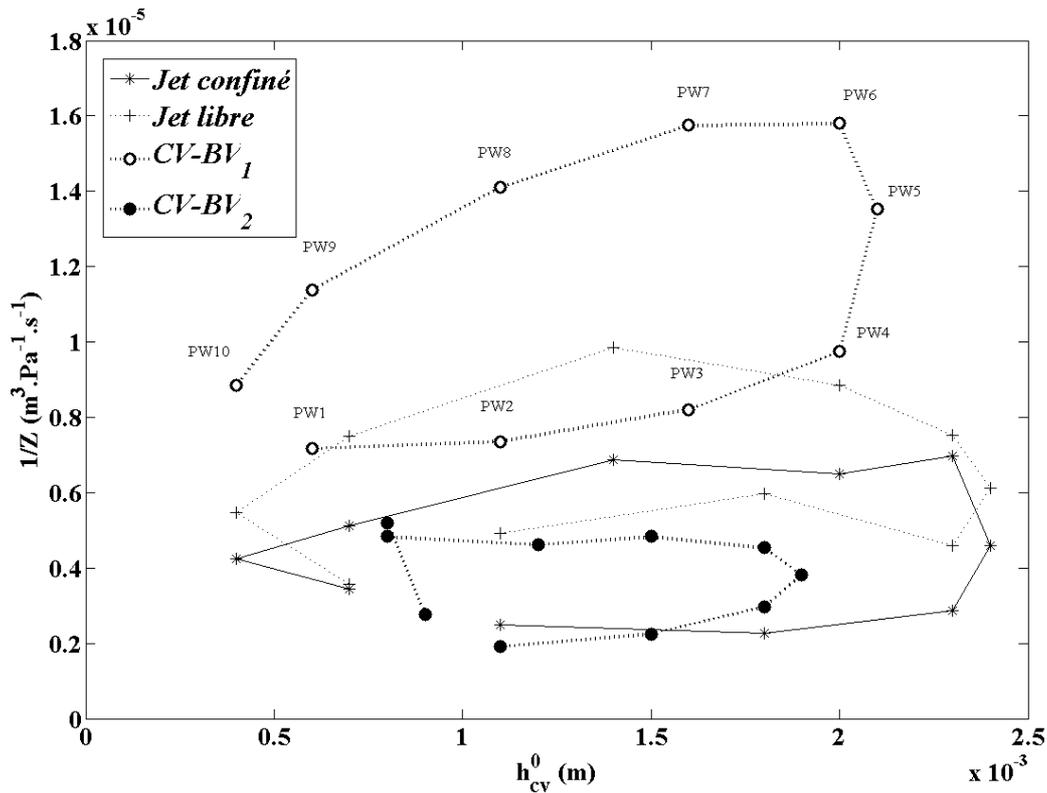


FIG. 6.20 – Admittance de l'écoulement,  $1/Z$ , mesurée au cours d'un cycle glottique reconstitué de la maquette déformable de cordes vocales, en fonction de l'ouverture glottique  $h_{cv}^0(t)$ . Quatre géométries du dispositif sont confrontées : les conditions de référence en l'absence de bandes ventriculaires (jet libre et jet confiné), et les deux configurations en présence de la maquette de bandes ventriculaires dans le canal d'écoulement ( $CV - BV_1$  et  $CV - BV_2$ ). Pour une meilleure clarté, les phases PW du cycle glottique ne sont détaillées que pour la condition  $CV - BV_1$ . Les phases des autres conditions se suivent selon le même schéma.

Au final, les variations de l'admittance  $1/Z$  au cours du cycle de vibration de la maquette de cordes vocales, reconstitué pour chaque condition, sont représentées sur la figure 6.20. Voici les principales conclusions qui ressortent de cette analyse :

- quelle que soit la phase PW observée, la configuration « réaliste »  $CV - BV_1$  conduit à une admittance de l'écoulement excédant celle mesurée en l'absence de constriction ventriculaire. L'admittance en présence de la constriction ventriculaire excède celle mesurée en jet confiné, d'un facteur variant entre 1,9 et 3,2 selon la phase (valeur moyenne 2,5). Ce résultat suggère que les bandes ventri-

culaires placée dans une telle configuration favorisent la dynamique de l'écoulement à travers les cordes vocales par augmentation du débit d'air et *a fortiori* de la chute de pression transglottique, et s'accorde de ce fait avec les observations d'Agarwal [2], 2004.

- la configuration  $CV - BV_2$ , caractérisée par un fort degré de constriction ventriculaire, conduit globalement au phénomène inverse. L'admittance de l'écoulement est plus faible que celle mesurée en condition de jet confiné, sur 80% du cycle glottique. Selon la phase PW, le rapport de l'admittance mesurée en présence de la constriction ventriculaire par celle mesurée en jet confiné oscille entre 0,6 et 1,2 (valeur moyenne 0,8). Ainsi, la constriction ventriculaire dans cette configuration augmente la résistance de l'écoulement jusqu'à 54% au cours du cycle reconstitué. Ce résultat est cohérent avec la diminution de la chute de pression transglottique observée par Agarwal [2], 2004 dans des géométries comparables.

#### 6.2.4 Altération de la chute de pression aux cordes vocales

Dans la partie précédente, nous avons mis en évidence l'influence du rapport  $h_{bv}/h_{cv}^0$  sur l'admittance de l'écoulement translaryngé, au moyen de l'exploration *in-vitro* par vélocimétrie PIV. Bien que concluante, cette exploration n'a pu être menée que sur deux configurations de la maquette dynamique du larynx, dans le cadre de la collaboration avec Newton [140], 2009.

Dans la continuité de ces mesures, nous proposons ici d'évaluer l'impact de ce rapport sur la chute de pression aux cordes vocales,  $\Delta P_{cv}$ , de façon plus systématique. A cette fin, nous présentons une recherche basée sur la mesure *in-vitro* et l'estimation théorique. Dans la suite, nous travaillons à  $L_{ventricule}$  fixé, parmi les valeurs physiologiquement admissibles. Nous distinguons les résultats en fonction des conditions d'écoulement considérées.

##### Condition d'écoulement (quasi-)stationnaire : CV & BV rigides

Dans un premier temps, nous nous intéressons aux altérations induites par le rapport  $h_{bv}/h_{cv}$  sur la distribution de pression au sein de la maquette rigide statique du larynx. A  $h_{cv}$  et  $L_{ventricule}$  fixés, le rapport  $h_{bv}/h_{cv}$  est varié paramétriquement en modifiant l'ouverture ventriculaire,  $h_{bv}$ . La pression d'alimentation  $P_0$  est contrôlée au manomètre et maintenue constante. Pour chaque configuration géométrique  $h_{bv}/h_{cv}$ , la distribution de pression est mesurée dans le jet glottique,  $P_2$ , et en surface de la maquette des bandes ventriculaires,  $P_3$  et  $P'_3$ , selon un protocole expérimental détaillé à la section § 4.2.2 et illustré sur la figure 4.10.

La figure 6.21 présente les données expérimentales  $P_2/P_0$  acquises pour deux séries de mesures, caractéristiques des résultats obtenus en suivant cette procédure. Dans cet exemple,  $P_0$  est maintenue aux environs de 500Pa,  $h_{cv} = 2,90 \pm 0,05mm$  et  $L_{ventricule} = 26mm$ , et le rapport  $h_{bv}/h_{cv}$  est varié de 0,02 à 1,95 par pas de 0,02, puis de 2,59 à 8,10 par pas de 0,3.

Comme illustré sur la figure 6.21, la pression  $P_2$  décroît avec le rapport  $h_{bv}/h_{cv}$ . Trois zones se distinguent, chacune étant associée à une altération singulière de la chute de pression glottique (zones labellisées {1, 2, 3} sur la figure 6.21) :

- Pour  $h_{bv}/h_{cv}$  variant entre 0 et 3 (zone 1), la pression  $P_2$  est mesurée positive, atteignant la pression d'alimentation  $P_0$  aux très petites valeurs de  $h_{bv}/h_{cv}$ . En conséquence, la chute de pression au niveau des cordes vocales décroît jusqu'à s'annuler quand le rapport  $h_{bv}/h_{cv}$  tend vers 0. Ce recouvrement de pression est également illustré par les figures exposées précédemment : la pression  $P_2$  augmente jusqu'à près de 20% de la pression  $P_0$  sur la figure 6.18, et près de 46% de  $P_0$  sur la figure 6.19.
- Pour  $h_{bv}/h_{cv}$  variant entre 3 et 5 (zone 2), la pression  $P_2$  devient négative. Dans cette gamme de va-

leurs,  $P_2$  continue à décroître avec  $h_{bv}/h_{cv}$  jusqu'à une valeur minimale atteinte pour  $h_{bv}/h_{cv} = 5.3$ . Ce résultat est conforme aux observations expérimentales précédemment réalisées par Agarwal [2], 2004, malgré des valeurs quantitatives différentes (le minimum est observé pour  $h_{bv}/h_{cv} = 2$  pour Agarwal [2], 2004). Cet écart est dû aux différences géométriques des installations expérimentales employées (emplacements des prises de pression  $P_2$  au niveau de la maquette du ventricule distincts, formes du canal glottique et du canal ventriculaire différentes,  $L_{ventricule}$  supérieur d'un rapport 1,7 dans notre étude)

- Pour  $h_{bv}/h_{cv}$  excédant 5 (zone 3), la pression  $P_2$  est encore mesurée négative mais augmente avec  $h_{bv}/h_{cv}$ .

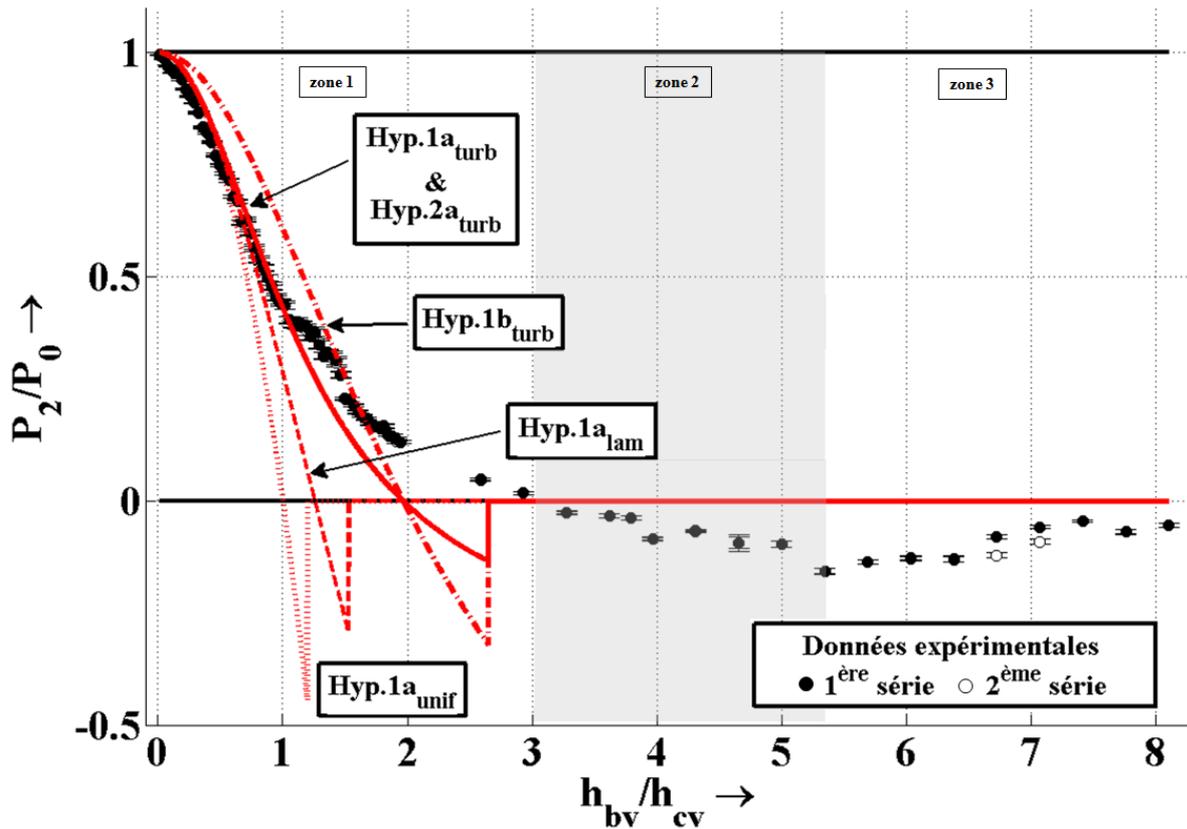


FIG. 6.21 – Recouvrement de pression normalisé  $P_2/P_0$  acquis pour deux séries de mesures sur la maquette statique du larynx, représenté en fonction de  $h_{bv}/h_{cv}$  et confronté aux prédictions théoriques.  $L_{ventricule} = 26\text{mm}$ ,  $h_{cv} = 2,90\text{mm} \pm 0,05\text{mm}$ , et  $P_{0_{max}} = 500\text{Pa}$ . Les barres d'erreur correspondent à l'écart-type des données expérimentales.

Deux limites asymptotiques  $P_2/P_0 = 1$  (i.e.  $\Delta P_{cv} + \Delta P_{jet} = 0$ ) et  $P_2/P_0 = 0$  (i.e.  $\Delta P_{cv} + \Delta P_{jet} = P_0$ ) illustrent l'étendue physique du recouvrement de pression qualitativement attendu pour des degrés de constriction ventriculaire extrêmes (forte constriction et faible constriction respectivement). Les différentes théories proposées dans le tableau 3.1 ont été testées pour prédire les variations du rapport  $P_2/P_0$  avec  $h_{bv}/h_{cv}$ , et confrontées aux données expérimentales. Pour plus de clarté, cinq d'entre elles sont illustrées sur la figure 6.21. Trois considèrent une hypothèse de jet « turbulent » ( $Hyp.1a_{turb}$ ,  $Hyp.2a_{turb}$ ,  $Hyp.1b_{turb}$ ), l'une suppose un jet droit uniforme se développant dans le ventricule ( $Hyp.1a_{unif}$ ), et la cinquième un jet glottique laminaire ( $Hyp.1a_{lam}$ ), suivant les notations introduites au tableau 3.1. La description détaillée de ces théories est donnée dans la section §3.2.

La diminution du rapport  $P_2/P_0$  avec l'augmentation de  $h_{bv}/h_{cv}$  est qualitativement reproduite par les cinq théories. Une transition abrupte à  $P_2/P_0 = 0$  est néanmoins prédite par toutes les théories dès que  $h_{vb} \geq h_3^0$ , comme décrit par l'équation 3.37.

D'un point de vue quantitatif, la prédiction théorique basée sur l'hypothèse d'un jet droit uniforme (*Hyp.1<sub>aunif</sub>*) procure l'estimation la plus éloignée des données expérimentales (erreur relative de 73% en moyenne sur l'ensemble des mesures), sauf pour les valeurs extrêmes de  $h_{bv}/h_{cv}$  (erreur relative inférieure à 6% pour les rapports  $h_{bv}/h_{cv} < 0,6$ ). Cette prédiction reste inchangée quels que soient le modèle de séparation, et le modèle d'écoulement quasi-stationnaire choisis (*Hyp.1<sub>bunif</sub>*, *Hyp.1<sub>bunif</sub>(cl)*, *Hyp.2<sub>aunif</sub>*, *Hyp.2<sub>aunif</sub>(cl)*, *Hyp.2<sub>bunif</sub>*, *Hyp.2<sub>bunif</sub>(cl)*).

Pour les autres modèles d'expansion de jet, considérer à titre additionnel un recouvrement de pression quasi-stationnaire empirique tel que celui suggéré par Ishizaka & Flanagan<sup>[95]</sup>, 1972 (*Hyp.1<sub>bturb</sub>*) améliore l'estimation en moyenne comparativement à l'hypothèse d'un jet droit uniforme (erreur relative de 50% en moyenne avec les données expérimentales) mais surestime néanmoins le recouvrement de pression dans le ventricule. De plus, pour les valeurs de  $h_{bv}/h_{cv}$  inférieures à 0,6, l'estimation de  $P_2/P_0$  présente un écart moyen de 10% avec les mesures, contre 3% si prédite par l'hypothèse de jet droit (*Hyp.1<sub>aunif</sub>*).

Au final, la prédiction théorique basée sur l'hypothèse de jet « turbulent » en écoulement quasi-stationnaire (*Hyp.1<sub>bturb</sub>*) offre la meilleure estimation des données expérimentales (erreur relative de 44% en moyenne sur l'ensemble des mesures). Une erreur relative moyenne de 4% est observée pour les configurations telles que  $h_{bv}/h_{cv} \leq 1$ . L'hypothèse de jet laminaire conduit à une estimation théorique intermédiaire entre les prédictions *Hyp.1<sub>aunif</sub>* et *Hyp.1<sub>bturb</sub>*. Ainsi, l'hypothèse d'un développement de jet géométrique type jet « turbulent » semble plus adaptée à notre étude. La prise en compte des pertes de charge visqueuses (*Hyp.2<sub>bturb</sub>*) n'a que très peu d'influence et n'améliore pas la précision des prédictions (erreur relative de 44% en moyenne sur l'ensemble des mesures).

### Condition d'écoulement instationnaire : CV oscillantes & BV rigides

Nous nous intéressons ici à l'impact de l'ouverture ventriculaire  $h_{bv}$  sur la distribution de pression mesurée au sein de la maquette dynamique du larynx. La démarche adoptée est identique à celle décrite ci-dessus dans le cas de la maquette de cordes vocales statiques. Dans cette partie, nous nous focalisons sur l'évolution de la pression mesurée dans le ventricule,  $P_2$ . Les variations de  $P_3$ ,  $P_3'$  sont discutées dans la section suivante consacrée à l'étude de la chute de pression aux bandes ventriculaires.

À titre illustratif, nous présentons les résultats obtenus pour  $h_{bv} = 3,5\text{mm} \pm 0,05\text{mm}$ . L'ouverture de la maquette de cordes vocales au repos mesure 0,95mm. La pression d'alimentation est choisie telle que  $P_0 = 1150\text{Pa}$ . Dans une telle configuration, la maquette déformable de cordes vocales entre en auto-oscillations à la fréquence de 176Hz. Typiquement, au cours d'un cycle d'oscillation, le rapport  $h_{bv}/h_{cv}^0$  est amené à varier entre 1,8 et 20. La figure 6.22 représente les modulations de pression associées aux auto-oscillations de la maquette de cordes vocales sur deux cycles de vibration.

On observe un recouvrement de pression non nul mesuré dans le ventricule, modulé par les oscillations glottiques. Des effets instationnaires dans le jet glottique sont clairement mis en évidence, tel qu'en témoigne le déphasage entre  $h_{cv}(t)$  et  $P_2(t)$ . Pour plus de clarté, seulement trois prédictions théoriques sont présentées. La première, basée sur l'hypothèse *Hyp.1<sub>bturb</sub>*, est considérée en raison de sa pertinence démontrée au cours des expériences avec la maquette statique du larynx. La seconde raffine cette hypothèse par une description théorique de la séparation glottique basée sur le modèle de couche limite et le schéma de résolution de Thwaites (*Hyp.1<sub>bturb</sub>(cl)*). Pour la troisième, les effets instationnaires liés à l'inertie de l'air ont été ajoutés dans la prédiction, conformément à l'hypothèse *Hyp.3<sub>bturb</sub>*. Notons que l'hypothèse de jet droit (*Hyp.1<sub>aunif</sub>*) prédirait, dans une telle configuration, une pression identiquement nulle pour  $P_2(t)$  et  $P_3(t)$ . En effet, l'ouverture de la maquette ventriculaire  $h_{bv}$  reste toujours supérieure à la hauteur de jet prédite au point de la séparation glottique,  $h_{s1}$ .

En ce qui concerne la prédiction de  $P_2$ , la théorie de jet « turbulent » dans sa formulation quasi-

stationnaire ( $Hyp.1_{a_{turb}}$ ) montre d'importants écarts d'amplitude et de déphasage (de l'ordre respectivement de 60% et de  $60^\circ$ ) avec les données expérimentales. En comparaison, l'hypothèse de jet turbulent tenant compte de l'instationnarité de l'écoulement ( $Hyp.3_{a_{turb}}$ ) propose une prédiction d'amplitude bien meilleure (erreur relative de l'ordre de 20%). Bien qu'amoindri, un déphasage entre les données mesurées et les estimations théoriques reste néanmoins observé, de l'ordre de  $30^\circ$ . On remarque que la position du point de séparation  $x_{s1}$  en aval des cordes vocales, évaluée par le critère semi-empirique de Liljencrants ( $Hyp.1_{a_{turb}}$ ), ou par le modèle de couche limite ( $Hyp.1_{a_{turb}}(cl)$ ), n'apporte que peu de différences aux prédictions théoriques de  $P_2$  (erreur relative maximale d'environ 22%). Ce résultat justifie l'utilisation préférentielle du critère de Liljencrants dans la suite de notre travail, moins coûteux en temps de calcul.

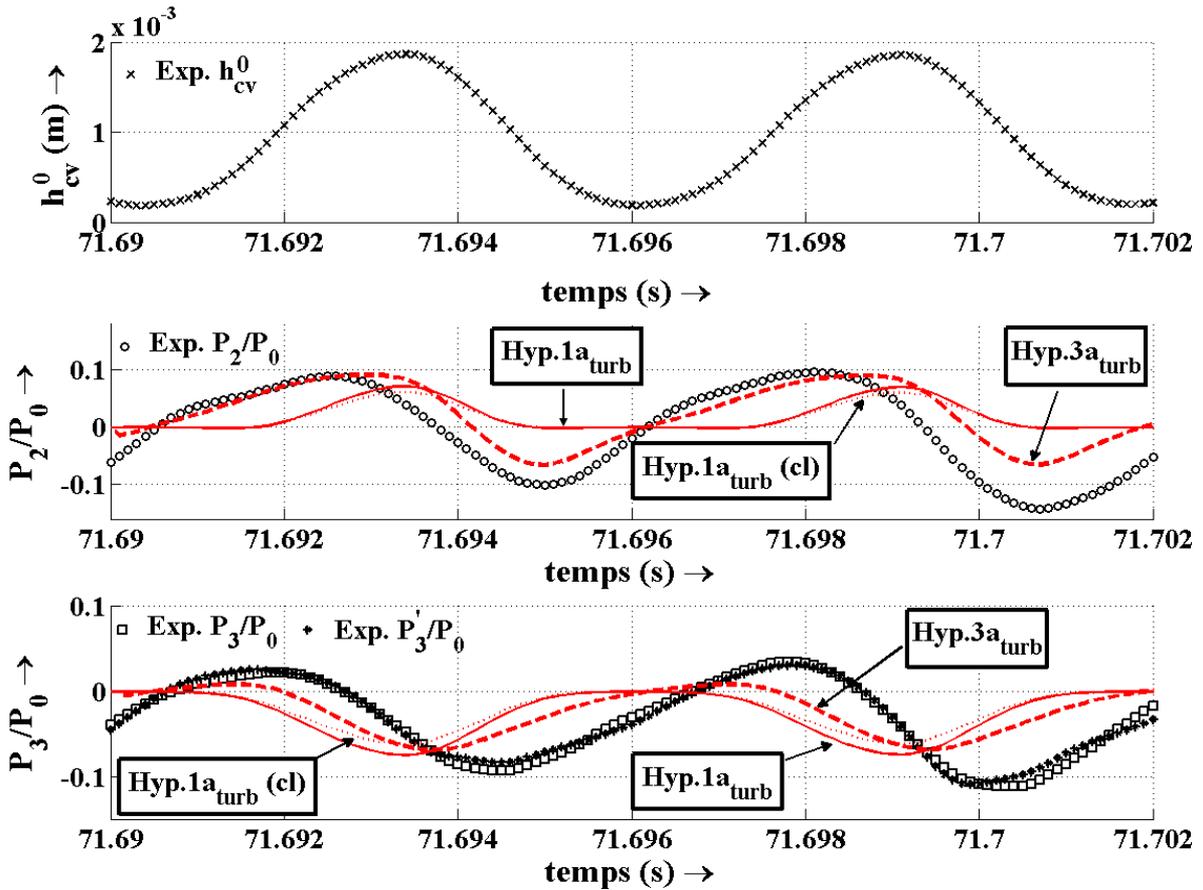


FIG. 6.22 – Mesures de l'ouverture  $h_{cv}^0(t)$  et des pressions  $P_2(t)$ ,  $P_3(t)$ ,  $P_3'(t)$  normalisées par la pression d'alimentation  $P_0(t)$ , acquises sur la maquette déformable de cordes vocales, représentées en fonction du temps et confrontées aux prédictions théoriques. Le contenu des prédictions théoriques est résumé dans le tableau 3.1.  $L_{ventricule} = 26mm$ ,  $h_{cv} = 3,50mm$ ,  $h_{cv}^0(t=0) = 0,95mm$ ,  $\bar{h}_{cv}^0 = 0,97mm$ .

### 6.2.5 Chute de pression aux bandes ventriculaires

Nous avons présenté les modifications de pression mesurées et attendues au niveau de la glotte en présence d'une constriction ventriculaire dans le larynx, pour différents degrés d'accolement  $h_{bv}/h_{cv}$ . Dans une démarche analogue, nous nous intéressons ici à la chute de pression observée aux bandes ventriculaires,  $\Delta P_{bv}$ , pour différentes conditions d'écoulement.

Condition d'écoulement (quasi-)stationnaire : CV & BV rigides

Dans un premier temps, la pression aux bandes ventriculaires est quantifiée par les rapports  $P_3/P_2$  et  $P'_3/P_2$ . Ces paramètres sont pertinents comme indicateurs de la possibilité d'une auto-oscillation des bandes ventriculaires, à l'image de celle observée aux cordes vocales. De la même façon que pour le recouvrement de pression  $P_2/P_0$  observé et prédit au niveau de la maquette du ventricule, ces rapports ont été évalués par la mesure et les théories proposées dans le tableau 3.1, en fonction du rapport géométrique  $h_{bv}/h_{cv}$ .

La figure 6.23 illustre les rapports expérimentaux  $P_3/P_2$  et  $P'_3/P_2$  tracés en fonction de  $h_{bv}/h_{cv}$ , obtenus pour les deux séries de mesures caractéristiques, présentées dans la section précédente ( $P_0 = 500Pa$ ,  $h_{cv} = 2,90 \pm 0,05mm$ ,  $L_{ventricule} = 26mm$ ). La figure 6.24 la complète par un zoom sur la région  $0 < h_{bv}/h_{cv} < 1,5$ .

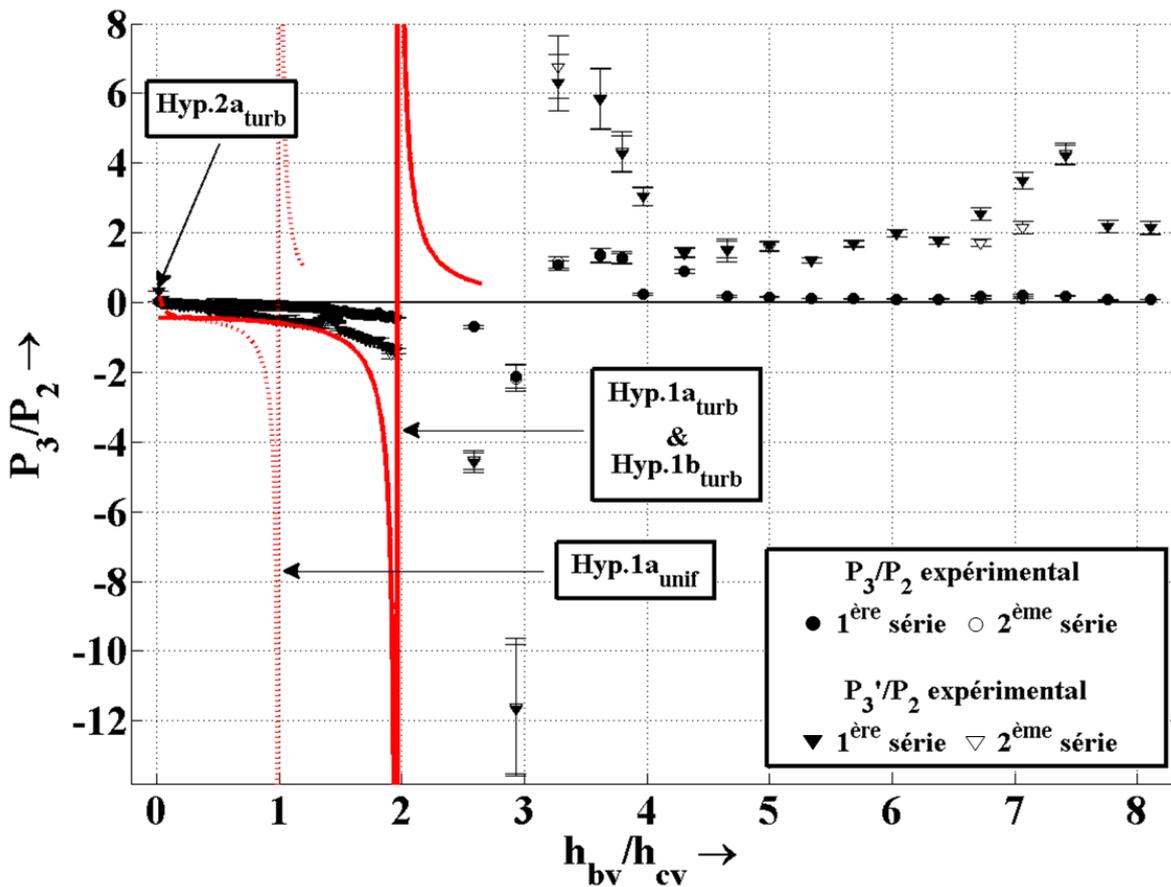


FIG. 6.23 – Pressions normalisées  $P_3/P_2$  et  $P'_3/P_2$  acquis pour deux séries de mesures sur la maquette statique du larynx, représentées en fonction de  $h_{bv}/h_{cv}$  et confrontées aux prédictions théoriques.  $L_{ventricule} = 26mm$ ,  $h_{cv} = 2.90mm$ , et  $P_{0_{max}} = 500Pa$ . Les barres d'erreur correspondent à l'écart-type des données expérimentales.

Les résultats expérimentaux se divisent en deux régions distinctes :

- Pour les configurations telles que  $h_{bv}/h_{cv} < 3$ , les données mesurées affichent globalement des pressions  $P_3$  et  $P'_3$  négatives, attestant d'un effet Bernoulli à la constriction ventriculaire (également observé sur la figure 6.18), à l'exception de deux points proches de la fermeture complète de la maquette de bandes ventriculaires ( $h_{bv}/h_{cv} = 0,02$  et  $h_{bv}/h_{cv} = 0,05$ ), comme décrit sur la figure

6.24. Pour des configurations géométriques telles que  $0,05 < h_{bv}/h_{cv} < 0,4$ , l'écart relatif entre les rapports  $P_3/P_2$  et  $P'_3/P_2$  fluctue entre 1 et 46% (valeur moyenne 26%). La différence entre les pressions  $P_3$  et  $P'_3$  s'accroît quand  $h_{bv}/h_{cv}$  augmente et varie entre 55 et 93% (valeur moyenne 77%). Ce résultat montre la symétrie de l'écoulement induite par la maquette de bandes ventriculaires pour de forts degrés de constriction. Kucinski & al. [108], 2006 ont montré de façon similaire qu'une géométrie ventriculaire étroite tend à redresser le jet développé en aval d'une maquette rigide de cordes vocales.

- Pour les configurations telles que  $h_{bv}/h_{cv} > 3$ , les pressions  $P_3$  et  $P'_3$  sont mesurées positives au col de la constriction ventriculaire. Elles diffèrent l'une de l'autre d'un écart relatif variable entre 37 et 96% (valeur moyenne 87%), signe d'une asymétrie de l'écoulement établie, par effet Coanda. La dispersion des valeurs mesurées augmente, comme observé typiquement en zone de turbulence développée de l'écoulement.

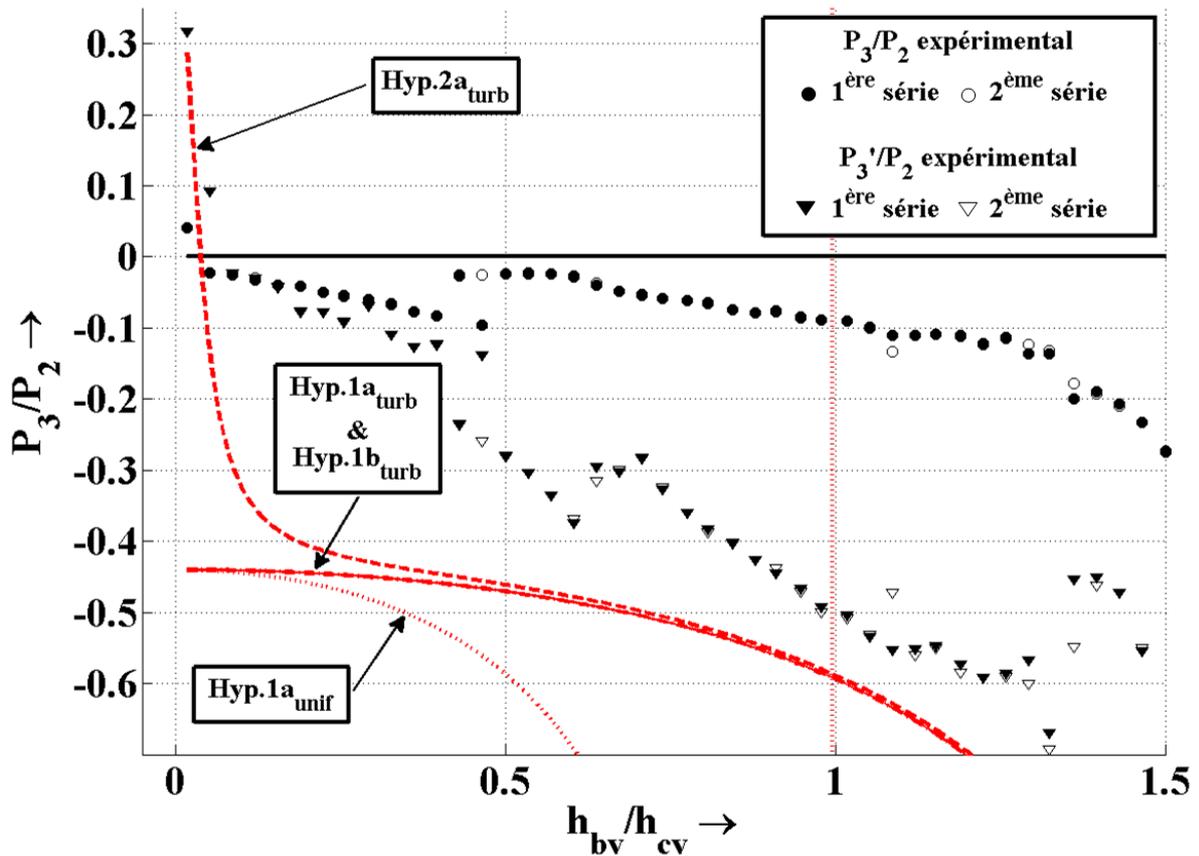


FIG. 6.24 – Zoom de la figure 6.23.

La pression au col de la constriction ventriculaire est également quantifiée par la mesure des rapports  $P_3/P_0$  et  $P'_3/P_0$ , représentés en fonction de  $h_{bv}/h_{cv}$  sur la figure 6.25. Un faible pourcentage de la pression d'alimentation se retrouve au col de la constriction (15% en moyenne).

Quel que soit le rapport considéré pour évaluer le champ de pression au col de la constriction ventriculaire ( $P_3/P_0$ ,  $P'_3/P_0$ ,  $P_3/P_2$ ,  $P'_3/P_2$ ), les données expérimentales ont été confrontées aux prédictions théoriques. Quatre de ces prédictions sont illustrées sur les figures 6.23, 6.24 et 6.25. Elles reposent sur les mêmes hypothèses que celles présentées sur la figure 6.21, à l'exception de l'hypothèse  $Hyp.1_{a_{lam}}$ .

basée sur le développement de jet laminaire. Cette hypothèse est écartée car ne conduit qu'à des résultats intermédiaires moins pertinents.

La prédiction théorique du rapport  $P_3/P_2$  est calculée jusqu'à la configuration pour laquelle  $P_2 = 0$  (cf. figure 6.21). La chute de  $P_3/P_2$  ainsi que le changement de signe drastique une fois la valeur critique de  $h_{bv}/h_{cv}$  passée, sont qualitativement bien prédits, comme le montre la figure 6.23. La prise en compte d'un recouvrement de pression additionnel ( $Hyp.2_{b_{turb}}$ ) dû au réattachement de jet n'a qu'une influence négligeable sur l'estimation de  $P_3/P_2$ . Les prédictions découlant des hypothèses  $Hyp.1_{a_{turb}}$  et  $Hyp.1_{b_{turb}}$  sont identiques. Comme indiqué sur les figures 6.24 et 6.25, la prise en compte des effets de viscosité dans l'écoulement ( $Hyp.2_{a_{turb}}$ ) conduit à une prédiction positive de  $P_3$  pour les valeurs de  $h_{bv}/h_{cv}$  extrêmement petites, conformément aux observations expérimentales.

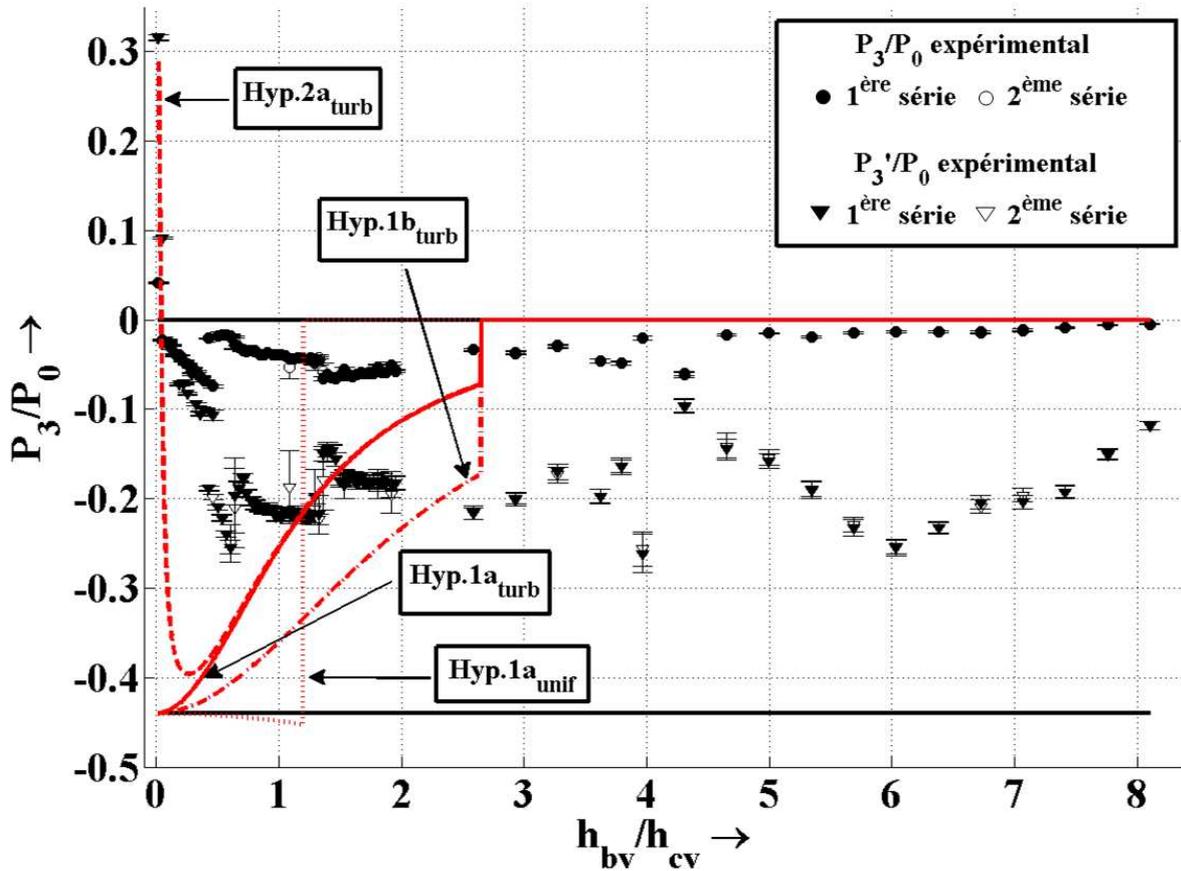


FIG. 6.25 - Pressions normalisées  $P_3/P_0$  et  $P'_3/P_0$  acquis pour deux séries de mesures sur la maquette statique du larynx, représentées en fonction de  $h_{bv}/h_{cv}$  et confrontées aux prédictions théoriques.  $L_{ventricule} = 26\text{mm}$ ,  $h_{cv} = 2,90\text{mm}$ , et  $P_{0_{max}} = 500\text{Pa}$ . Les barres d'erreur correspondent à l'écart-type des données expérimentales.

Malgré ces tendances qualitatives similaires, des écarts quantitatifs avec les mesures sont observés pour chaque estimation théorique. Selon l'hypothèse  $Hyp.1_{a_{turb}}$  en particulier, l'écart relatif mesuré entre les données expérimentales  $P_3/P_2$  et  $P'_3/P_2$  et la théorie vaut respectivement 89% et 62% en moyenne. L'écart associé au rapport  $P_3/P_2$  vaut 74% au minimum (contre 14% pour  $P'_3/P_2$ ). De même, l'écart relatif entre les estimations des rapports  $P_3/P_2$  et  $P'_3/P_2$  dérivant de l'hypothèse  $Hyp.2_{a_{turb}}$  et la mesure vaut respectivement 88% et 59% en moyenne. L'écart associé au rapport  $P_3/P_2$  vaut dans ce cas 74% au minimum (contre 8% pour  $P'_3/P_2$ ).

Contrairement à la pression  $P_2$ , les capteurs mesurant les pressions  $P_3$  et  $P'_3$  sont situés à une distance excédant dix diamètres glottiques  $h_{cv}$ . Une telle distance peut correspondre en théorie à la zone de turbulence pleinement développée d'un écoulement de jet, comme illustré sur la figure 3.11. De plus, les travaux antérieurs montrent que l'espace minimal entre la maquette de bandes ventriculaires constitue la zone de plus grandes fluctuations au centre de l'écoulement (Brücker & al. [27], 2004, Triep & al. [202], 2005). Aussi, le désaccord quantitatif entre les prédictions théoriques et les valeurs expérimentales peut s'expliquer par les phénomènes de dissipation d'énergie cinétique par turbulence attendus au col de la constriction, et exclus de toutes les considérations théoriques présentées dans cette étude.

### Condition d'écoulement instationnaire : CV oscillantes & BV rigides

Nous présentons ici les phénomènes observés au col de la constriction ventriculaire en aval de la maquette dynamique de cordes vocales.

Qualitativement, plusieurs comportements ressortent de l'exploration *in-vitro*. Les oscillations de la maquette de cordes vocales introduisent un déphasage important entre les mesures des pressions  $P_2$  et  $P_3$ , comme illustré sur la figure 6.22. De la même façon qu'en condition d'écoulement quasi-stationnaire, les données expérimentales montrent des pressions  $P_2$ ,  $P_3$  et  $P'_3$  alternativement positives ou négatives dans le canal d'écoulement. Les valeurs négatives de  $P_3$  et  $P'_3$  traduisent potentiellement un effet Bernoulli observé à la constriction ventriculaire. La similitude entre les pressions mesurées au col des bandes ventriculaires,  $P_3$  et  $P_{3'}$ , par contraste avec la figure 6.18 par exemple, suggère une asymétrie du jet moins accentuée en condition d'écoulement instationnaire qu'en condition d'écoulement stationnaire.

Le déphasage entre les estimations théoriques et les données expérimentales est corrigé lorsque les effets inertiels sont pris en compte dans le modèle d'écoulement (*Hyp.3<sub>aturb</sub>*). Néanmoins, aucune des prédictions théoriques de  $P_3$  ne peut rendre compte de manière quantitative des données expérimentales. De toute évidence, dans ce cas, la dissipation par turbulence et les phénomènes instationnaires dans le jet ne sont pas correctement considérés dans les théories testées dans cette étude. L'erreur d'amplitude peut également provenir de l'approximation simpliste dans l'estimation de l'aire de la section transversale de la maquette déformable de cordes vocales, plus complexe en réalité qu'une simple section rectangulaire (*cf.* figure 4.5).

## 6.3 Impact d'une constriction ventriculaire sur la vibration glottique

Nous avons présenté jusqu'à présent les modifications engendrées par la géométrie ventriculaire ( $h_{bv}$ ,  $L_{ventricule}$ ) sur la distribution de pression translaryngée. Nous avons en particulier quantifié son incidence sur la chute de pression au niveau des cordes vocales,  $\Delta P_{cv} = P_0 - P_2$ , et nous avons mis en évidence différentes zones d'influence. En particulier, pour  $L_{ventricule} = 26mm$ , l'exploration *in-vitro* a montré que  $\Delta P_{cv}$  décroît lorsque  $h_{bv}/h_{cv}$  diminue en-deçà de 3, et reste alors inférieure à  $P_0$ ; que  $\Delta P_{cv}$  décroît lorsque  $h_{bv}/h_{cv}$  diminue de 5 à 3, et devient supérieure à  $P_0$  ( $P_2$  est alors une fonction négative décroissante de  $h_{bv}/h_{cv}$ ); enfin qu'elle augmente à partir d'une valeur limite quasi-nulle pour  $h_{bv}/h_{cv}$  varié de 8 à 5. De telles altérations de la chute de pression transglottique induisent *a fortiori* des modifications dans le comportement vibratoire des cordes vocales.

Nous proposons ci-après d'interpréter plus directement l'influence de la constriction ventriculaire sur la vibration glottique, en termes de pression de seuils et de fréquence fondamentale de vibration. Cette étude se base sur les analyses comparées des mesures *in-vitro* réalisées avec la maquette auto-oscillante de cordes vocales, et des simulations en sortie des modèles de phonation décrits dans la section § 3.3.1.

### 6.3.1 Pressions de seuils d'oscillation

Dans un premier temps, nous nous intéressons à la mesure et à la prédiction théorique des pressions de seuils  $P_{seuils}$  d'oscillation de la maquette de cordes vocales, à savoir la pression d'initiation  $P_{onset}$  et la pression d'arrêt  $P_{offset}$  des vibrations. La plate-forme expérimentale utilisée dans cette étude est présentée aux sections §4.2.1 et 4.2.2. Les valeurs expérimentales des pressions de seuils et de la fréquence d'oscillation  $f_0$  de la maquette sont déterminées à partir du signal de pression  $P_0$  acquis en amont du dispositif, selon une procédure détaillée à la section §4.3.1.

Dans la configuration de référence, sans maquette de bandes ventriculaires adjointe à l'installation expérimentale, avec un conduit vocal de longueur 17mm, placé seul en aval de la maquette de cordes vocales, la pression d'initiation  $P_{onset}$ , la pression d'arrêt  $P_{offset}$  et la fréquence fondamentale  $f_0$  de la vibration de la maquette mesurent respectivement 1136Pa, 833Pa et 177Hz. L'ouverture de la maquette au repos, mesurée grâce au système optique, est telle que  $h_{cv}^0(t=0) = 0,95\text{mm}$ . Nous proposons d'étudier les variations de chacun de ces paramètres suite à l'ajout d'une constriction statique placée en aval de la maquette auto-oscillante de cordes vocales (*cf.* figure 4.8), en fonction du degré d'accolement  $h_{bv}/\overline{h_{cv}^0}$ , où  $\overline{h_{cv}^0}$  définit l'ouverture glottique à la position d'équilibre, soit la moyenne temporelle de  $h_{cv}^0(t)$  pendant la vibration de la maquette de cordes vocales. A cette fin, l'ouverture  $h_{bv}$  est variée paramétriquement entre 0,04mm et 22mm. L'ouverture de la maquette de cordes vocales est mesurée pour chacune des configurations ventriculaires ne gênant pas la détection optique de  $h_{cv}^0$ , de sorte qu'en moyenne,  $\overline{h_{cv}^0} = 0,97\text{mm}$ . En définitive, le rapport  $h_{bv}/\overline{h_{cv}^0}$  est varié paramétriquement de 0,04 à 22,7. Notez que la configuration de référence équivaut au dispositif avec la maquette de bandes ventriculaires réglée de sorte que  $h_{bv} = h_{ventricule}$ , soit  $h_{bv}/\overline{h_{cv}^0} = 26,8$ .

La figure 6.26 illustre les pressions de seuils d'oscillation  $P_{seuils}$  détectées en moyenne sur deux séries de mesures.

Pour toutes les configurations géométriques explorées, la pression expérimentale d'arrêt  $P_{offset}$  de la vibration reste inférieure à la pression expérimentale d'initiation  $P_{onset}$ , conformément au phénomène d'hystérésis observé par Lucero [125], 1999, Ruty & al. [164], 2007 et Ruty [162], 2007. L'écart absolu mesuré entre les pressions  $P_{onset}$  et  $P_{offset}$  varie entre 128Pa et 376Pa (valeur moyenne de 236Pa).

Notons  $P_{offset}^+$  et  $P_{onset}^+$  les pressions d'arrêt et d'initiation de la vibration de la maquette mesurées pour  $h_{bv}/\overline{h_{cv}^0} = 22,7$ , *i.e.* pour la constriction ventriculaire la plus large autorisée par le dispositif. La mesure donne  $P_{onset}^+ = 946\text{Pa}$  et  $P_{offset}^+ = 727\text{Pa}$ , soit une diminution de 17% et de 13% respectivement des pressions de seuils associées à la configuration de référence en l'absence de constriction ventriculaire en aval de la maquette.

Trois tendances sont mesurées relativement à l'influence de la configuration géométrique  $h_{bv}/\overline{h_{cv}^0}$  sur la pression  $P_{onset}$ , comme illustré par les trois zones de la figure 6.26 :

- Pour  $h_{bv}/\overline{h_{cv}^0}$  jusqu'à 1 (zone 1), la pression d'initiation de la vibration mesurée varie entre 776Pa et 1775Pa (valeur moyenne 1138Pa).  **$P_{onset}$  est donc plus élevée ou comparable à la pression de seuil obtenue sans maquette de bandes ventriculaires** (diminution moyenne n'excédant pas 26%). Ceci implique qu'un sévère degré de constriction des bandes ventriculaires, relativement à l'ouverture glottique, gêne la vibration de la maquette de cordes vocales.
- Pour  $h_{bv}/\overline{h_{cv}^0}$  variant entre 1 et 7 (zone 2), **la pression d'initiation de la vibration est plus faible que celle mesurée dans la configuration de référence sans maquette de bandes ventriculaires**. En effet,  $P_{onset}$  varie entre 621Pa et 828Pa, soit une diminution variant de 27% à 45% suivant la configuration géométrique (diminution moyenne de l'ordre de 39%). Ces résultats suggèrent que, dans cette gamme de valeurs géométriques, la présence de la maquette de bandes ventriculaires aide à l'amorçage des oscillations de la maquette de cordes vocales. Un tel effet concorde avec les travaux réalisés sur une maquette statique du larynx par Agarwal [2], 2004, qui observe que la constriction ventriculaire peut faciliter la phonation, en diminuant la résistance de l'écoulement

translaryngé.

- Pour  $h_{bv}/\bar{h}_{cv}^0$  supérieur à 7 (zone 3), la pression d'initiation de la vibration reste presque constante, égale à 901Pa en moyenne. Elle est inférieure à 20% de la pression d'initiation de référence.

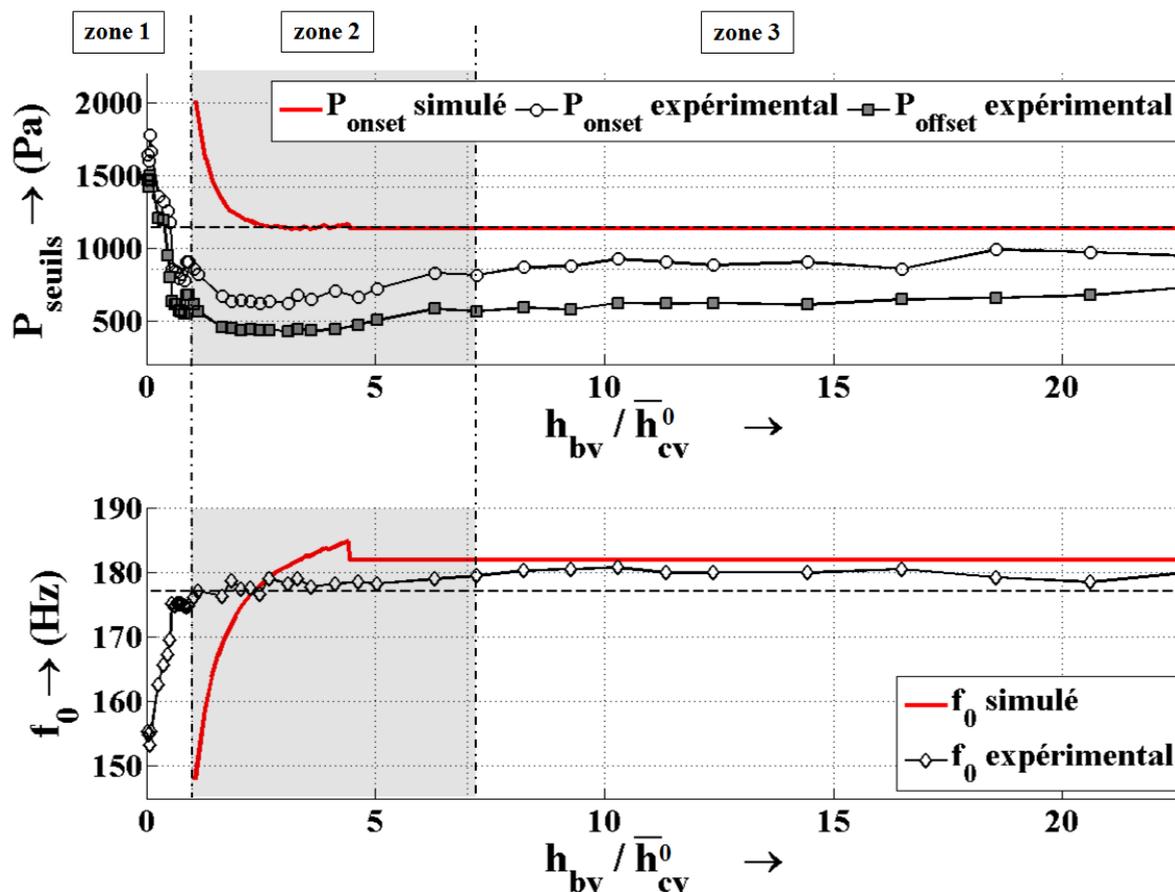


FIG. 6.26 – Pressions de seuils  $P_{seuils}$  et fréquences fondamentales  $f_0$  d'oscillation mesurées sur la maquette déformable de cordes vocales en fonction du rapport  $h_{bv}/\bar{h}_{cv}^0$ , comparées aux simulations numériques correspondantes pour  $L_{ventricule} = 26\text{mm}$  et  $\bar{h}_{cv}^0 = 0,97\text{mm}$ . Les données expérimentales  $P_{onset} = 1136\text{Pa}$  et  $f_0 = 177\text{Hz}$  dans une configuration de référence sans maquette de bandes ventriculaires en aval sont représentées en pointillés.

Les résultats expérimentaux sont confrontés aux prédictions théoriques issues de l'analyse linéaire de stabilité du modèle à deux masses de cordes vocales, décrite au chapitre 3 (cf. § 3.3.1). Les paramètres mécaniques de la simulation sont fixés de sorte que la pression d'initiation  $P_{onset}$  et la fréquence fondamentale  $f_0$  de la vibration simulées par le M2M pour  $h_{bv} = h_{ventricule}$  concordent avec les grandeurs mesurées sans la maquette de bandes ventriculaires (configuration de référence). En conséquence, ces paramètres sont :

$$\begin{aligned} m_{cv} &= 1,90 \times 10^{-4} \text{kg} \\ k_{cv} &= 2,33 \times 10^2 \text{N.m}^{-1} \\ k_{c_{cv}} &= 1,16 \times 10^2 \text{N.m}^{-1} \\ r_{cv} &= 6,79 \times 10^{-3} \text{N.s.m}^{-1} \end{aligned}$$

Tous les autres paramètres (pression d'alimentation, aire de la glotte au repos, géométrie) sont directement pris par analogie avec ceux de l'expérience *in-vitro*. L'ouverture critique  $h_c$  décisive pour la prise en compte des effets de collision dans le  $M2M$  est choisie égale à 0,02mm (Ruty <sup>[162]</sup>, 2007). Pour toutes les configurations étudiées, le modèle à deux masses prédit l'amorçage d'oscillations auto-entretenues sauf pour  $h_{bv}/\overline{h_{cv}^0} < 1$  où aucune vibration n'est simulée. Une décroissance qualitative dans les pressions d'initiation de la vibration est prédite par le modèle à deux masses, sur une petite gamme de valeurs (*i.e.* pour  $h_{bv}/\overline{h_{cv}^0}$  entre 1 et 4 au lieu de 0,04 et 4 expérimentalement). Pour  $h_{bv}/\overline{h_{cv}^0} > 4$ , la pression d'initiation de phonation est prédite constante et égale à valeur de référence sans bande ventriculaire.

### 6.3.2 Fréquence fondamentale de vibration

Nous nous intéressons dans cette section aux variations de la fréquence fondamentale  $f_0$  de la vibration glottique, engendrées par la géométrie ventriculaire  $h_{bv}/\overline{h_{cv}^0}$ . La figure 6.26 présente la mesure et la prédiction de ces variations en fonction de  $h_{bv}/\overline{h_{cv}^0}$ . Deux tendances différentes sont observées pour la valeur de  $f_0$  :

- Pour  $h_{bv}/\overline{h_{cv}^0}$  jusqu'à 1 (zone 1), l'étude *in-vitro* met en évidence une augmentation de 15% de la fréquence fondamentale de vibration glottique avec  $h_{bv}/\overline{h_{cv}^0}$  (de 153 à 176Hz). Cette augmentation est quantitativement bien reproduite par la prédiction de l'analyse de stabilité linéaire du modèle  $M2M$ .
- Pour  $h_{bv}/\overline{h_{cv}^0}$  variant entre 1 et 7 (zone 2),  $f_0$  reste presque constante, égale à 178Hz en moyenne. Elle n'est pas plus altérée par la configuration géométrique pour  $h_{bv}/\overline{h_{cv}^0}$  supérieur à 7 (zone 3). Dans les zones 2 et 3, la fréquence est donc similaire à la fréquence mesurée dans la configuration de référence en l'absence de constriction ventriculaire.

Nous proposons de compléter ces résultats par l'analyse de quelques configurations expérimentales filmées au cours de l'exploration *in-vitro* sur la maquette dynamique du larynx, dans un but illustratif. Les séquences vidéos présentées n'ont à ce titre pas fait l'objet de mesures de pression en parallèle mais l'analyse du son enregistré pour certaines d'entre elles a néanmoins permis de mettre en évidence des phénomènes très intéressants dans l'étude des altérations générées sur la fréquence  $f_0$ . Trois de ces séquences sont présentées de manière qualitative dans la suite.

#### Séquence n°1 : décollement et accolement progressifs des bandes ventriculaires en aval de la maquette oscillante de cordes vocales

La première séquence vidéo correspond à la variation continue de  $h_{bv}$  obtenue par le déplacement d'une des bandes ventriculaires de la maquette rigide de bandes ventriculaires, l'autre restant figée. Au début de l'enregistrement, les bandes ventriculaires sont accolées symétriquement par rapport à l'axe de vibration glottique de sorte que  $h_{bv} = 0$ . Le dispositif est configuré de sorte que  $L_{ventricule} = 66mm$ . Pendant toute la durée de la séquence, la pression d'alimentation  $P_0$  est inchangée et réglée de sorte que la maquette de cordes vocales oscille périodiquement en absence de constriction ventriculaire en aval. La figure 6.27 présente le spectrogramme du signal audio et les variations de  $f_0$  correspondantes pour deux manoeuvres : la première, notée **(a)**, correspond à l'augmentation continue de l'ouverture  $h_{bv}$  par décollement des bandes ventriculaires (fichier vidéo Video8.avi de l'annexe **A**) ; la seconde, notée **(b)**, correspond à la diminution de  $h_{bv}$  par accolement des bandes ventriculaires.

Le décollement des bandes ventriculaires s'accompagne de l'augmentation progressive de la fréquence fondamentale  $f_0$  jusqu'à une valeur seuil d'environ 175Hz. Ce comportement illustre la zone définie sur la figure 6.26. Le plafonnement de  $f_0$ , associé aux zones 2 et 3 de la figure 6.26, suggère que l'augmentation de  $h_{bv}$  n'a plus d'effet sur la fréquence de vibration glottique passé une valeur critique du rapport  $h_{bv}/\overline{h_{cv}^0}$ . Le passage de la zone 1 à la zone 2 s'opère moyennant un saut de fréquence, illustré sur la région grisée de la figure 6.27 **(a)**, et associé à une instabilité de la vibration glottique.

Au cours de l'accolement ventriculaire, la fréquence fondamentale  $f_0$  diminue puis se stabilise à sa valeur initiale de vibration mesurée au voisinage de  $h_{bv} \sim 0$  (les oscillations s'arrêtent pour  $h_{bv} = 0$ ). Sur cet exemple, le passage de la zone 2 à la zone 1 se caractérise par un régime de transition critique singulier, accompagnant une instabilité dans la vibration glottique, illustrée par la région grisée de la figure 6.27 (b).

Ces deux opérations montrent qu'une modification continue du paramètre de contrôle  $h_{bv}/\overline{h_{cv}^0}$  peut engendrer une bifurcation du régime modal de la vibration de la maquette de cordes vocales vers un régime critique instable.

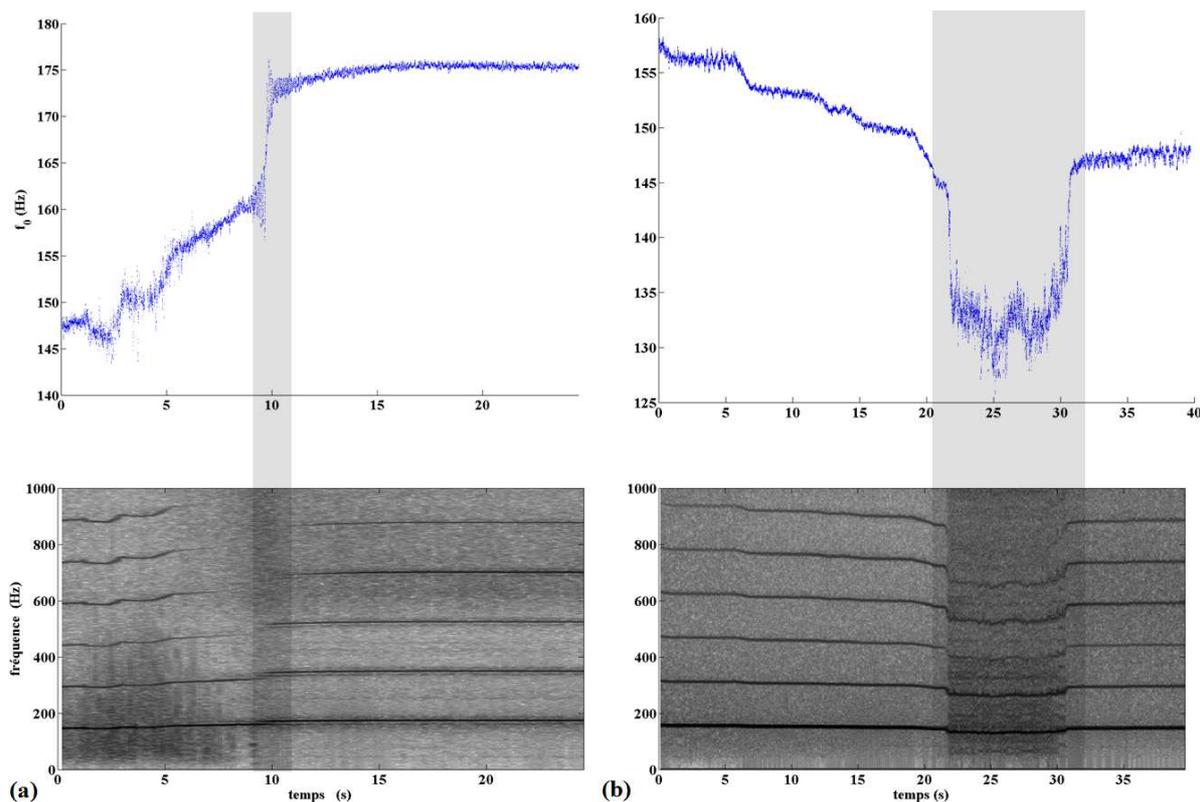


FIG. 6.27 – Spectrogrammes du signal audio et variations correspondantes de  $f_0$  pour deux protocoles *in-vitro* différents réalisés sur la maquette dynamique du larynx. La manoeuvre (a) (respectivement (b)) correspond à l'augmentation (respectivement diminution) continue de  $h_{bv}$  engendrée par le déplacement d'une des bandes ventriculaires du dispositif.  $L_{ventricule} = 66\text{mm}$ .

### Séquences n°2 et 3 : ajout de la maquette de bandes ventriculaires en aval de la maquette de cordes vocales en cours d'oscillation, pour deux ouvertures $h_{bv}$ différentes

Les deux autres séquences présentées figure 6.28 et figure 6.29 illustrent les variations acoustiques engendrées par l'ajout de la maquette de bandes ventriculaires en aval de la maquette déformable de cordes vocales en cours d'oscillation, pour  $h_{bv} = 2,2\text{mm}$  et  $h_{bv} = 0,4\text{mm}$  respectivement. Ces variations sont repérées sur le spectrogramme du signal audio et sur le graphe de la fréquence fondamentale  $f_0$  en fonction du temps. Sur les deux figures, l'instant d'ajonction de la maquette de bandes ventriculaires au dispositif expérimental se produit à l'initialisation de la zone (b). Pour ces deux enregistrements,  $P_0$  reste inchangé pendant l'expérience et  $L_{ventricule} = 36\text{mm}$ .

Pour la configuration telle que  $h_{bv} = 2,2\text{mm}$ , une très légère diminution de  $f_0$  accompagne l'ajout de

la constriction ventriculaire, inaudible (écart de 2Hz en moyenne), comme illustré sur la figure 6.28. La perturbation engendrée se manifeste sur le spectrogramme par un renforcement des harmoniques supérieures en zone (b) comparativement à la zone de référence notée (a). Notons en parallèle les variations de la pression aérodynamique  $P_2$  sur l'interface Labview, et le faible recouvrement de pression enregistré.

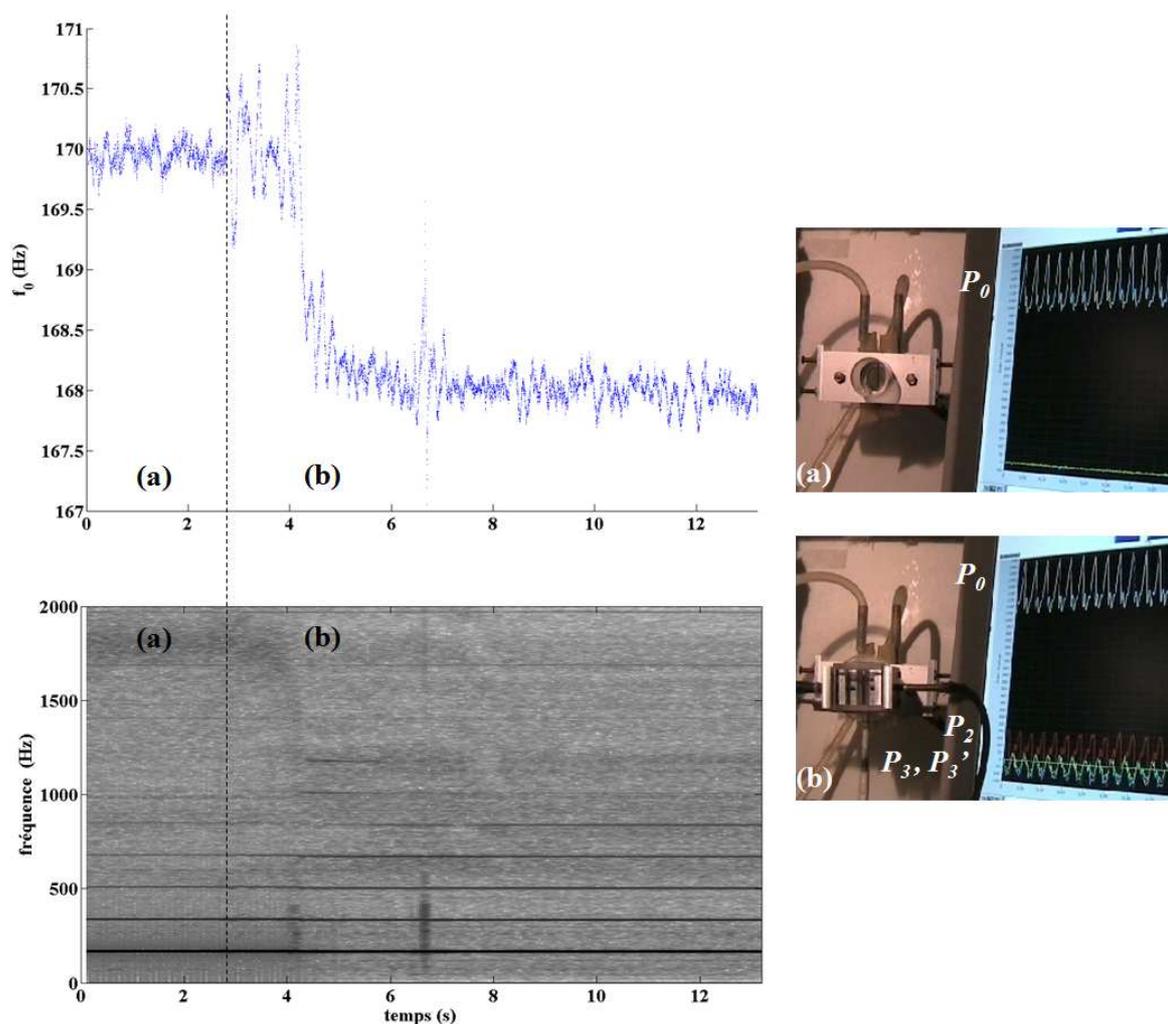


FIG. 6.28 – Spectrogramme du signal audio et variations correspondantes de  $f_0$  pour deux protocoles *in-vitro* différents réalisés sur la maquette dynamique du larynx. La manoeuvre (a) correspond aux oscillations de la maquette de cordes vocales, seule ; la manoeuvre (b) correspond aux oscillations de la maquette de cordes vocales, en présence de la maquette de bandes ventriculaires en aval ( $L_{\text{ventricule}} = 36\text{mm}$ ,  $h_{bv} = 2,2\text{mm}$ ), ajoutée à l'instant  $t = 2,7\text{s}$  (trait en pointillé). Les photos sur la droite représentent le dispositif expérimental associé à chaque manoeuvre et l'évolution des pressions  $P_0$ ,  $P_2$ ,  $P_3$ , et  $P'_3$  observée en temps réel sur l'interface graphique Labview.

Un mode opératoire identique avec  $h_{bv} = 0,4\text{mm}$  conduit à des observations différentes, comme illustré sur la figure 6.29. Le saut de fréquence  $f_0$  à l'ajout de la constriction est plus important que dans le cas précédent, avec un écart audible de 22Hz en moyenne par rapport à la configuration sans bande ventriculaire (zone (b)). Après la diminution et la stabilisation de la fréquence  $f_0$ , la maquette de cordes vocales vibre de façon périodique pendant environ 3s avant de bifurquer vers un régime de vibration chaotique (cf. § 1.2.4), illustré en zone (c). La méthode YIN détecte alors une périodicité instable dans le signal acoustique, autour des fréquences  $f_0$ ,  $f_0/2$  et  $f_0/3$ .

Ces trois séquences montrent qu'une configuration particulière des bandes ventriculaires relativement à l'ouverture glottique peut générer une instabilité dans la vibration de la maquette déformable de cordes vocales. En particulier, elle peut conduire la maquette de cordes vocales à bifurquer vers un régime de transition critique voire chaotique. Dans la continuité de cette analyse basée sur les signaux acoustiques, nous proposons sur la figure 6.30 une illustration de ce phénomène retrouvé sur les mesures de pression de l'écoulement pour de forts degrés de constriction ventriculaire ( $h_{bv} = 0,6\text{mm}$ ,  $L_{ventricule} = 46\text{mm}$ ), en réponse à une augmentation continue de la pression  $P_0$ . Le degré d'accolement des bandes ventriculaires a rendu impossible la mesure de l'amplitude de la vibration glottique par le dispositif optique. Néanmoins, la variation des signaux  $P_0$  et  $P_2$  dans le temps montre la transition d'oscillations périodiques et quasi-sinusoidales de la maquette de cordes vocales (à gauche), vers un schéma de vibration en triplement de période (à droite), passé une valeur critique de pression sous-glottique  $P_0$ . Cette modulation est transmise au col de la constriction ventriculaire, comme le montrent les variations de  $P_3$ .

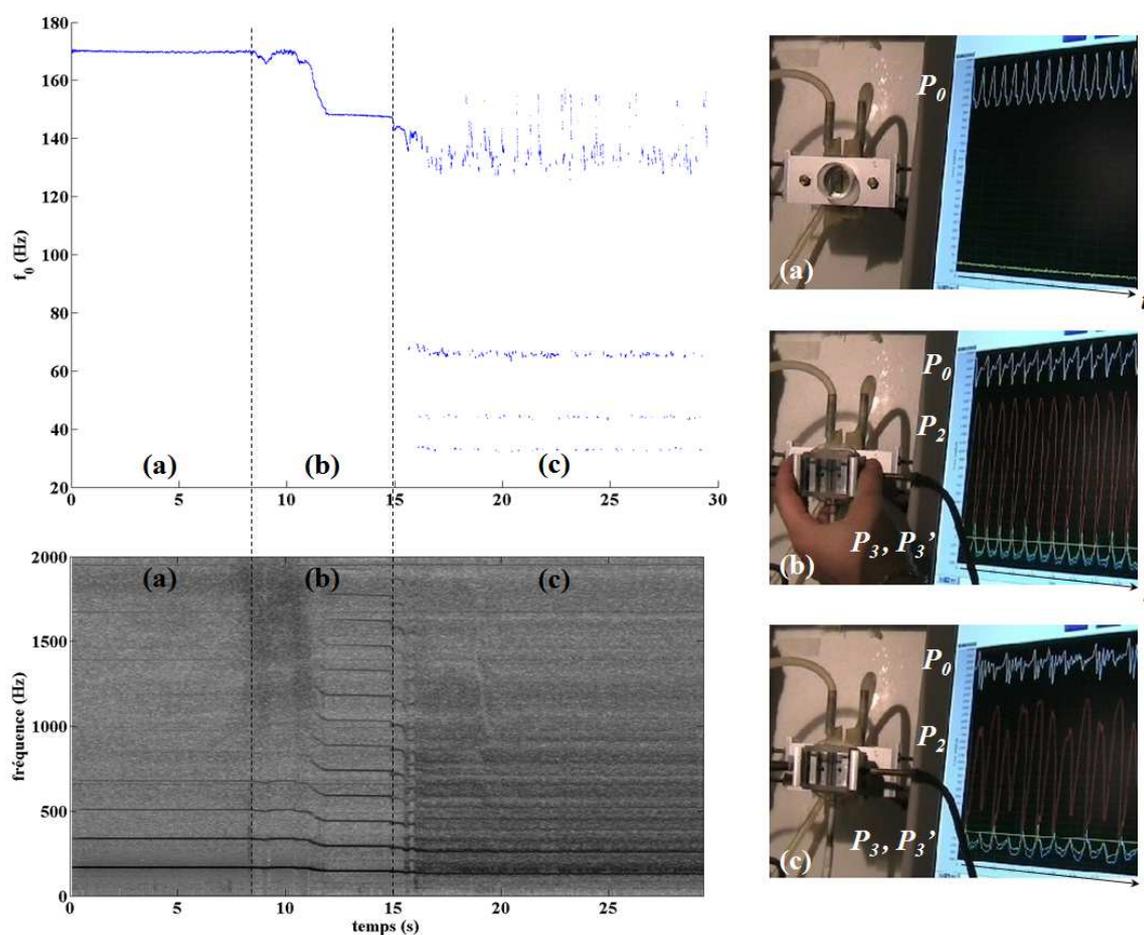


FIG. 6.29 – Idem que pour la figure 6.28 avec  $h_{bv} = 0,4\text{mm}$ . Les instants de sélection en trait pointillé correspondent à l'ajout de la maquette de bandes ventriculaires à  $t = 8,5\text{s}$  et à la transition naturelle vers un régime chaotique à  $t = 15\text{s}$ .

Ces observations *in-vitro* soutiennent l'hypothèse que certaines configurations ventriculaires puissent, sous des conditions de pression sous-glottique particulières, entraîner une instabilité de la vibration glottique, sous-harmonique voire chaotique. Les exemples présentés dans cette étude ne suffisent pas néanmoins pour s'accorder sur une valeur critique des paramètres de contrôle  $h_{bv}/h_{cv}^0$  et  $P_0$  à l'origine de ces bifurcations. Cependant, ils mettent en évidence la transmission aérodynamique de l'instabilité glottique au niveau du col ventriculaire, laissant présager la possibilité d'une vibration sous-harmonique retrouvée

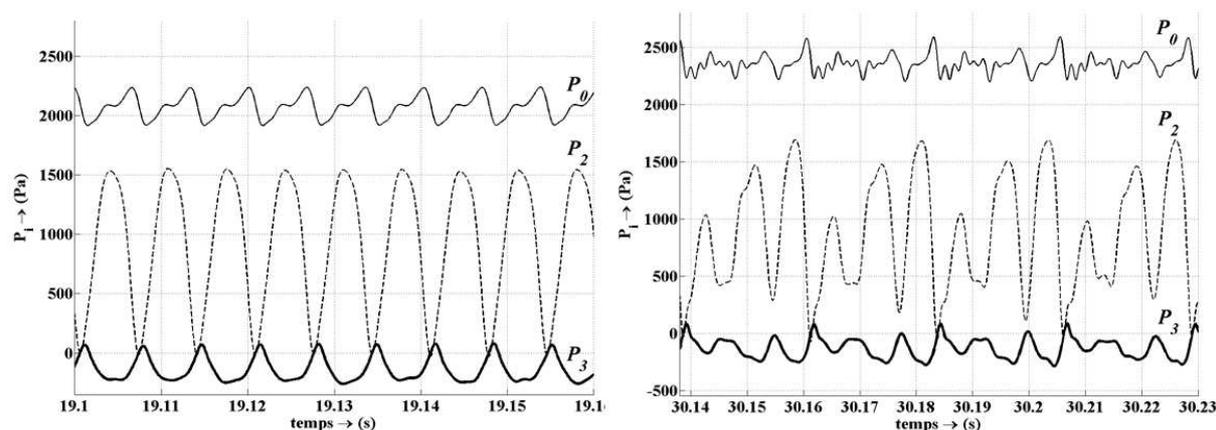


FIG. 6.30 – Pressions expérimentales  $P_2$  (ligne en pointillé),  $P_0$  (ligne solide fine),  $P_3$  (ligne solide épaisse) acquises sur la maquette du larynx dynamique, en fonction du temps et mesurées en deux instants différents de l'augmentation continue de  $P_0$ .  $L_{\text{ventricule}} = 46\text{mm}$ ,  $h_{bv} = 0,6\text{mm}$ .

au niveau des bandes. Cette possibilité est étudiée dans le chapitre suivant.

## 6.4 En résumé

Nous nous sommes intéressés dans ce chapitre aux productions vocales s'accompagnant dans le geste phonatoire d'un rapprochement et/ou d'un accolement partiel ou total des bandes ventriculaires, en l'absence de mouvement vibratoire.

Nous avons observé un rapprochement ventriculaire en situation d'effort vocal (voix criée, crescendo), pour des productions en mécanisme laryngé M0, et au cours de transitions entre mécanismes  $M1 \leftrightarrow M2$ ,  $M1 \leftrightarrow M0$  et glissandos. De manière plus épisodique, un contact des bandes ventriculaires a été observé à l'initialisation et/ou à l'accomplissement du geste phonatoire de différentes tâches (growl, M0, decrescendo, glissando, rire), sans corrélation nette avec la production acoustique, ainsi qu'en phonation M0 sur un sujet.

L'exploration *in-vivo* a montré qu'il existait des phonations telles que, à une position  $z$  fixée sur le plan glottique, l'ouverture ventriculaire est inférieure à l'ouverture entre les cordes vocales, tandis qu'elle l'excède d'un rapport variable entre 1 et 5 en phonation usuelle (chapitre 5). Elle a également conduit à la question de relations possibles entre l'intensité acoustique et la compression des bandes ventriculaires ; et entre le degré d'adduction ou d'accolement observé aux bandes ventriculaires et l'altération du comportement vibratoire aux cordes vocales.

Afin de vérifier les hypothèses soulevées par les observations *in-vivo*, nous avons mené en parallèle une étude physique de l'influence de la géométrie ventriculaire sur l'écoulement d'air translaryngé et sur la vibration des cordes vocales. Cette étude a montré des phénomènes différents selon les conditions d'écoulement (stationnaire ou instationnaire), la configuration géométrique et le comportement dynamique de la maquette de cordes vocales utilisée pour les mesures *in-vitro*. Voici les principales conclusions qui ressortent du travail théorique et de l'exploration *in-vitro* :

### – Impact d'une constriction ventriculaire sur la structure du jet glottique

En condition d'écoulement (quasi-)stationnaire (CV et BV rigides), l'expérience a montré une déviation du jet développé par effet Coanda dans la maquette du ventricule aux grandes valeurs de

$L_{ventricule}$  ( $L_{ventricule} \geq 51mm$ ). La formation du jet d'air en aval de la maquette de cordes vocales se caractérise par l'apparition de structures tourbillonnaires. Pour  $L_{ventricule} \geq 51mm$ , l'interaction du jet avec les parois induit une dissymétrie de l'écoulement moyen, stabilisée, de sorte que le jet peut finir par se rattacher à l'une des parois latérales de la maquette de ventricule. Dans d'autres cas, on observe un battement de la couche cisailée, qui laisse présager une instabilité du jet glottique en mode sinueux.

En condition d'écoulement instationnaire (CV oscillantes et BV rigides), les mesures PIV ont permis de tester deux configurations géométriques particulières, l'une « réaliste » (avec un rapport  $h_{bv}/h_{cv}$  oscillant autour de 3), et l'autre caractérisée par un fort degré de constriction ventriculaire (rapport  $h_{bv}/h_{cv} < 1$  en moyenne). Dans les deux cas, la constriction ventriculaire corrige la dissymétrie de l'écoulement. A  $x_i = 10mm$  de la source oscillante, le rapport  $(\delta_{\Phi}^- - \delta_{\Phi}^+)/\delta_{\Phi}$  varie entre 2,6 et 35% et reste inférieur à 20% sur 80% du cycle glottique en condition « réaliste ». Il varie entre 0 et 60% et n'excède pas 10% sur 80% du cycle glottique pour la configuration telle que  $h_{bv}/h_{cv} < 1$ . **La présence de la constriction tend à stopper l'oscillation de l'écoulement de part et d'autre de l'axe glottique en condition réaliste, et à redresser le jet vers l'axe médian dans les deux configurations, comparativement aux configurations de référence sans maquette de bandes ventriculaires.**

Pour les deux configurations étudiées sur la maquette dynamique du larynx, les résultats traduisent **une stabilité de l'écoulement non observée en absence de constriction en aval de la maquette de cordes vocales**. Cette stabilité est particulièrement importante dans la configuration « réaliste », pour laquelle le taux de turbulence moyen prend ses valeurs entre 23% et 46%, sur la largeur du jet à  $x_i = 10mm$  de la source, soit une diminution de 63% du taux de turbulence moyen minimal mesuré en condition de jet confiné, et une diminution de 69% de sa valeur maximale. Le taux de turbulence mesuré à cette position peut descendre jusqu'à 11%. Le taux minimal, mesuré sur la largeur du jet, reste inférieur à 20% sur toute la durée du cycle de vibration de la maquette de cordes vocales, à l'opposé des conditions de référence. Ces observations s'interprètent en faveur d'une **réduction de la dégradation de la structure du jet par dissipation d'énergie cinétique**, en présence d'une constriction ventriculaire placée en aval de la maquette de cordes vocales.

- **Impact d'une constriction ventriculaire sur la structure du jet ventriculaire**  
Sur les dispositifs statique et dynamique du larynx, nos mesures montrent une asymétrie de l'écoulement au col de la maquette de bandes ventriculaires, et la fluctuation de cette asymétrie dans le temps. Cette asymétrie de l'écoulement est maintenue en condition d'écoulement instationnaire, bien que l'établissement de l'effet Coanda soit alors retardé dans le temps.
- **Altération de l'admittance de l'écoulement translaryngé**  
L'impact de la constriction ventriculaire sur le débit d'air a été mesuré par PIV. L'admittance mesurée en présence de la constriction ventriculaire « réaliste » est supérieure à celle mesurée en jet confiné, d'un facteur variant entre 1,9 et 3,2 selon la phase (valeur moyenne 2,5). Dans la configuration caractérisée par un fort degré de constriction ventriculaire, l'admittance de l'écoulement est plus faible que celle mesurée en condition de jet confiné, sur 80% du cycle glottique. Le rapport de l'admittance mesurée en présence de la constriction ventriculaire par celle mesurée en jet confiné oscille entre 0,6 et 1,2 (valeur moyenne 0,8). **Ces mesures suggèrent que les bandes ventriculaires peuvent favoriser ou au contraire freiner la dynamique de l'écoulement transglottique selon la configuration géométrique.**
- **Impact d'une constriction ventriculaire sur la distribution de pression translaryngée**  
Nous avons quantifié l'incidence de la géométrie ventriculaire sur la chute de pression au niveau des cordes vocales,  $\Delta P_{cv} = P_0 - P_2$  de façon théorique et expérimentale, et avons mis en évidence différentes zones d'influence. En particulier, pour  $L_{ventricule} = 26mm$ , l'exploration *in-vitro* a montré

que  $\Delta P_{cv}$  décroît lorsque  $h_{bv}/h_{cv}$  diminue en-deçà de 3, et reste alors inférieure à  $P_0$ ; que  $\Delta P_{cv}$  décroît lorsque  $h_{bv}/h_{cv}$  diminue de 5 à 3, et devient supérieure à  $P_0$  ( $P_2$  est alors une fonction négative décroissante de  $h_{bv}/h_{cv}$ ); enfin qu'elle augmente à partir d'une valeur limite quasi-nulle pour  $h_{bv}/h_{cv}$  varié de 8 à 5. De telles altérations de la chute de pression transglottique induisent *a fortiori* des modifications dans le comportement vibratoire des cordes vocales.

L'**effet Bernoulli** a été observé et prédit sur la maquette de bandes ventriculaires. La chute de pression au niveau des bandes ventriculaires, qui peut être, en première approximation, estimée par  $P_2$ , peut atteindre une proportion considérable de la pression d'alimentation (*e.g.* 70% pour  $h_{bv}/h_{cv} = 0,5$ ). Aussi, alors que les bandes ventriculaires constituent par nature *a priori* de médiocres vibrateurs biomécaniques, cette étude n'exclut pas la **possibilité d'une auto-oscillation des bandes ventriculaires**. Elle ouvre ainsi le débat poursuivi dans le chapitre suivant, consacré à l'étude de la vibration ventriculaire.

#### – Impact d'une constriction ventriculaire sur la vibration glottique

Nous avons montré que dans une certaine gamme de valeurs de  $h_{bv}$ , **la présence des bandes ventriculaires peut favoriser les oscillations des cordes vocales. Au contraire, un degré de constriction très élevé des bandes ventriculaires, comparativement à l'ouverture glottique, tend à perturber voire supprimer la vibration des cordes vocales.** Ceci est dû à la présence d'un recouvrement de pression significatif qui s'établit au-delà du canal glottique et qui diminue de fait la chute de pression transglottique. **De telles configurations géométriques se manifestent quand l'ouverture des bandes ventriculaires est inférieure ou égale à l'ouverture glottique. Dans ce cas, une augmentation de la fréquence fondamentale avec  $h_{bv}/h_{cv}$  est observée.** Ces tendances ont été mises en évidence expérimentalement. Les simulations d'un modèle à deux masses combinée à la description théorique de l'influence des bandes ventriculaires sur l'écoulement d'air montrent que ces tendances sont principalement reliées à des effets aérodynamiques.

Nous avons également montré par la mesure *in-vitro* que certaines configurations ventriculaires placées sous des conditions de pression sous-glottique particulières peuvent entraîner une instabilité de la vibration glottique, sous-harmonique voire chaotique.



# Chapitre 7

## ... et en vibration

Dans le chapitre précédent, nous avons étudié sous différents points de vue l'influence d'un rapprochement des bandes ventriculaires sur la distribution de pression dans le larynx, la résistance de l'écoulement translaryngé, l'oscillation des cordes vocales et le son produit. Nous avons exploré par la mesure et l'approche théorique le recouvrement de pression induit dans une maquette du ventricule de Morgagni par la constriction ventriculaire. Nous avons également mis en évidence la perturbation, l'arrêt ou *a contrario* l'aide au démarrage et l'entretien des auto-oscillations glottiques selon la configuration géométrique, ainsi que les modifications engendrées sur la fréquence fondamentale du son laryngé. Dans une démarche analogue, nous nous intéressons dans ce chapitre à l'influence d'une vibration des bandes ventriculaires sur l'écoulement translaryngé et les vibrations glottiques.

Nous proposons dans un premier temps la description et l'analyse des phonations rencontrées au cours de l'étude *in-vivo*, exhibant une vibration des bandes ventriculaires. Quel type de vibrations observe-t-on ? Sont-elles périodiques ? Apériodiques ? En corrélation avec l'oscillation des cordes vocales ? Si oui, s'agit-il d'une corrélation en fréquence, en phase, en amplitude ?

Dans un second temps, nous détaillons plus spécifiquement parmi ces phonations l'étude du doublement de période (Fuks & al. <sup>[59]</sup>, 1998, Lortat-Jacob <sup>[120]</sup>, 1998, Bergé & al. <sup>[21]</sup>, 1998, Lindestad & al. <sup>[118]</sup>, 2001, Sakakibara & al. <sup>[167]</sup>, 2001, Sakakibara & al. <sup>[170]</sup>, 2004). Nous appliquerons alors le travail de modélisation théorique présenté au chapitre 3 à l'étude de l'influence d'une ouverture ventriculaire  $h_{bv}(t)$  oscillante sur la distribution de pression dans le larynx et le comportement glottique ; nous présenterons une analyse en lien avec les données expérimentales mesurées *in-vivo*, et proposerons *in fine* une meilleure compréhension de ce phénomène acoustique.

### 7.1 Occurrences dans le geste phonatoire humain d'une vibration ventriculaire

Les observations rapportées dans cette partie sont formulées à partir des enregistrements endoscopiques réalisés par cinématographie ultra-rapide à l'UKE sur six locuteurs dont un chanteur (C1, L1, L2, L3, L4, L5), et des enregistrements fibroscopiques à vitesse ultra-rapide et vitesse standard réalisés à l'HEGP sur le chanteur C2 (*cf.* tableaux 2.1 et 2.2). Nous avons pu constater une mise en vibration des bandes ventriculaires dans le geste phonatoire sur 54% des séquences enregistrées et détaillées dans l'annexe **A**. Pour 64% d'entre elles, la vibration s'accompagne d'un contact des bandes ventriculaires. Ce mouvement vibratoire, avec ou sans contact, est observé en réponse à différentes tâches :

- (*i*) en situation d'effort vocal (crescendo, voix criée), pour 85% des productions acquises dans cette tâche ;

- (ii) lors de l'émission de « grognements », pour 88% des acquisitions dans cette tâche ;
- (iii) lors de la production de chants de gorge, type *Kargyraa* ou voix de *Bassu*, pour 100% des acquisitions dans cette tâche ;
- (iv) lors de l'émission d'un son en mécanisme laryngé M0 (« voix de fry »), pour 10% des acquisitions dans cette tâche.

Ces gestes phonatoires ne sont a priori pas les seuls pour lesquels les bandes ventriculaires entrent en vibration, mais les seuls demandés aux sujets. Si la vibration des bandes ventriculaires a été observée de façon récurrente sur cinq sujets au cours des productions (i) et (ii), et sur les deux chanteurs ayant su mettre en oeuvre leurs techniques de chant pendant l'examen endoscopique de la production (iii), elle n'a été observée que sur un seul sujet en réponse à la tâche (iv). La plupart du temps, la phonation (ii) a été initiée par une séquence en phonation (i). Notez que la distinction entre les phonations (i) et (ii) basée sur les seules impressions auditives est parfois difficile à cerner.

Pour l'ensemble des enregistrements, il est intéressant de noter que les sujets ne ressentent pas l'implication de leurs bandes ventriculaires dans le geste phonatoire, et ce, indépendamment du fait que la vibration s'accompagne ou non d'un accolement ventriculaire. Le seul sujet ayant su proposer une émission vocale pour laquelle il était persuadé d'utiliser ses bandes ventriculaires (C1) a produit un grognement très guttural rappelant celui de Louis Armstrong, caractérisé sur la séquence cinématographique par une forte constriction épiglottique, empêchant l'observation des bandes ventriculaires.

Dans la suite, nous proposons de caractériser le comportement ventriculaire pour chacune de ces phonations, classifiées selon le type de vibration des bandes ventriculaires observé : vibration aperiodique ou vibration périodique.

### 7.1.1 Vibration ventriculaire aperiodique

La vibration aperiodique des bandes ventriculaires a été observée au cours de réalisations caractérisées par des instabilités vocales :

- pour 86% des productions répondant à la tâche de voix criée. Ce résultat a été observé indépendamment de la voyelle demandée ([e], [a], [ae], [∅], [ε]) et pour différentes hauteurs de sons. Perceptivement, les productions en situation d'effort vocal accompagnée d'une vibration ventriculaire aperiodique dans leur geste phonatoire se distinguent par leur timbre spécifique, granuleux, rauque, à la limite du « grognement ».
- pour la majorité des productions de grognements.

Ces productions sont initiées par un rapprochement notable des bandes ventriculaires, conduisant à leur mise en vibration, le plus souvent avec contact. Cette vibration ventriculaire aperiodique se caractérise par un mouvement irrégulier dans l'amplitude de l'oscillation. Si la vibration s'effectue avec un accolement des bandes ventriculaires, cette irrégularité peut également se manifester dans l'occurrence du contact, la durée de ce contact, et dans la longueur des bandes ventriculaires mise en contact.

Dans certains cas, d'autres structures supra-glottiques ont également pu être animées d'un mouvement vibratoire (replis ary-épiglottiques, ensemble de la muqueuse laryngée). L'ensemble de ces productions est caractérisé par une constriction marquée du larynx, conformément aux observations de Sakakibara & al. [165], 2004.

## Voix criée

Nous proposons ici une illustration du geste phonatoire typiquement observé en voix criée.

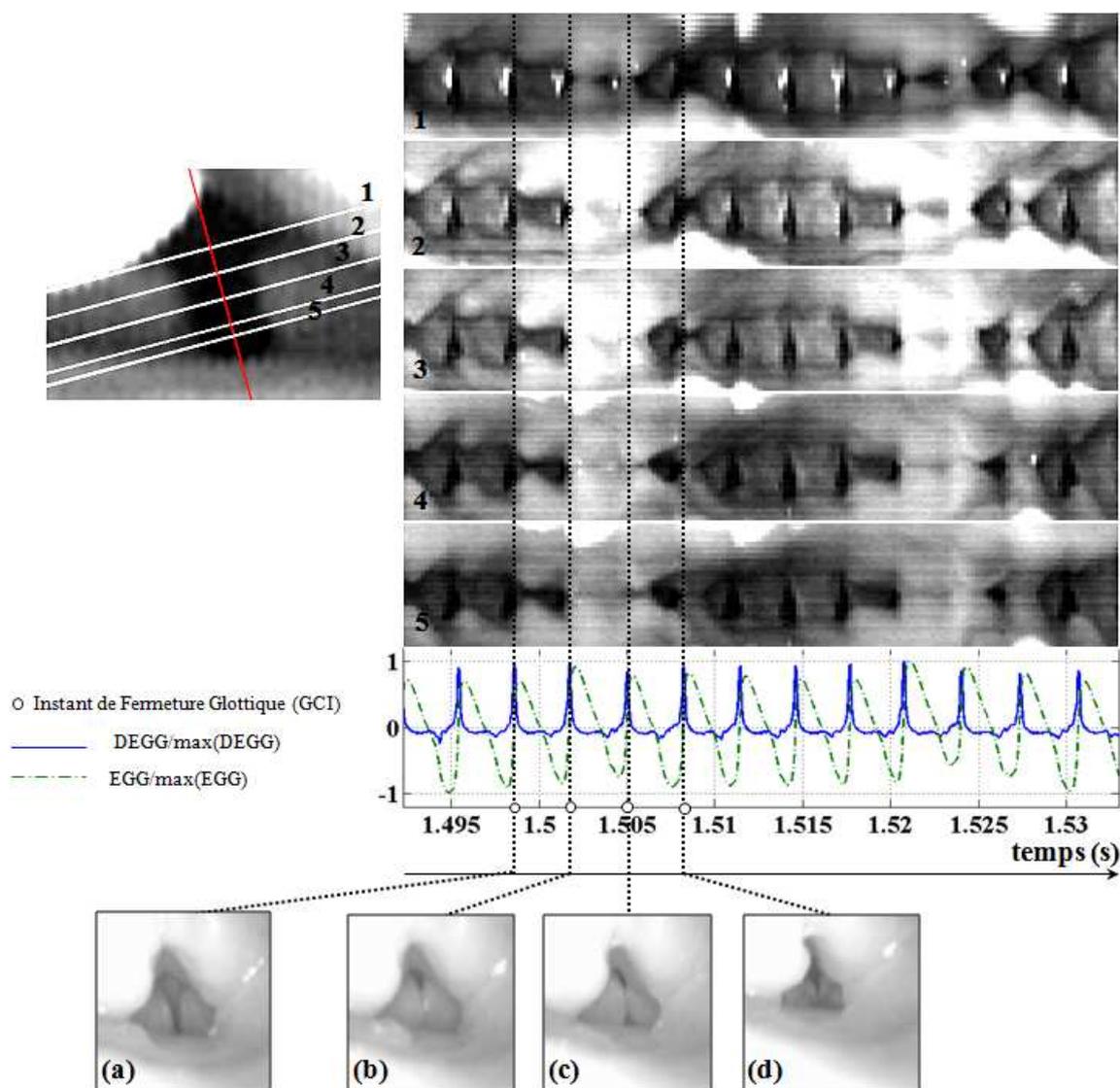


FIG. 7.1 – Cinq vues kymographiques (droite) et positions correspondantes tracées sur une image laryngée obtenue par cinématographie ultra-rapide (gauche), représentées en synchronisation avec les signaux EGG et DEGG normalisés. Cette séquence correspond à 40,7ms d'une voix criée, produite avec une fréquence fondamentale de vibration des cordes vocales  $f_0$  de 311Hz (ré $\sharp 3$ ) (Sujet L5, extrait de l'exemple sonore Audio11.wav). La configuration laryngée repérée en quatre instants distincts ((a), (b), (c), (d)) est représentée sur les clichés cinématographiques.

Les figures 7.1, 7.2 et 7.3 présentent les analyses kymographiques de plusieurs lignes distribuées sur toute la longueur des bandes ventriculaires, caractéristiques de cette production. Chaque kymogramme présente en arrière-plan la vibration des cordes vocales à laquelle se juxtapose au premier plan le mouvement des bandes ventriculaires. Ainsi, la figure 7.1 (resp. 7.2) montre environ douze (resp. neuf) cycles glottiques périodiques, en arrière-plan de deux (resp. trois) cycles d'oscillation ventriculaire consécutifs, différents.

Les cycles de vibration ventriculaire se caractérisent par un accolement des bandes ventriculaires, réparti sur l'intégralité de leur longueur, comme illustré sur les kymogrammes n° 1 à 5 des figures 7.1 et 7.2. Typiquement, deux cycles successifs sont irréguliers en amplitude de vibration. Sur la figure 7.1, les kymogrammes n° 2 et 3 mettent en évidence un contact des bandes ventriculaires apparent en fin du second cycle, inexistant au cours du premier cycle. La durée du contact ventriculaire fluctue d'un cycle à l'autre de façon aléatoire, comme illustré sur le kymogramme n° 4 de la figure 7.2 par exemple.

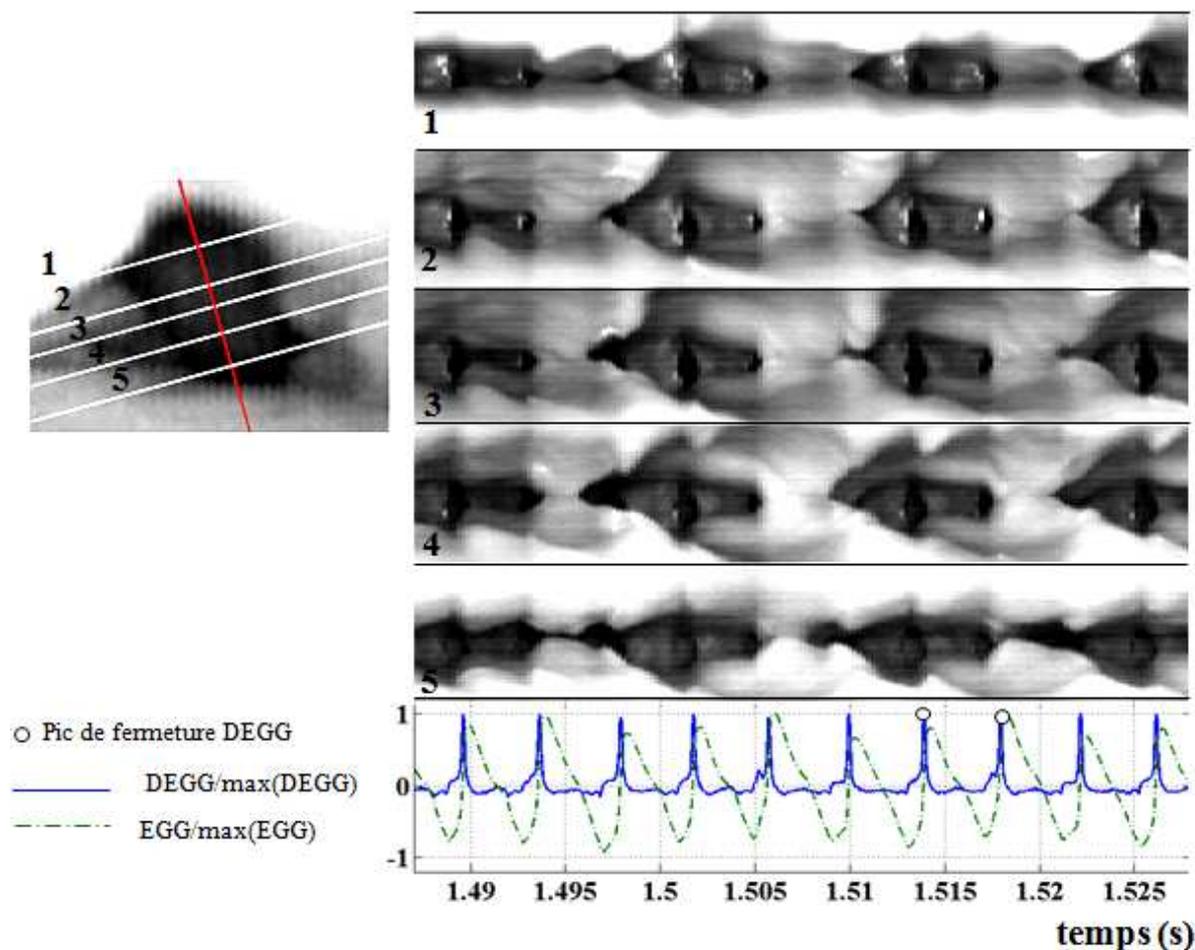


FIG. 7.2 – Cinq vues kymographiques et positions correspondantes tracées sur une image laryngée obtenue par cinématographie ultra-rapide, représentées en synchronisation avec les signaux EGG et DEGG normalisés. Cette séquence correspond à 41ms d'une production en effort vocal, avec une fréquence fondamentale de vibration des cordes vocales  $f_0$  de 247Hz (si2) en moyenne sur la séquence (Sujet L5, extrait de l'exemple sonore Audio12.wav).

Malgré l'accolement ventriculaire, la période du signal DEGG acquis en voix criée correspond à la période de la vibration glottique, de la même façon qu'en parole usuelle. En effet, la variation périodique des signaux EGG et DEGG est enregistrée pendant les phases de contact mais également pendant les phases de décollement des bandes ventriculaires, comme illustré sur les figures 7.1, 7.2 et 7.3. En particulier, une modification de contact est mesurée sur le signaux EGG et DEGG, entre les instants (b) et (c) de la figure 7.1 par exemple, sans qu'il n'y ait de modification simultanée de contact observée au niveau des bandes ventriculaires.

L'accolement des bandes ventriculaires s'accompagne d'une augmentation de l'aire de contact mesurée

sur le signal EGG (*cf.* figures 7.1 et 7.2). Une diminution de l'amplitude des pics GCI du signal DEGG peut également être observée en présence synchrone d'un contact ventriculaire. Cette diminution peut être plus ou moins importante, comme le montrent les figures 7.1 et 7.2 en confrontation avec la figure 7.3. Cette dernière illustre une fin de phonation d'effort vocal, caractérisée par une durée du contact ventriculaire allongée. Ces observations plaident en faveur d'une diminution de la vitesse du contact glottique en présence d'un accolement notable des bandes ventriculaires.

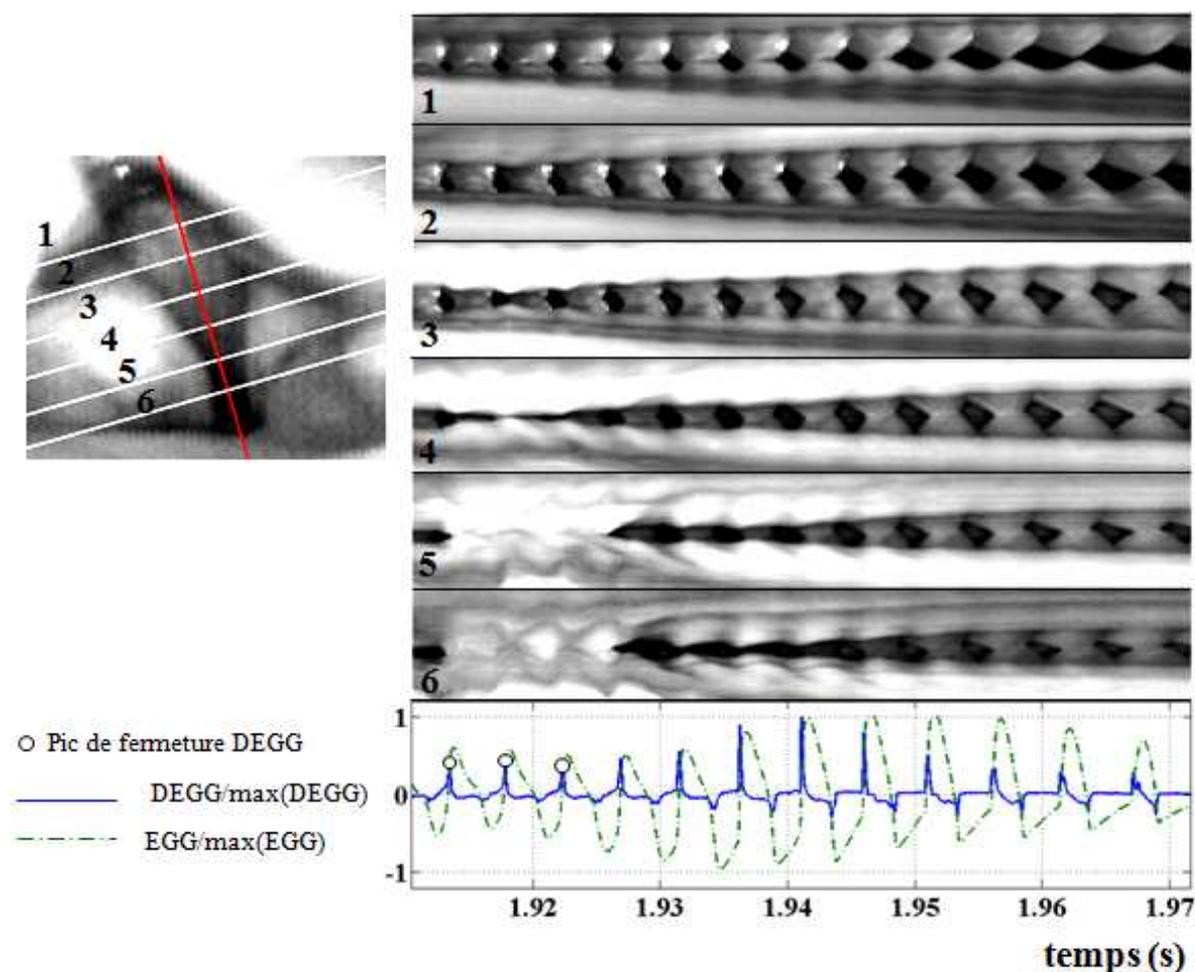


FIG. 7.3 – Six vues kymographiques et positions correspondantes tracées sur une image laryngée obtenue par cinématographie ultra-rapide, représentées en synchronisation avec les signaux EGG et DEGG normalisés. Cette séquence correspond à 61.2ms de la même phonation que sur la figure 7.2, en fin d'émission. A la fin de cette séquence, la configuration laryngée reprend progressivement la position de phase respiratoire. Cet extrait est analysé sur six vues kymographiques. La fréquence fondamentale de vibration des cordes vocales  $f_0$  chute de 242Hz (si2) à 198Hz (sol2) pendant la séquence ( $f_0 = 218\text{Hz}$  en moyenne).

### Grognement

Nous nous intéressons ici aux caractéristiques acoustiques et aux corrélats physiologiques du grognement. Nous illustrons nos propos par l'analyse de deux transitions de la phonation usuelle vers la phonation de grognement, représentées sur les figures 7.4 et 7.5.

Le spectrogramme du signal acoustique enregistré en phonation de grognement montre une fréquence fondamentale apparente, et la présence de bruit entre les harmoniques (*cf.* figures 7.4 et 7.5). La dispersion des fréquences sur le spectre témoigne des irrégularités vocales associées à cette phonation et est reliée à l'impression auditive de voix éraillée (Titze & al. [199], 1993, Herzel [80], 1993, Herzel & al. [81], 1995, Wilden [215], 1998).

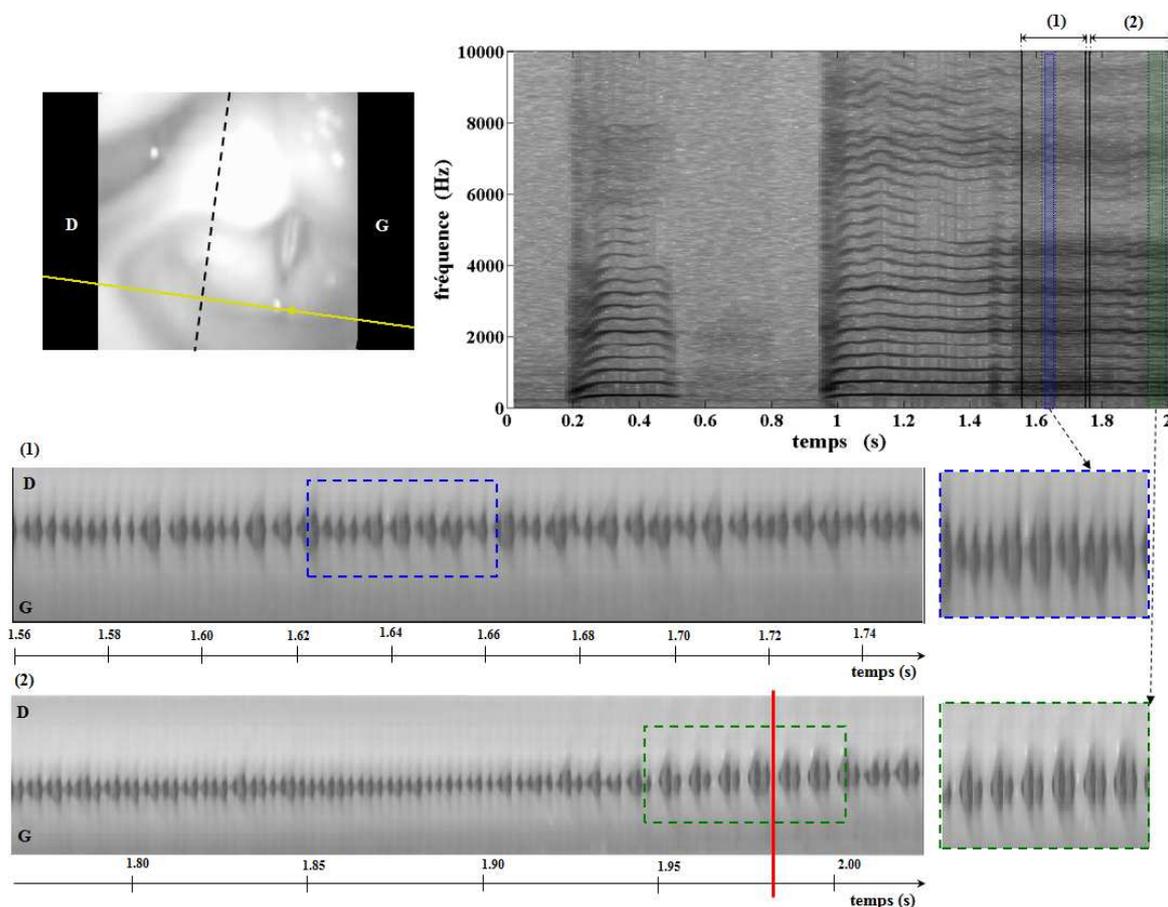


FIG. 7.4 – (haut, droite) Spectrogramme d’une transition de voix usuelle vers une phonation de grognement, et analyse kymographique de la ligne représentée en trait plein sur l’image laryngée (haut, gauche). L’analyse kymographique est effectuée sur deux plages temporelles du grognement, notées (1) et (2) sur le spectrogramme et les kymogrammes associés (fréquence fondamentale de vibration des cordes vocales  $f_0 = 361\text{Hz}$  ( $fa\sharp_4$ ) en moyenne sur les séquences (1) et (2)). L’instant repéré par un trait vertical sur le kymogramme (2) correspond à l’instant de prise de vue de l’image laryngée. **D** : droite, **G** : gauche. (Sujet L1, extrait de l’exemple sonore Audio10.wav).

Une vibration des bandes ventriculaires interfère dans le geste phonatoire du grognement, et se juxtapose à la vibration glottique. La vibration des bandes ventriculaires se produit de façon irrégulière en amplitude et en durée de cycle, avec ou sans contact selon le cycle considéré. Cette observation est illustrée sur les kymogrammes associés aux plages (1) et (2) de la figure 7.4. Ce résultat concorde avec les études antérieures relatives à la production des effets vocaux travaillés dans la musique pop et dans le rock (Titze [200], 1994, Zangger Borch & al. [219], 2004). Il s’accorde également avec les travaux de Lindestad & al. [116], 2004, qui observent un renforcement de la rugosité de la voix quand la vibration des bandes ventriculaires vient se juxtaposer à la vibration glottique avec de larges amplitudes et de façon irrégulière dans le temps. Sakakibara & al. [165], 2004 ont observé pendant la réalisation du « growl » une

forte compression antéro-postérieure de la région ary-épiglottique, une vibration périodique ou apériodique des replis ary-épiglottiques, et un contact entre le rabat de l'épiglotte et les cartilages aryténoïdes. Ces corrélats physiologiques ont été observés dans un cas de notre étude, la phonation proposée par le chanteur C1 en imitation de la voix de Louis Armstrong. Nos résultats montrent que pour les autres types de grognements, tels que celui illustré sur les figures 7.4 et 7.5, représentatifs de la majorité des séquences enregistrées en réponse à la tâche (ii), le geste phonatoire est constitué de la co-vibration des cordes vocales et des bandes ventriculaires.

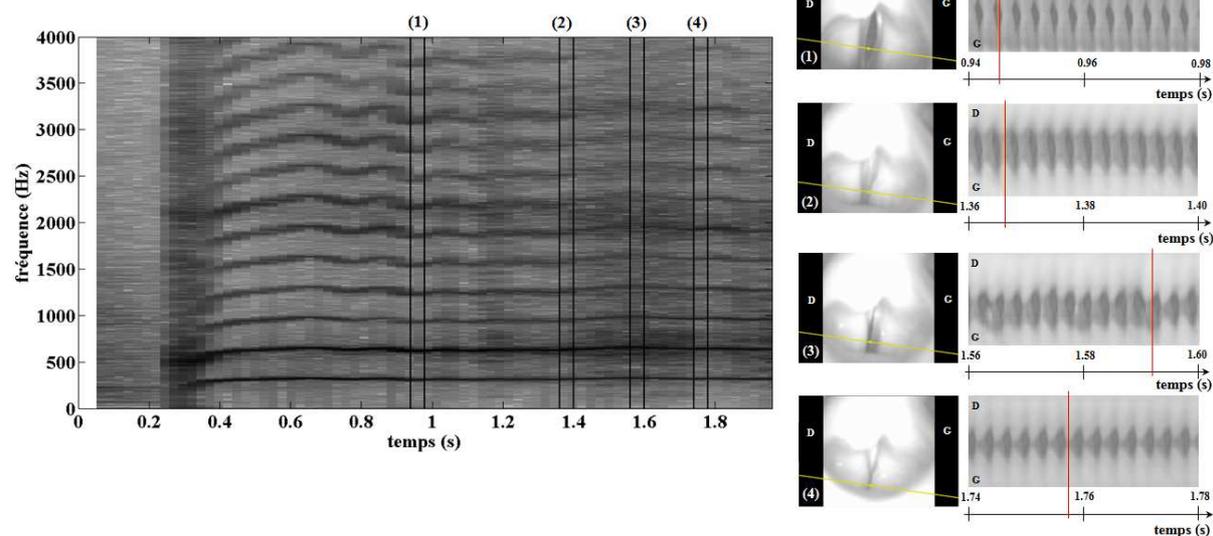


FIG. 7.5 – (gauche) Spectrogramme d'une transition de voix usuelle vers une phonation de grognement. Une analyse kymographique de la ligne représentée sur les images laryngées est réalisée en quatre phases de la transition ((1), (2), (3), (4)). La plage n°(1) correspond à une séquence choisie dans la transition vers le grognement, tandis que les plages n°(2) à (4) coïncident avec l'émission du grognement. L'instant vertical dessiné sur chaque kymogramme (droite) correspond à l'instant de prise de vue de l'image laryngée associée.  $f_0$  varie de 246Hz (si2) à 331Hz (mi3) (317Hz en moyenne sur la séquence). **D** : droite, **G** : gauche. (Sujet L1, extrait de l'exemple sonore Audio9.wav).

Le comportement des bandes ventriculaires évolue de deux manières distinctes selon les réalisations :

- par l'enchaînement de cycles de vibration apériodique, dont les durées et les amplitudes fluctuent de façon aléatoire, avec ou sans accolement ventriculaire, suivant les caractéristiques d'un régime d'oscillation chaotique. Ce mode de vibration est comparable à celui observé en réponse à la voix crüe mentionné ci-dessus. Une illustration de cette évolution est donnée sur le kymogramme (1) de la figure 7.4.
- par l'enchaînement de cycles d'oscillation apériodique et de cycles d'oscillation périodique, tel qu'illustré sur le kymogramme (2) de la figure 7.4 (cf. zoom sur les cycles de vibration périodique).

Dans cet exemple spécifique, la vibration des bandes ventriculaires s'effectue symétriquement et avec un contact tous les trois cycles glottiques, à l'image de la co-vibration des bandes ventriculaires et des cordes vocales dans un rapport 3 :1 décrite par Fuks & al. [59], 1998 en voix de gorge. Sur la séquence présentée, l'accolement des bandes ventriculaires précède celui des cordes vocales. Le contact s'effectue sur les deux-tiers antérieurs. Une seule vibration est observée entre chaque contact ventriculaire, de faible amplitude et en synchronisation avec la fermeture glottique. Ce geste vocal est proche du « mode vocal-ventriculaire » (VVM) observé en production de *Karyygra* par Fuks & al. [59], 1998, Lindestad & al. [118], 2001 et Sakakibara & al. [167], 2001.

Un autre exemple est donné sur la figure 7.5. Les plages n°(1) à (4), sélectionnées en différentes phases de la transition de la phonation usuelle vers le grognement, montrent un rapprochement mutuel des bandes ventriculaires, mis en évidence sur les clichés cinématographiques, et une mise en vibration sans contact, en aval de la vibration glottique. La vibration ventriculaire type observée pendant la séquence du grognement est illustrée sur la plage n°(3), caractérisée par une irrégularité dans l'amplitude de l'oscillation. Néanmoins, les plages n°(2) et (3) montrent que ces mouvements apériodiques sont susceptibles de bifurquer vers un régime d'oscillation périodique, de même période et même phase que les vibrations glottiques en l'occurrence. Ce régime n'est pas stabilisé néanmoins au cours de la réalisation acoustique.

En résumé, une vibration des bandes ventriculaires a été mise en évidence en phonation criée et dans certaines types de grognements. Le plus souvent, cette vibration est apériodique et porte les traits d'un comportement chaotique. Cette étude soutient l'hypothèse selon laquelle la vibration apériodique des bandes ventriculaires contribue à une qualité de voix rugueuse, malgré des oscillations glottiques périodiques. Elle rejoint à ce titre les résultats de Lindestad & al. <sup>[116]</sup>, 2004. Il peut arriver néanmoins d'observer au sein de tels enregistrements une plage isolée où les oscillations ventriculaires transitent vers un régime périodique, à une fréquence plus basse que celle des cordes vocales. D'autres phonations de la base de données mettent en scène une vibration périodique des bandes ventriculaires, stabilisée sur toute la durée de la réalisation acoustique. Leur description fait l'objet de la section suivante.

### 7.1.2 Vibration ventriculaire périodique

Sur l'ensemble de la base de données constituée, une vibration périodique des bandes ventriculaires a pu être observée en réponse aux tâches suivantes :

- pour certaines productions en situation d'effort vocal (phonation (*i*));
- pour l'émission de chants de gorge type *Kargyraa* ou voix de *Bassu* (phonation (*iii*));
- pour l'émission d'un son en mécanisme laryngé M0 (phonation (*iv*)). Cette dernière observation n'a été relevée sur les enregistrements que d'un seul locuteur.

Nous différencions dans la suite les types de vibrations ventriculaires selon leur période, relativement à celle des oscillations glottiques.

#### Vibrations ventriculaire et glottique à la même période fondamentale

##### Crescendo

Plusieurs enregistrements en situation d'effort vocal montrent que les bandes ventriculaires sont susceptibles pour cette réalisation de s'animer d'un mouvement oscillatoire périodique, à la même période que la vibration glottique. C'est le cas des phonations obtenues en réalisation de crescendo, souvent retrouvées pour initier les tâches de voix criée et de grognement, comme l'illustre le kymogramme de la figure 7.6.

En réalisation de crescendo, la vibration périodique des bandes ventriculaires peut s'effectuer avec ou sans contact. L'ouverture ventriculaire précède l'ouverture glottique sur la durée de la séquence à la position du larynx sélectionnée. L'ouverture glottique se produit pendant la phase ouverte du cycle de la vibration ventriculaire. Dans l'exemple du crescendo accompagnant la transition d'une phonation usuelle vers une phonation de grognement proposé sur la figure 7.6, la vibration ventriculaire s'effectue sans contact au début de la séquence (1); l'amplitude de la vibration ventriculaire est faible relativement à celle des oscillations glottiques. Les bandes ventriculaires se rapprochent graduellement l'une de l'autre puis la vibration se produit jusqu'à l'accolement, et devient régulière en durée et en amplitude à la fin de

la transition.

La vibration des bandes ventriculaires pendant le crescendo n'est pas associée à une irrégularité vocale perceptible, contrairement aux cas du cri et du grognement étudiés dans la section précédente. Dans l'exemple de la figure 7.6, le spectrogramme du son laryngé enregistré pendant la séquence (1) affiche une unique fréquence fondamentale apparente, et la série des harmoniques correspondante. Ainsi, la vibration périodique des bandes ventriculaires accompagne la réalisation d'une voix stable et non éraillée. Passé cette séquence de crescendo, pendant la phonation de grognement, le timbre devient rugueux. Cette étude conforte l'analyse du grognement sur la figure 7.5 : les séquences de vibration ventriculaire périodique sont associées sur le spectrogramme de la réalisation acoustique, aux plages les moins bruitées (*cf.* séquences n°(2) et (4)). Les corrélats physiologiques associés aux plages les plus bruitées du spectrogramme sont au contraire caractérisés par un schéma de vibration ventriculaire aperiodique et irrégulier en amplitude (*cf.* séquence n°(3)).

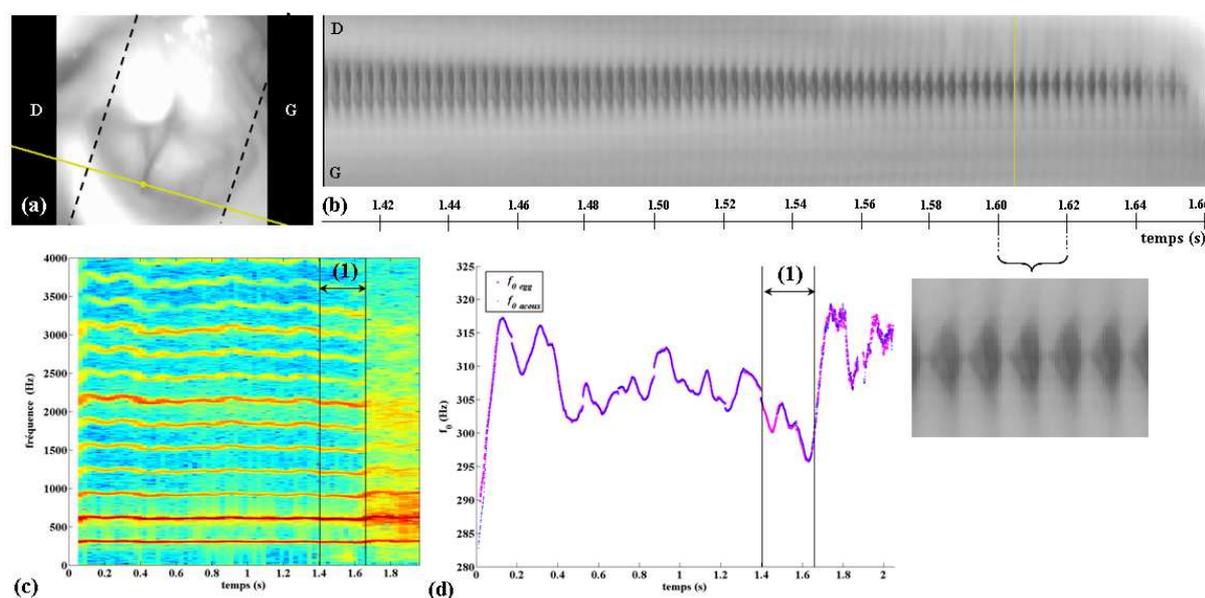


FIG. 7.6 – Image laryngée (a) et analyse kymographique (b) de la ligne sélectionnée sur l'image d'une séquence de crescendo précédant une phonation de grognement. Cette séquence de 256ms environ, notée (1), est extraite d'une transition de phonation usuelle vers un grognement.  $f_0 = 301\text{Hz}$  (ré3) en moyenne sur la séquence (1). (c) Spectrogramme du signal acoustique associé à l'intégralité de la transition. (d) Evolution temporelle de la fréquence fondamentale du signal acoustique ( $f_{0\text{acous}}$ ), et de la vibration glottique mesurée à partir du signal EGG ( $f_{0\text{egg}}$ ), pendant la transition. Sujet L1, extrait de l'exemple sonore Audio8.wav. **D** : droite, **G** : gauche.

Ces travaux confirment les études de Lindestad & al. <sup>[117]</sup>, 1998 et de Lindestad & al. <sup>[116]</sup>, 2004, qui observent que la vibration des bandes ventriculaires peut se produire dans le geste phonatoire sans nécessairement altérer la qualité de la voix ni interférer dans la production du son. En particulier, une co-vibration des bandes ventriculaires et des cordes vocales ne conduit pas systématiquement à un timbre rauque ou voilé. D'après leurs travaux, l'amplitude et la fréquence de la vibration ventriculaire relativement aux vibrations glottiques sont déterminantes dans le rendu perceptif de la réalisation vocale. Ils suggèrent que les vibrations ventriculaires doivent avoir une amplitude et une durée d'adduction suffisantes pour pouvoir interférer avec l'onde de débit glottique. Des vibrations désynchronisées avec les oscillations glottiques semblent nécessaires pour ajouter de la rugosité au son et produire une phonation « co-ventriculaire » (Lindestad & al. <sup>[116]</sup>, 2004) telle qu'elle est observée chez les patients souffrant de laryngite chronique ou d'autres pathologies vocales.

Nous avons vu que la vibration des bandes ventriculaires à la même période fondamentale que les

oscillations glottiques ne perturbe pas le contenu temporel et spectral du signal acoustique et n'engendre donc pas de modification notable du timbre vocal. Nous proposons ici d'observer les modifications induites sur le comportement glottique. Pour ce faire, nous considérons les variations des signaux EGG et DEGG acquis pendant la phase de crescendo, en correspondance avec les vibrations laryngées. Nous illustrons cette analyse par l'étude d'un cas représentatif de l'ensemble des enregistrements de crescendo, disponible en écoute sur le fichier Audio13.wav. Seule l'augmentation graduelle de l'intensité acoustique est perçue au cours de cette séquence ; aucune impression auditive de grognement ne se juxtapose au crescendo dans ce cas.

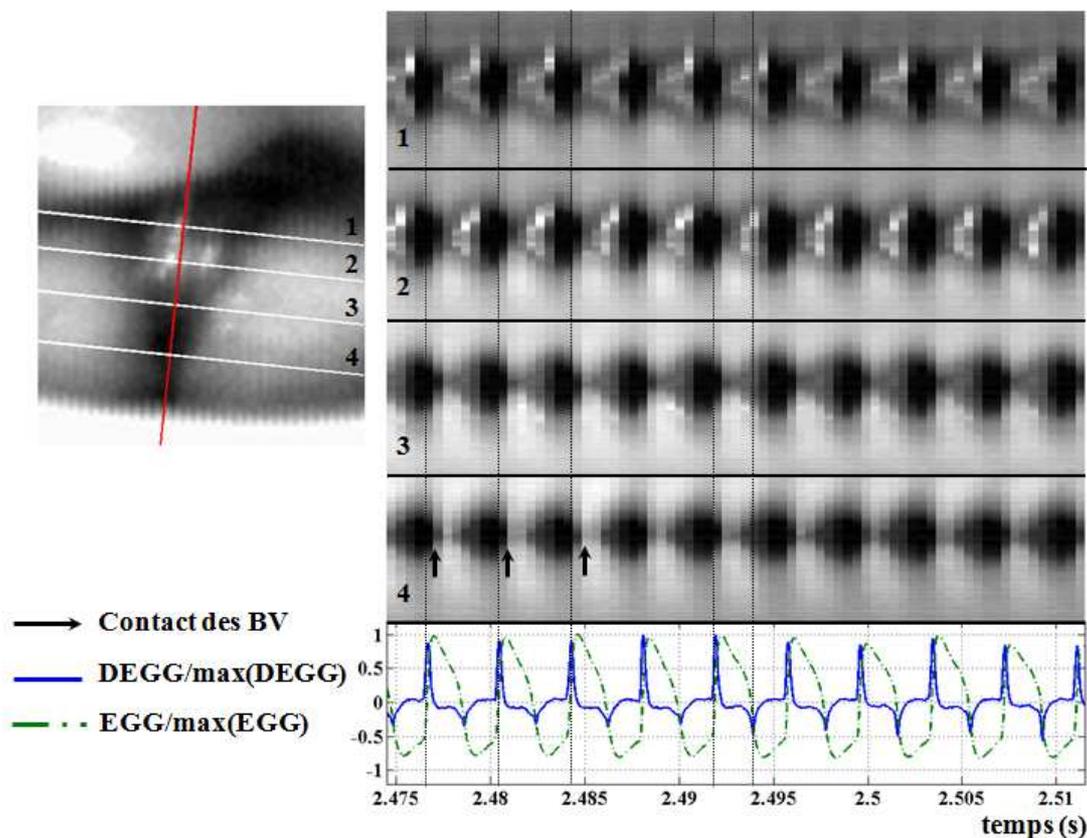


FIG. 7.7 – Quatre vues kymographiques et positions correspondantes sélectionnées sur l'image laryngée, représentées en synchronisation avec les signaux EGG et DEGG normalisés. Cette séquence correspond à 37ms d'une phonation d'effort vocal (crescendo), caractérisée par une vibration ventriculaire à la même période fondamentale que la vibration glottique, en déphasage.  $f_0 = 263\text{Hz}$  (do3). Sujet L1, extrait de l'exemple sonore Audio13.wav.

Les signaux EGG et DEGG préservent une périodicité stable, à la fréquence de la vibration glottique, malgré la vibration déphasée et avec contact des bandes ventriculaires. Dans l'exemple choisi, la figure 7.7 montre l'accolement des bandes ventriculaires au niveau du tiers antérieur, suivant la ligne kymographique n°4. Ce contact est périodique, d'amplitude faible et de courte durée, relativement aux amplitude et durée de contact de la vibration glottique. La figure 7.8 montre sur les images cinématographiques le déphasage entre la vibration ventriculaire et la vibration glottique au cours d'un cycle d'oscillation des cordes vocales. L'accolement des bandes ventriculaires suit l'apparition des pics GCI et n'engendre aucune modification notable *a priori* des variations du signal DEGG (cf. figures 7.7 et 7.8). Ces résultats concordent avec les observations de Lindestad & al. [117], 1998 et de Lindestad & al. [116], 2004 mentionnées plus haut.

Afin de vérifier ce résultat, nous proposons d'approfondir l'étude quantitative des fluctuations de

contact mesurées pendant le crescendo. D'après les images laryngées de l'exemple sélectionné, la vibration sans contact des bandes ventriculaires est établie de façon stable et avec une amplitude non négligeable depuis l'instant  $t \sim 1,50s$  jusqu'à  $t \sim 2,35s$ . La vibration s'accompagne d'un accolement ventriculaire entre  $t \sim 2,35s$  et  $t \sim 2,55s$ . Après  $t \sim 2,55s$ , l'épiglotte se rabat et cache le tiers antérieur des plans glottique et ventriculaire, où s'effectue l'accolement des bandes ventriculaires. Néanmoins, les vibrations de la partie postérieure discernables jusqu'à  $t \sim 3,00s$ , avant que l'épiglotte ne se rabatte davantage, laissent supposer que la co-vibration ventriculaire reste établie jusqu'à la fin du crescendo.

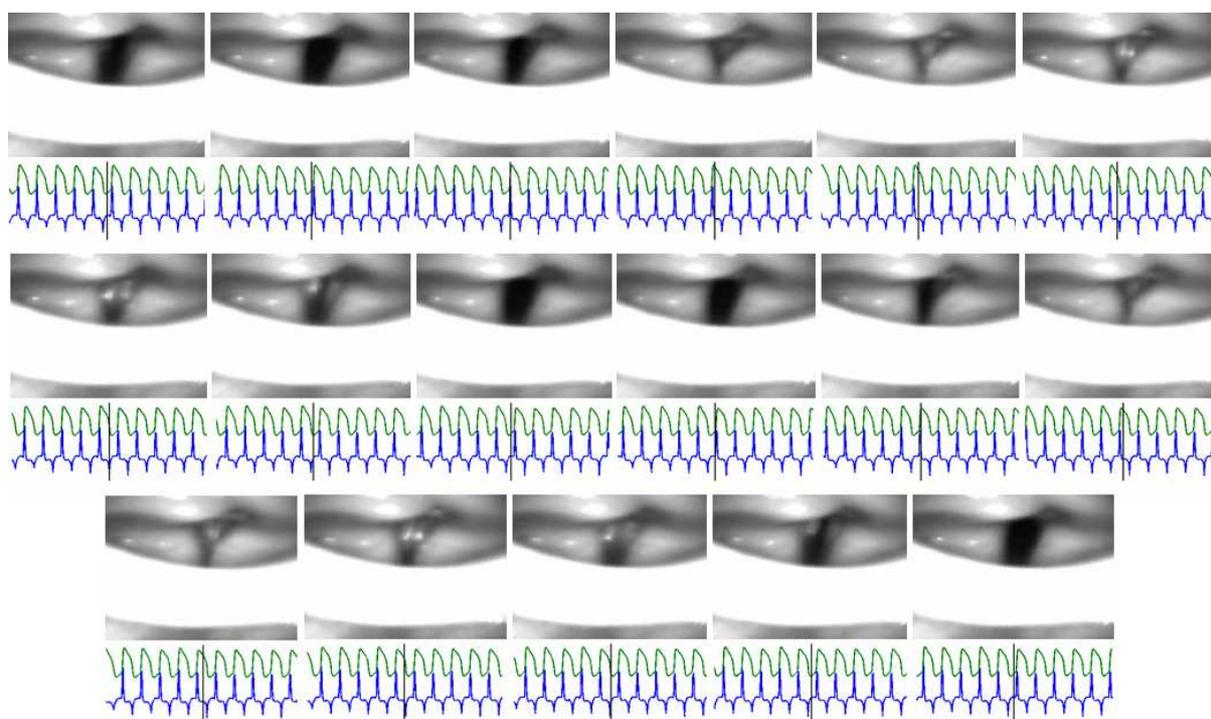


FIG. 7.8 – Visualisation de la vibration des bandes ventriculaires en phase avec la vibration des cordes vocales par cinématographie ultra-rapide (2000 im/sec) et électroglottographie simultanées sur deux cycles glottiques (Sujet L1 en phonation type (i),  $f_0 = 264Hz$  (do3)). Extrait de l'exemple sonore Audio13.wav

Comme observé en phonation usuelle (cf. figure 5.7), le signal EGG n'enregistre aucune altération importante de l'amplitude de contact entre deux pics consécutifs, et donc aucune altération notable de la vitesse du contact glottique d'un cycle à l'autre lors du contact ventriculaire observé en crescendo. Ce résultat est illustré sur la figure 7.9. Cette dernière représente l'amplitude des pics positifs du signal DEGG en fonction du temps, suivant leur numérotation paire ou impaire introduite sur la figure 5.7. Aucun écart d'amplitude ne se produit entre deux pics successifs, en l'absence ( $0 < t < 2.35s$ ) comme en présence ( $2.35s < t < 2.55s$ ) de l'accolement ventriculaire. La figure 7.9 montre néanmoins une augmentation globale de l'amplitude des pics positifs du signal DEGG et donc de la vitesse de contact mesurée pendant la vibration des bandes ventriculaires avec contact.

Lors du crescendo, aucune différence de durée n'est mesurée entre deux cycles glottiques successifs, indépendamment du contact ventriculaire en aval, comme l'illustre la figure 7.10. Par analogie avec la figure 5.7, les variations de la fréquence fondamentale du signal acoustique  $f_{0acous}$  sont confrontées à celles des fréquences fondamentales  $f_1 = 1/t_1$  et  $f_2 = 1/t_2$  de deux cycles glottiques consécutifs. De la même façon qu'en phonation usuelle, la fréquence fondamentale de vibration des cordes vocales ( $f_1$  ou  $f_2$ ), égale à la fréquence de vibration des bandes ventriculaires, coïncide avec celle du signal acoustique ( $f_{0acous}$ ).

De même, aucune variation n'est enregistrée dans la durée de la phase ouverte ni dans le quotient ou-

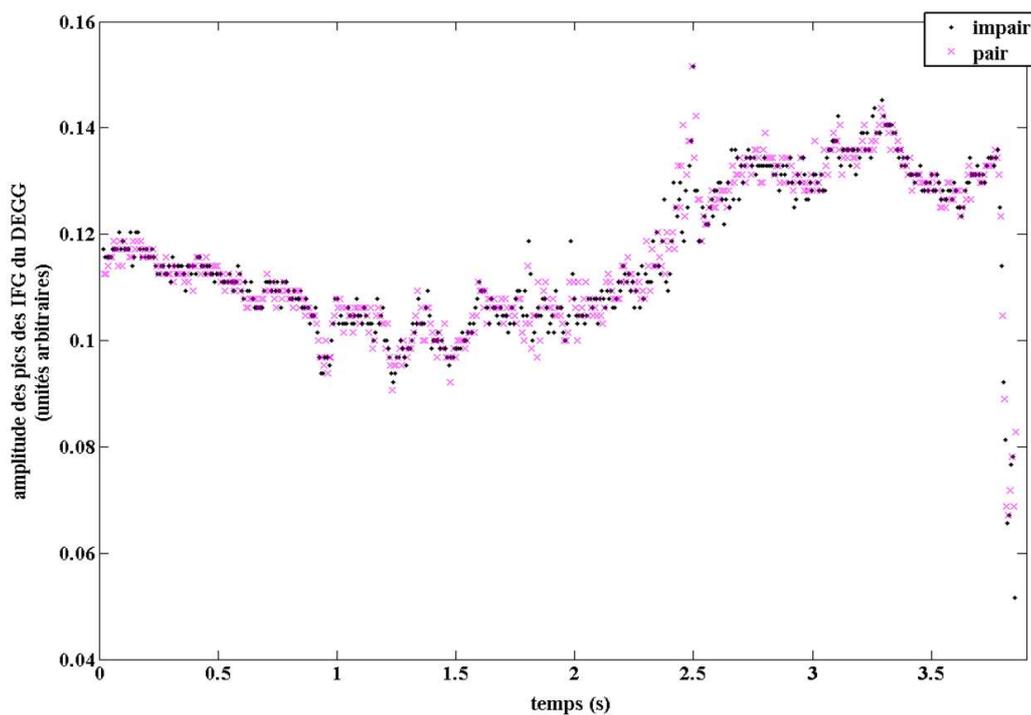


FIG. 7.9 – Amplitude des pics aux instants de fermeture glottique (GCI) du signal DEGG en fonction du temps (Sujet L1, crescendo,  $f_0 = 264\text{Hz}$  (do3)). Exemple sonore Audio13.wav).

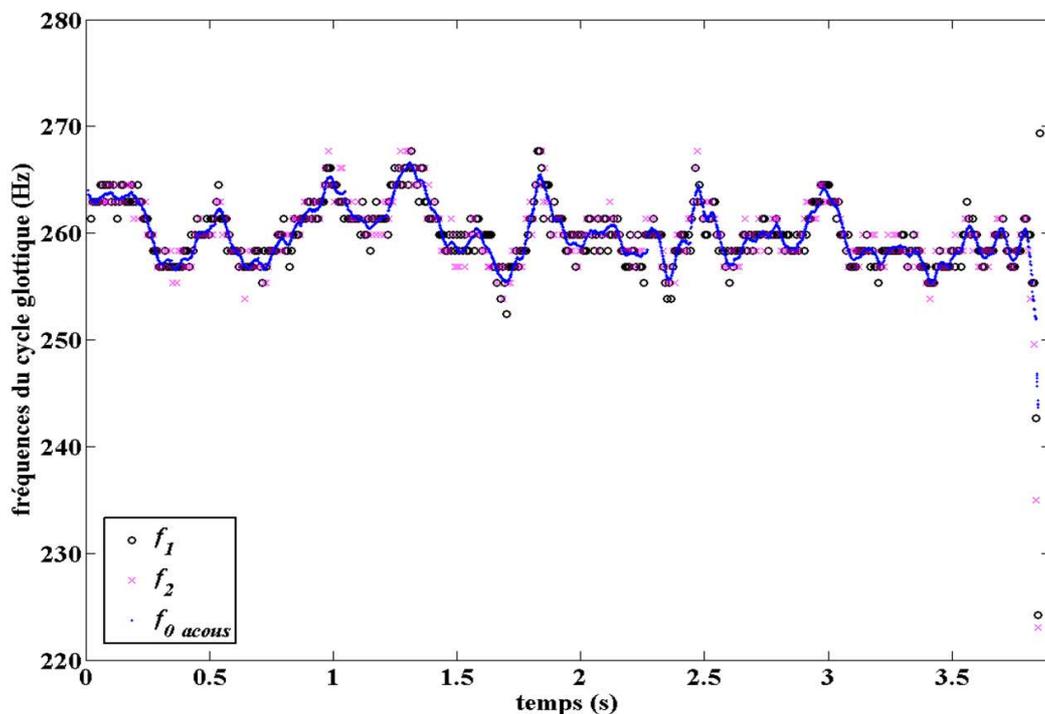


FIG. 7.10 – Fréquences du cycle glottique ( $f_1$ ,  $f_2$ , selon une représentation schématisée détaillée sur la figure 5.7) et fréquence fondamentale du signal acoustique  $f_{0\text{acous}}$  en fonction du temps (Sujet L1, crescendo,  $f_1 = f_2 = f_{0\text{acous}} = 264\text{Hz}$  (do3) en moyenne. Exemple sonore Audio13.wav).

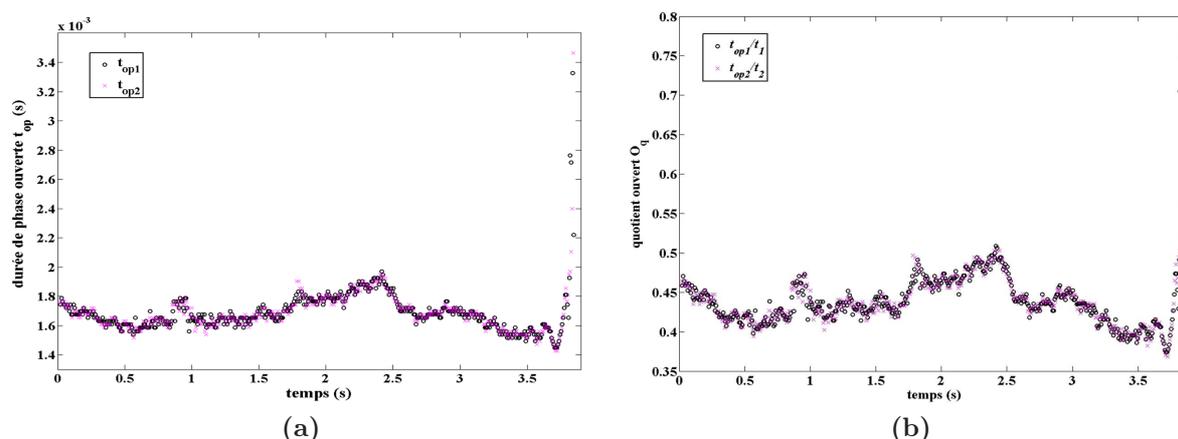


FIG. 7.11 – (a) Durées de phase ouverte des cordes vocales  $t_{op1}$  et  $t_{op2}$  en fonction du temps, selon une représentation schématisée sur la figure 5.7 et distinguant deux cycles glottiques consécutifs. (b) Quotients ouverts  $t_{op1}/t_1$  et  $t_{op2}/t_2$  représentés en fonction du temps (Sujet L1, crescendo,  $f_0 = 264\text{Hz}$  (do3). Exemple sonore Audio13.wav).

vert de deux cycles glottiques consécutifs pendant le crescendo. Conformément aux notations introduites sur la figure 5.7 en phonation usuelle, la figure 7.11 montre que  $t_{op1} = t_{op2}$  et  $t_{op1}/t_1 = t_{op2}/t_2$ . Le quotient ouvert mesuré pendant la co-vibration des cordes vocales et des bandes ventriculaires couvre une gamme de valeurs comprise entre 0.37 et 0.51, fluctuant autour d'une valeur moyenne de 0.44. La diminution du quotient ouvert observé sur la dernière phase du crescendo (en présence du contact ventriculaire) suit la tendance mesurée classiquement quand l'intensité vocale augmente en mécanisme laryngé M1 (Kitzing & Sonesson [102], 1974, Holmberg & al. [91], 1988, Sundberg & al. [190, 189], 1993, 1999, Henrich [76], 2001).

Cette étude préliminaire n'a pas prétention à tirer des conclusions générales sur les corrélats physiologiques du crescendo. Néanmoins, elle montre que la vibration des bandes ventriculaires, avec ou sans contact, peut se juxtaposer à la vibration glottique, à la même période fondamentale. Dans ces conditions, nous avons observé que la vibration ventriculaire ne perturbe ni la fréquence ni le quotient ouvert des cordes vocales de façon notable.

### Production en mécanisme M0

La vibration des bandes ventriculaires a été observée sur un locuteur au cours de la production en mécanisme laryngé M0. À titre illustratif, nous présentons figure 7.12 les analyses kymographiques réalisées sur deux séquences caractéristiques de la production en M0 sur ce sujet. Toutes deux sont caractérisées par une forte constriction des bandes ventriculaires sur le tiers antérieur. Le geste phonatoire s'accompagne soit d'une vibration des bandes ventriculaires sans contact (séquence de gauche, lignes kymographiques n°4 et 5), soit d'un accolement des bandes ventriculaires invarié tout au long de la réalisation (séquence de droite, ligne kymographique n°5). L'alternance constante de l'amplitude du signal EGG et des pics positifs du signal DEGG mesurée tous les deux cycles glottiques a déjà été observée en production du mécanisme M0 (Titze [200], 1994, Fuks & al. [59], 1998). Néanmoins, les images cinématographiques obtenus sur les autres sujets de cette étude pour la même tâche montrent que la production en mécanisme M0 ne s'accompagne pas nécessairement d'une vibration des bandes ventriculaires.

### Vibrations ventriculaire et glottique à deux périodes fondamentales différentes

Dans la base de données, la vibration stable et périodique des bandes ventriculaires à une période différente des oscillations glottiques a été observée de façon systématique au cours d'une seule tâche : la production du chant de gorge (phonation de type (iii)). Le phénomène acoustique caractérisant cette réalisation spécifique est connue sous le nom de doublement de période (cf. § 1.2.4 Participation à

**la production vocale**, *Chants diphoniques et doublement de période*). Nous avons choisi d'explorer plus spécifiquement les corrélats physiologiques et mécanismes physiques impliqués dans cette technique de chant. Son analyse détaillée fait l'objet de la section ci-dessous<sup>1</sup>.

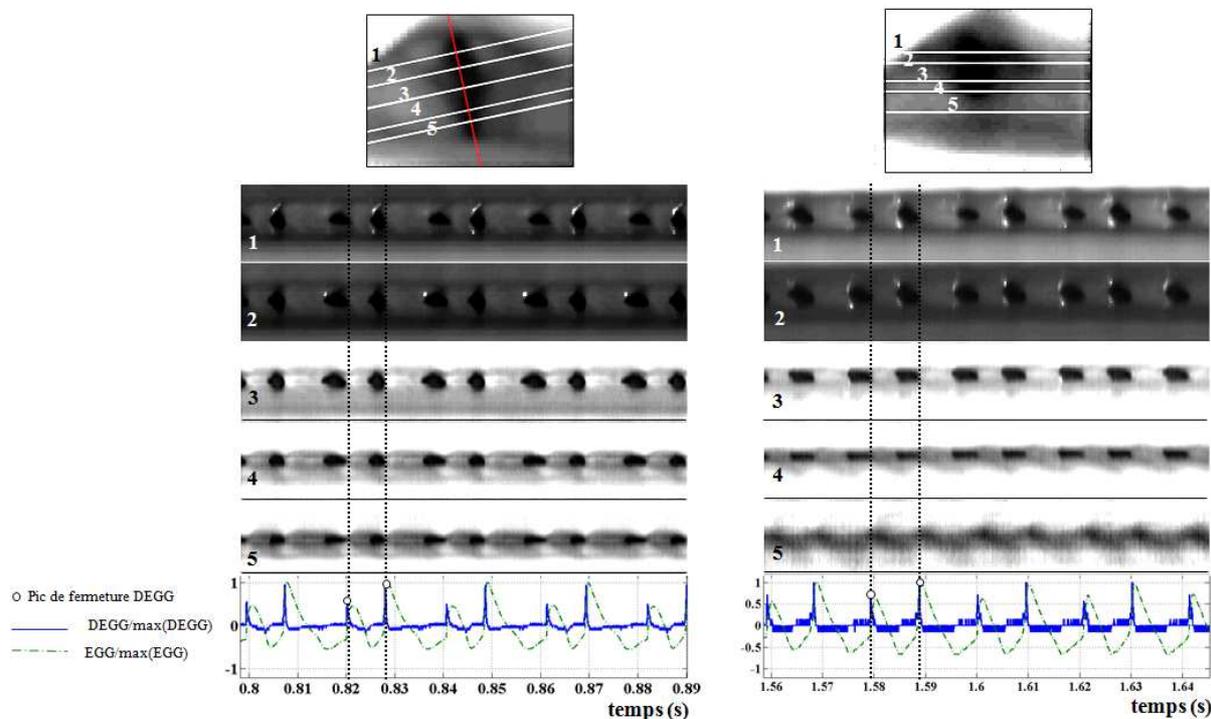


FIG. 7.12 – Cinq vues kymographiques et positions correspondantes sur une image laryngée obtenue par cinématographie ultra-rapide, représentées en synchronisation avec les signaux EGG et DEGG normalisés. Cette séquence correspond à une phonation en mécanisme M0, à  $f_0 = 48\text{Hz}$  (sol0), étudiée sur deux enregistrements distincts : (à gauche) durée de 92ms, en l'absence d'un contact ventriculaire (Sujet L5, extrait de l'exemple sonore Audio4.wav); (à droite) durée de 86.7ms, en présence d'un contact ventriculaire (Sujet L5, extrait de l'exemple sonore Audio3.wav).

## 7.2 Le doublement de période (DDP)

Comme décrit aux chapitres 1 et 2, le doublement de période est un phénomène acoustique développé comme technique phonatoire à des fins artistiques, en particulier dans le chant *Kargyraa* et par le *Bassu* du quatuor sarde *A Tenore*. Il désigne un phénomène d'octavation en-deçà de la hauteur originale, tel qu'illustré sur la figure 7.13. Sur cet exemple (en écoute sur la piste Audio7.wav), partant d'une émission à  $f_0 = f_{0\text{acous}} = 123\text{Hz}$  (si1), le chanteur produit un fondamental musical  $f'_{0\text{acous}} = 61\text{Hz}$  (si0) avec toute la série des harmoniques. En d'autres termes,  $f'_{0\text{acous}} = f_{0\text{acous}}/2$ . Le son perçu en phonation DDP est une voix de basse, stable, plus sonore, et au timbre différent du caractère impulsionnel communément ressenti dans la production des sons basses fréquences en parole (mécanisme M0).

Afin de mieux caractériser ce régime sous-harmonique, nous proposons dans la suite une description du geste phonatoire mis en place dans la réalisation de ce chant. Nous nous attachons ensuite à relier les corrélats physiologiques observés aux travaux de modélisation théorique exposés au chapitre 3,

<sup>1</sup>Les résultats de cette section ont été publiés dans plusieurs actes de congrès (Bailly & al. [11], 2007, Bailly & al. [10], 2008, Bailly & Henrich [9], 2008).

afin de mieux comprendre les mécanismes aérodynamiques et acoustiques susceptibles d'expliquer cette performance vocale.

### 7.2.1 Corrélats physiologiques de la phonation DDP

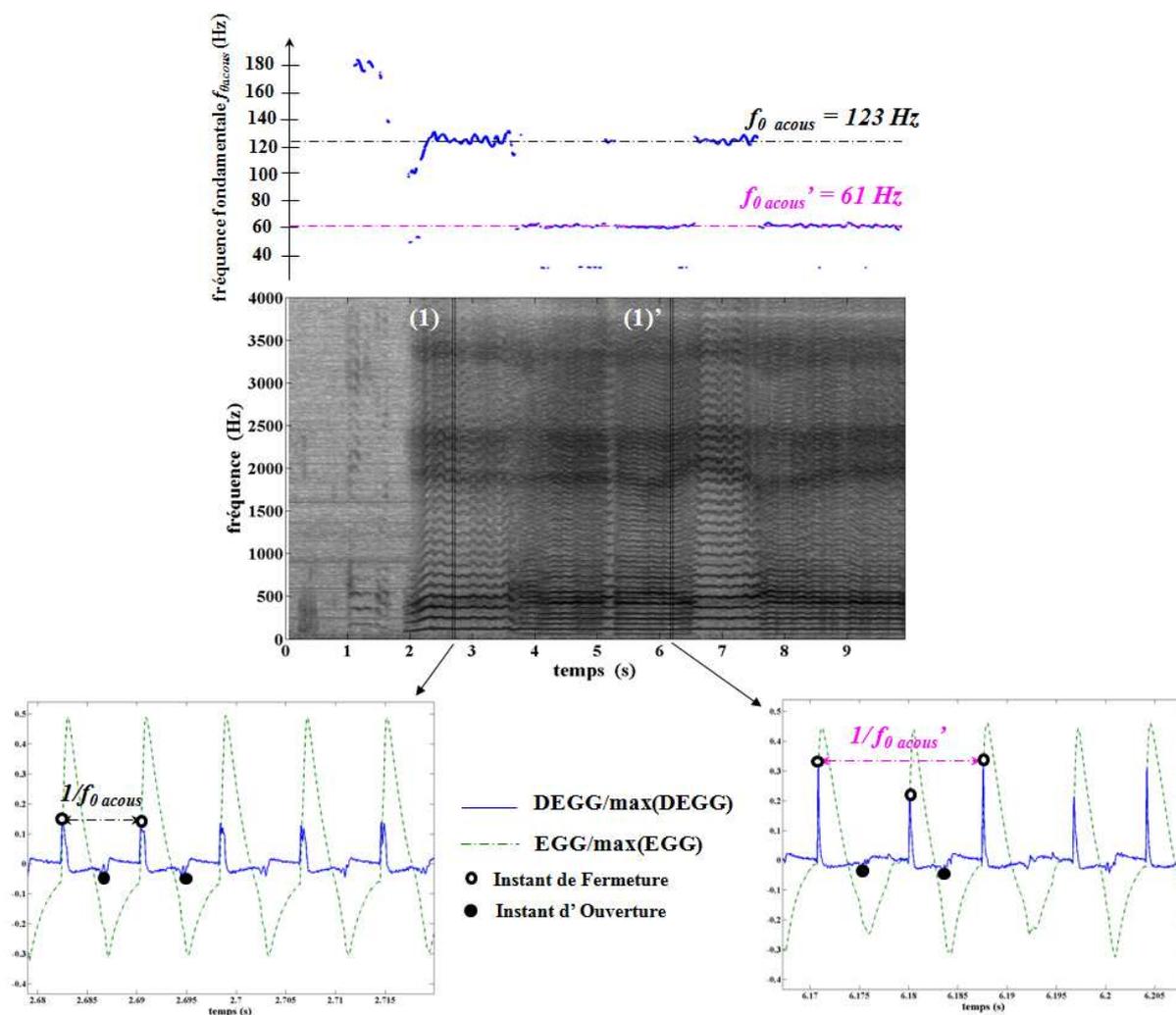


FIG. 7.13 – (de haut en bas) Evolution temporelle de la fréquence fondamentale du signal acoustique,  $f_{0\text{acous}}$ , et spectrogramme associé pendant une séquence de 10s de transitions de phonation usuelle réalisée en mécanisme M1 vers une phonation de doublement de période (DDP) en voix de Bassu. Les signaux EGG et DEGG normalisés sont représentés en deux plages temporelles sélectionnées sur la séquence ((1) et (1)'). Sujet C2, exemple sonore Audio7.wav.

L'ensemble des séquences acquises en phonation de doublement de période répond à la tâche de production en chants de gorge type *Kargyraa* ou voix de *Bassu*. Pour les deux chanteurs enregistrés, quelle que soit la réalisation proposée, le geste phonatoire mis en place est toujours le même (cf. tableau A.2 de l'annexe A).

### Co-vibration des cordes vocales et des bandes ventriculaires

La production en doublement de période se caractérise par une co-vibration périodique et symétrique des bandes ventriculaires en aval de la vibration glottique, réalisée avec ou sans contact ventriculaire selon le cycle glottique considéré (*cf.* fichier Video7.avi de l'annexe **A**). Une illustration de ce phénomène est proposée sur les images laryngées de la figure 7.15, montrant une transition de phonation usuelle vers la phonation DDP observée par naso-fibroscopie et cinématographie ultra-rapide à 500 im/sec.

Avant que le doublement de période ne s'installe de façon stable, les bandes ventriculaires s'animent d'un mouvement vibratoire, sans contact, en opposition de phase avec les vibrations glottiques (*cf.* cycles **(1)** et **(2)**). Un contact des bandes ventriculaires s'installe périodiquement, en déphasage avec la vibration des cordes vocales (cycles **(3)** et **(4)**). Dans ce cas, ce contact est réparti sur les deux-tiers antérieurs du plan glottique. Le mouvement vibratoire et le contact des bandes ventriculaires mis en oeuvre en phonation DDP apparaissent plus nettement sur l'analyse kymographique proposée figure 7.14. On observe en particulier l'alternance d'une vibration sans contact et d'une vibration avec contact à chaque cycle ventriculaire.

Ainsi, les bandes ventriculaires sont sollicitées dans le geste phonatoire du doublement de période. Cette observation conforte les enregistrements précédemment réalisés sur l'humain (Fuks & al. <sup>[59]</sup>, 1998, Lindstad & al. <sup>[118]</sup>, 2001, Sakakibara & al. <sup>[167]</sup>, 2001, Sakakibara & al. <sup>[168]</sup>, 2002, Imagawa & al. <sup>[94]</sup>, 2003, Sakakibara & al. <sup>[170]</sup>, 2004). La caractérisation de la vibration ventriculaire et l'analyse de son interaction avec les oscillations glottiques sont détaillées dans la suite de l'étude.

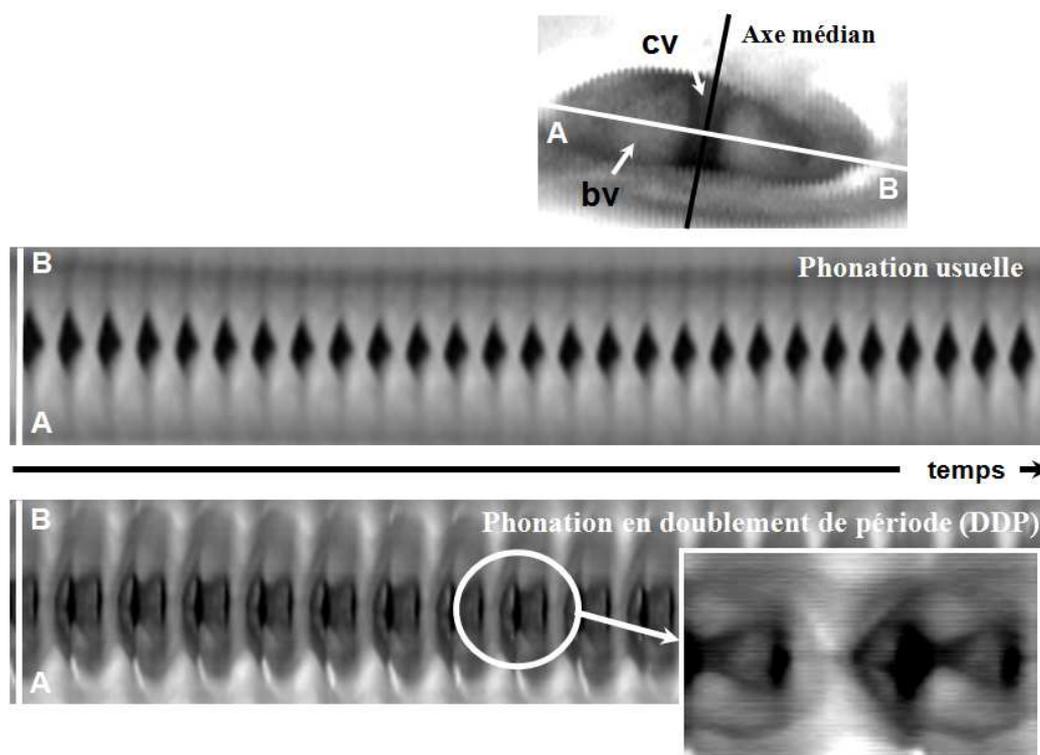


FIG. 7.14 – Comparaison de deux analyses kymographiques types réalisées au cours d'une séquence de phonation usuelle (haut) et d'une séquence de phonation en DDP (bas, extrait de l'exemple sonore Audio6.wav) par le même sujet, acquises par cinématographie ultra-rapide à 2000 im/sec. L'échelle de temps est différente pour les deux analyses. Sujet C1.

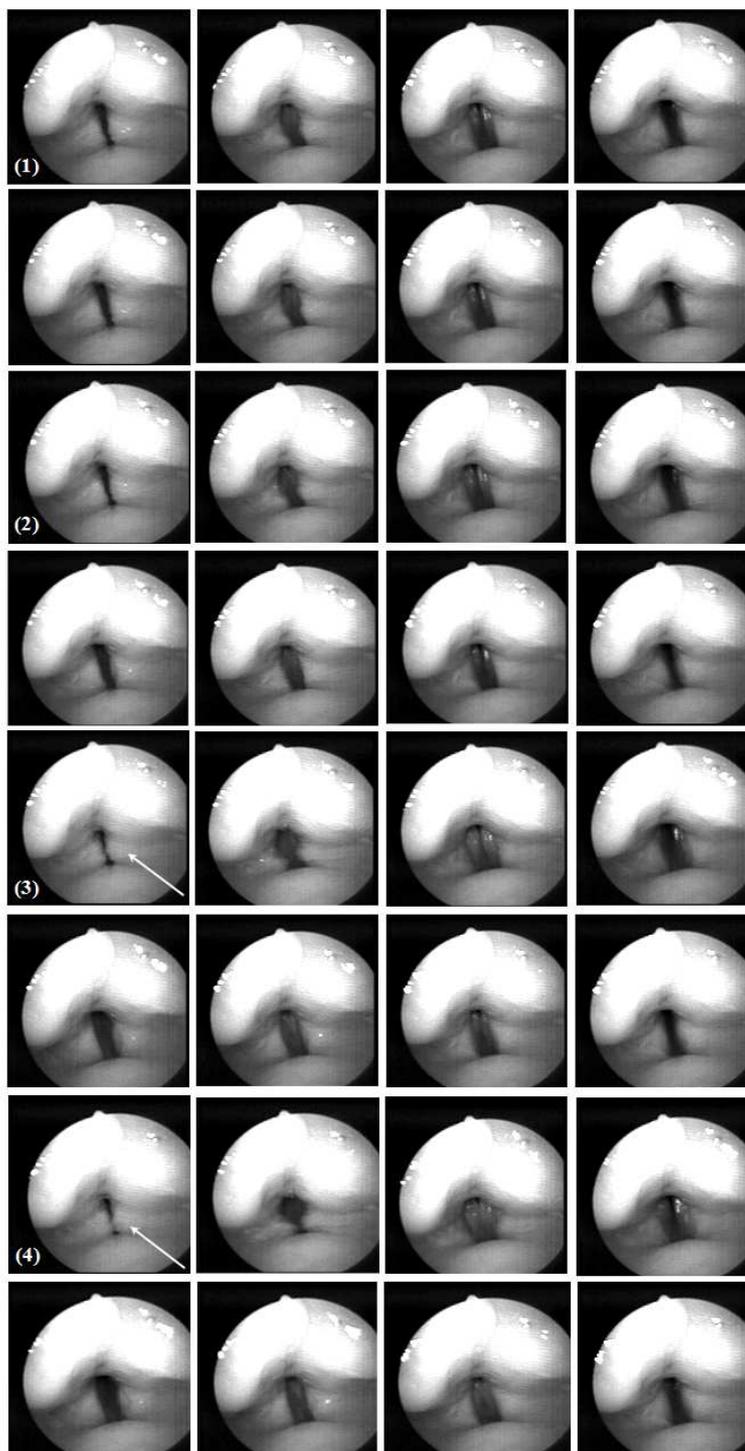


FIG. 7.15 – Visualisation de la vibration des bandes ventriculaires en déphasage avec la vibration des cordes vocales par naso-fibroscopie et cinématographie ultra-rapide (500 im/sec) sur une transition de la phonation usuelle vers une phonation DDP. Les flèches indiquent un accolement des bandes ventriculaires. Quatre cycles glottiques sont représentés, et numérotés. Les cycles (3) et (4) correspondent à la phonation DDP établie, suite aux cycles de transition (1) et (2). (Sujet C2 en phonation type (iii), extrait de l'exemple sonore Audio7.wav).

### Contact enregistré par la mesure EGG

Toute modification de contact dans le champ couvert par les électrodes de l'électroglottographe se traduit sur l'impédance mesurée *a priori*. Parce que les bandes ventriculaires viennent à s'accoler au cours de la production DDP, il est légitime de s'interroger sur la nature du contact enregistré pendant l'acquisition EGG. Les variations des signaux EGG et DEGG acquises au cours de la phonation DDP traduisent-elles uniquement une modification du contact glottique, ou bien incluent-elles également les fluctuations du contact ventriculaire? En particulier, les pics de modification de contact « positifs » et « négatifs » du signal DEGG correspondent-ils toujours aux instants de fermeture (GCI) et d'ouverture glottique (GOI), ainsi qu'ils le sont en phonation usuelle (*cf.* chapitre 5)?

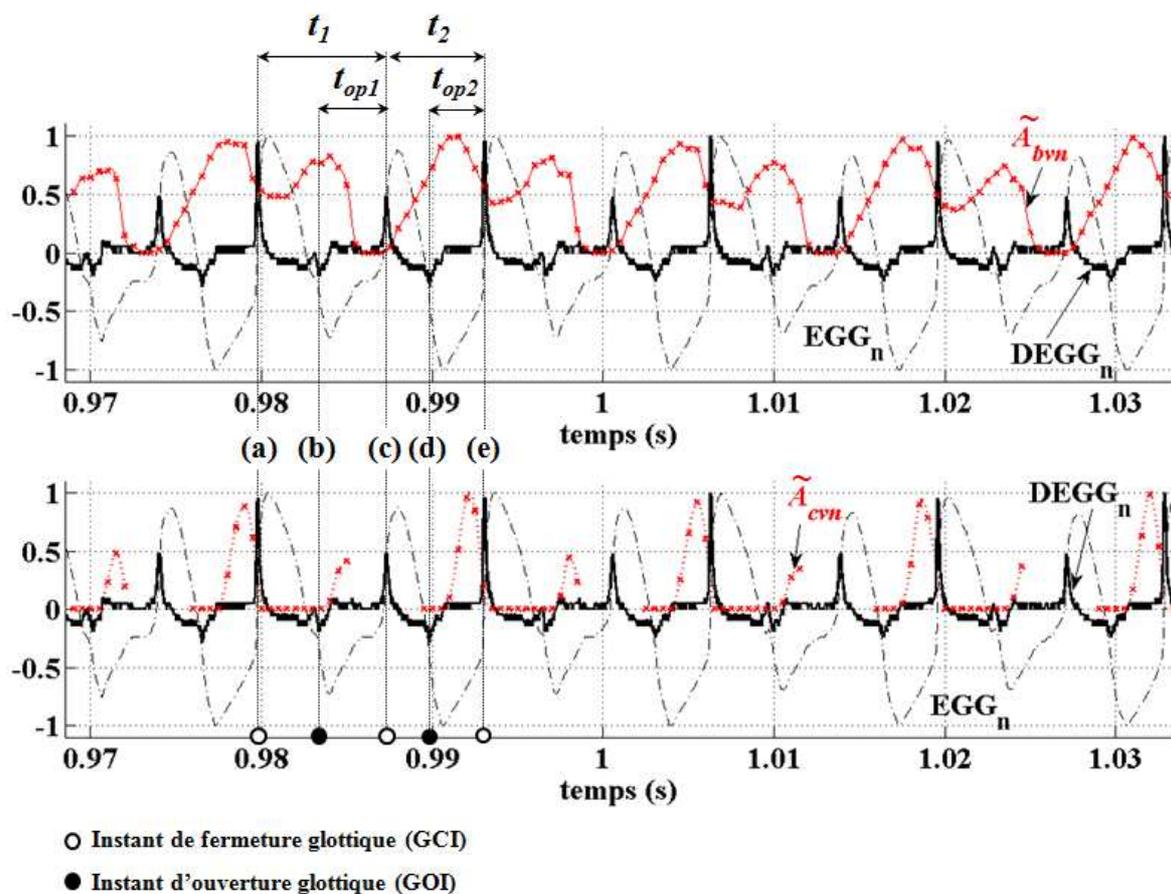


FIG. 7.16 – Signaux EGG et DEGG mesurés en phonation DDP, normalisés ( $EGG_n$ ,  $DEGG_n$ ) et tracés en fonction du temps en correspondance avec les aires ventriculaire et glottique, synchronisées, normalisées :  $\tilde{A}_{bvn}$  et  $\tilde{A}_{cvn}$ .  $\tilde{A}_{bvn}$  et  $\tilde{A}_{cvn}$  sont extraites des images cinématographiques et interpolées à la fréquence d'échantillonnage des signaux EGG et DEGG. La méthode de détection de contours utilisée ici repose sur l'algorithme d'édition par courbes de Bézier. Sujet C1, cinématographie ultra-rapide à 2000 im/sec, extrait de l'exemple sonore Audio6.wav.

L'étude comparative des variations de la géométrie laryngée et du contact mesuré par électroglottographie à des instants précis du cycle glottique permet de trancher. La figure 7.16 représente un exemple typique de signaux EGG et DEGG acquis en phonation DDP. La variation dynamique de ces signaux est synchronisée avec celle des aires des espaces glottique ( $\tilde{A}_{cv}(t)$ ) et ventriculaire ( $\tilde{A}_{bv}(t)$ ). Les aires  $\tilde{A}_{cv}(t)$  et  $\tilde{A}_{bv}(t)$  sont mesurées sur les images cinématographiques par édition de courbes de Bézier (*cf.* § 2.3.3), puis normalisées. La méthode d'extraction d'aire basée sur les travaux de Shoelson [184], 2005 conduit à

des résultats similaires, comme le montre la figure B.8 de l'annexe **B**. La détection de la section d'aire aux cordes vocales est impossible lorsque le mouvement ventriculaire cache l'ouverture glottique, ce qui explique la discontinuité du signal  $\tilde{A}_{cv_n}$  sur la figure 7.16. Dans l'extrait choisi, l'accolement des bandes ventriculaires s'effectue sur l'intégralité de leur longueur, de sorte que  $\tilde{A}_{bv_n} = 0$  au terme de la phase de fermeture du cycle ventriculaire.

Aux instants des pics « positifs » de plus grande amplitude sur le signal DEGG, les bandes ventriculaires se rapprochent l'une de l'autre mais ne se touchent pas, tandis que la glotte se referme (*cf.* instants **(a)** et **(e)** sur la figure 7.16). L'augmentation de l'amplitude du signal EGG et le pic d'amplitude positive sur le signal DEGG sont alors liés aux variations du contact glottique exclusivement.

Aux instants des pics « positifs » de plus faible amplitude sur le signal DEGG (*cf.* instant **(c)** sur la figure 7.16), les bandes ventriculaires sont déjà en contact ( $\tilde{A}_{bv_n} \approx 0$ ). Les données relatives au comportement géométrique des cordes vocales à ces instants ne sont donc pas mesurables. Cependant, la variation soudaine et positive observée dans l'amplitude du signal DEGG n'est corrélée à aucune augmentation soudaine du contact entre les bandes ventriculaires ; en effet, l'adduction des bandes ventriculaires, initiée à l'instant **(b)** et conduisant à l'annulation de l'aire  $\tilde{A}_{bv_n}$ , précède l'instant **(c)**. Bien que concomitante avec une altération dans l'amplitude du signal EGG, la phase d'accolement des bandes ventriculaires n'est reflétée par aucune variation notable du signal DEGG. Ces résultats montrent que l'amplitude des pics « positifs » de plus faible amplitude sur le signal DEGG (tel qu'à l'instant **(c)**) restent associés uniquement à l'adduction glottique. Les pics positifs du signal DEGG se produisent aux instants de fermeture glottique (GCI), à l'image de ce qui est observé en parole usuelle.

Aux instants des pics « négatifs » sur le signal DEGG (*cf.* instants **(b)** et **(d)** sur la figure 7.16), les bandes ventriculaires sont déjà écartées l'une de l'autre, alors que les cordes vocales initient leur phase de décollement. Les pics négatifs du signal DEGG se produisent aux instants d'ouverture glottique (GOI), de la même façon qu'en phonation usuelle.

En définitive, si le signal EGG combine les informations relatives aux aires de contact glottique et ventriculaire pendant la phonation DDP, les pics d'amplitude DEGG traduisent une altération du comportement vibratoire au seul niveau glottique. Par conséquent, les durées  $t_1$ ,  $t_2$  telles que définies sur la figure 7.16 correspondent aux durées respectives de deux cycles glottiques consécutifs. De même, les durées  $t_{op_1}$ ,  $t_{op_2}$  correspondent aux durées des phases ouvertes associées.

## Caractérisation de la vibration ventriculaire

### Observations générales

A ce stade de l'étude, une vibration périodique des bandes ventriculaires au cours de la phonation DDP a été mise en évidence par l'observation directe des images laryngées (figure 7.15) et des tracés kymographiques (figure 7.14). Nous avons montré, avec l'appui de la figure 7.14, l'alternance sur chaque cycle d'une vibration sans contact puis d'une vibration avec contact des bandes ventriculaires. Ces observations descriptives se confirment par l'analyse comparée des signaux EGG et DEGG avec les images laryngées synchronisées, telle qu'illustrée sur les figures 7.17, 7.18 et 7.19. Cette analyse permet d'approfondir la caractérisation qualitative de la vibration ventriculaire :

- *En termes de périodicité* : un rapprochement mutuel des bandes ventriculaires est observé tous les cycles glottiques, mais le contact entre les bandes ventriculaires ne se produit périodiquement que tous les deux cycles glottiques, à une fréquence  $f_0/2$ . La hauteur du son perçu (notée  $f'_{0acous}$  sur la figure 7.13) correspond donc à la fréquence fondamentale de la vibration des bandes ventriculaires.
- *En termes de déphasage avec la vibration glottique* : l'accolement des bandes ventriculaires suit l'ouverture glottique, illustrée par l'instant **B** sur le kymogramme de la figure 7.19. Les cordes vocales restent écartées l'une de l'autre pendant une partie du contact ventriculaire. En effet, le contact ventriculaire est initié pendant la phase ouverte du cycle glottique (zone grisée comprise entre les

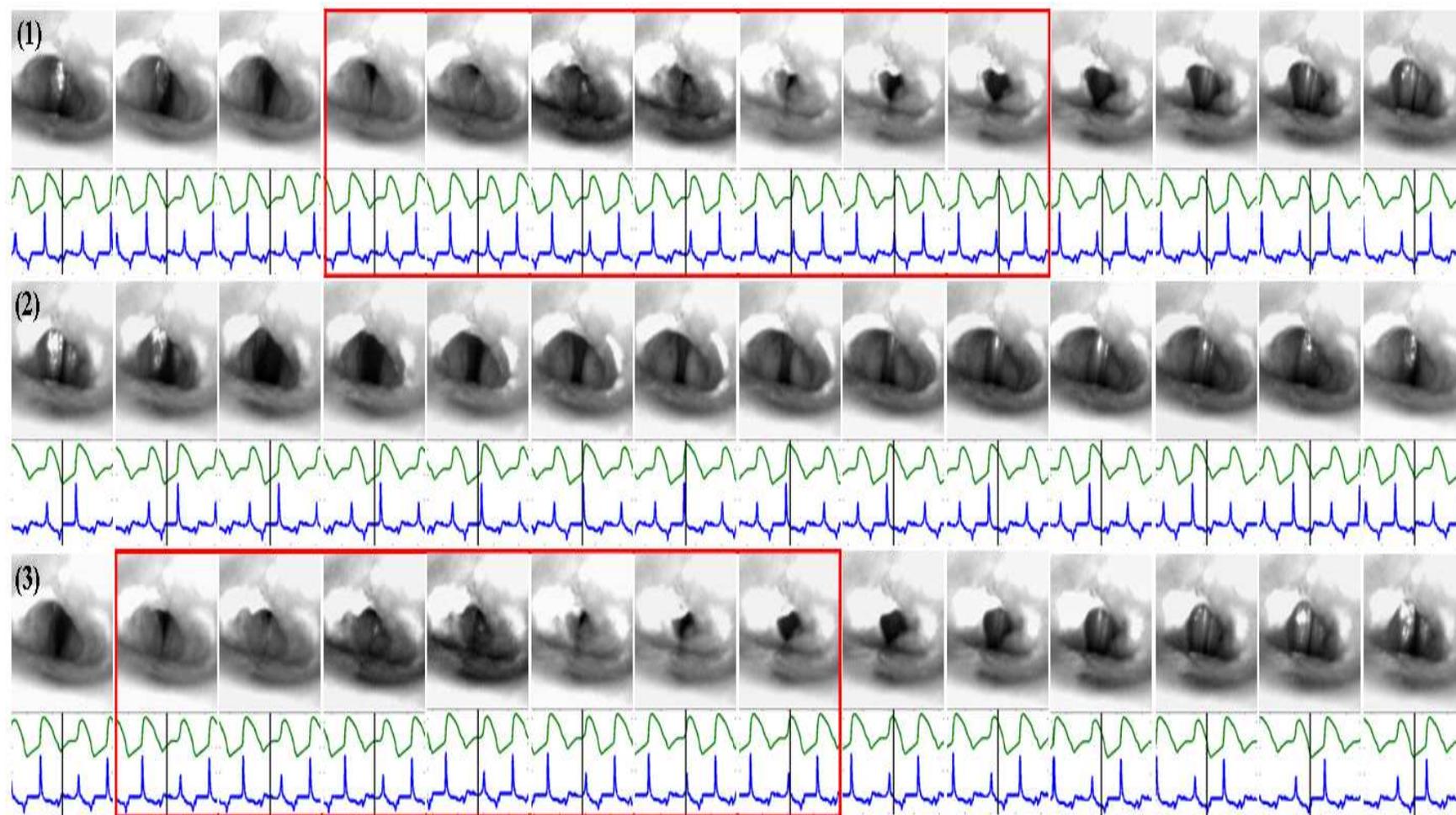


FIG. 7.17 – Visualisation de la co-vibration des bandes ventriculaires et des cordes vocales par cinématographie ultra-rapide (2000 im/sec) et électroglottographie simultanées en phonation DDP sur trois cycles glottiques. Chaque ligne, numérotée de (1) à (3), correspond à un cycle glottique. Les clichés encadrés sont ceux où l'on peut voir un contact des bandes ventriculaires. (Chanteur C1,  $f_{0\text{acous}} = 72\text{Hz}$  (ré1), extrait de l'exemple sonore Audio6.wav).

instants **B** et **F** sur la figure 7.19) et s'achève pendant la phase fermée du cycle glottique consécutif (zone comprise entre les instants **F** et **G**). Ces observations sont valables sur toute la longueur du contact ventriculaire, comme illustré sur les kymogrammes n° 1 à 4 de la figure 7.18. La fermeture glottique précède le décollement total des bandes ventriculaires mais est concomitante avec le début de leur décollement, comme illustré par l'instant **F** sur la figure 7.19 et les variations de l'aire  $\tilde{A}_{bv_n}$  à l'instant (c) sur la figure 7.16 ( $\tilde{A}_{bv_n} > 0$ ).

- *En termes d'implication sur le signal EGG* : une modification d'amplitude du signal EGG est typiquement observée pendant la phase ouverte d'un cycle glottique associé à l'accolement des bandes ventriculaires, alors qu'elle disparaît au cycle glottique consécutif associé à leur décollement. Cette modification est repérée par exemple sur les figures 7.18, 7.16 et à l'instant **C** de la figure 7.19. Elle précède le contact des bandes ventriculaires. De plus, une rupture de pente dans l'augmentation de l'amplitude du signal EGG se produit au moment de l'accolement ventriculaire. Cette rupture se repère à l'instant **D** sur la ligne kymographique de la figure 7.19 par exemple, mais s'observe aussi sur toute la longueur des bandes ventriculaires (cf. figure 7.18). Cette rupture de pente disparaît pendant la phase ouverte d'un cycle glottique non associé à l'adduction ventriculaire (zone entre **G** et **H** sur la figure 7.19).

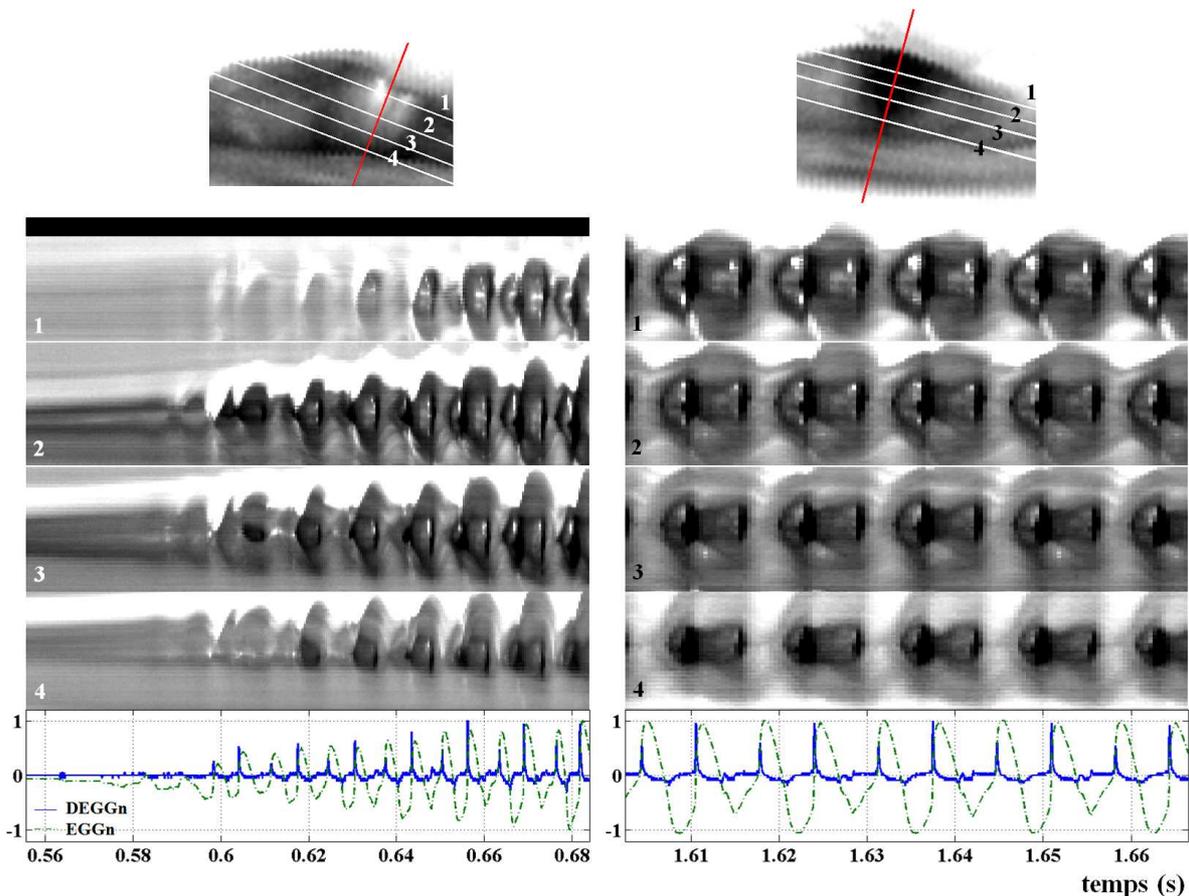


FIG. 7.18 – Quatre vues kymographiques et positions correspondantes tracées sur une image laryngée obtenue par cinématographie ultra-rapide, représentées en synchronisation avec les signaux EGG et DEGG normalisés, pour deux plages temporelles différentes du même enregistrement. La séquence de gauche correspond à l'initialisation de la phonation DDP, et la séquence de droite se produit lorsque le mécanisme de DDP est établi de façon stable. (Chanteur C1,  $f_{0\text{acous}} = 72\text{Hz}$  (ré1), extrait de l'exemple sonore Audio6.wav).

Les caractéristiques de la vibration ventriculaire observées en phonation DDP s'accordent avec les études antérieures sur l'exploration des mécanismes physiologiques impliqués dans le chant de gorge *Kargyraa* (Fuks & al. [59], 1998, Lindestad & al. [118], 2001, Sakakibara & al. [167], 2001, Sakakibara & al. [170], 2004). En particulier, le geste observé est similaire au « mode vocal-ventriculaire » (VVM) mis en évidence par Fuks & al. [59], 1998. On observe une forte corrélation entre le comportement des bandes ventriculaires et la production du son *in fine* (même fréquence fondamentale  $f_{0acous}$ ), ce qui soutient l'hypothèse d'un rôle *a priori* conséquent dans la modulation acoustique du doublement de période.

### Etude quantitative d'un cas particulier

Nous nous intéressons ici à la mesure des fréquences caractéristiques du cycle ventriculaire observé en phonation DDP, dans l'extrait présenté sur la figure 7.16 (Chanteur C1, exemple sonore Audio6.wav, extrait vidéo Video6.avi). Nous cherchons à comprendre sur cet exemple le lien entre la fréquence de la vibration des bandes ventriculaires avec contact, et celle de la vibration ventriculaire sans contact. A cette fin, le cycle ventriculaire est décomposé en deux temps, notés  $t_{bv_1}$  et  $t_{bv_2}$ , définis sur la figure 7.20 à partir du signal  $-d\tilde{A}_{bv_n}/dt$ . Les maxima d'amplitude du signal  $-d\tilde{A}_{bv_n}/dt$  se produisent aux instants de fermeture de l'espace séparant entre les bandes ventriculaires. Cette fermeture reste partielle au terme de la durée  $t_{bv_1}$ , et totale au terme de la durée  $t_{bv_2}$ .

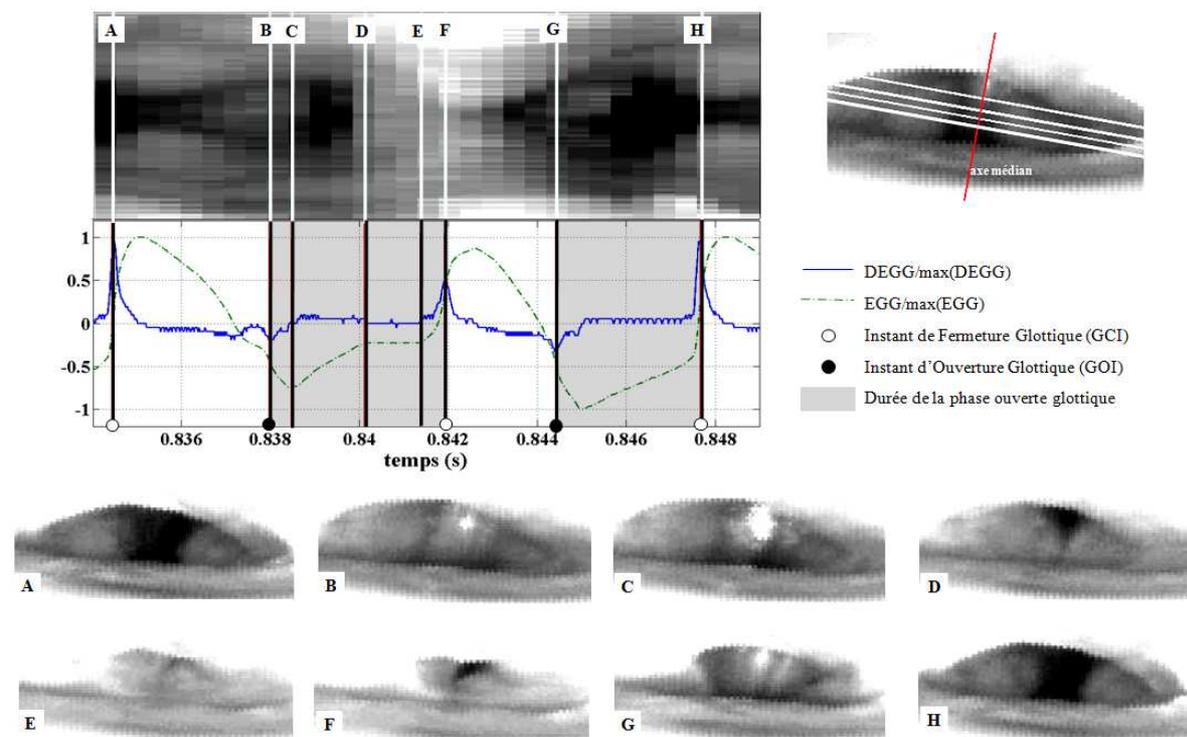


FIG. 7.19 – Zoom d'une analyse kymographique réalisée sur deux cycles glottiques du même enregistrement, en phonation DDP établie. La ligne kymographique sélectionnée est la ligne en gras sur l'image cinématographique représentée en haut à droite, à l'endroit de compression maximale des bandes ventriculaires. Des flashes temporels (de **A** à **H**) sont repérés par des lignes verticales sur le kymogramme. Les images laryngées associées sont disposées en bas de la figure. (Chanteur C1,  $f_{0acous} = 72\text{Hz}$  (ré1), extrait de l'exemple sonore Audio6.wav).

L'évaluation des maxima de l'aire ventriculaire  $\tilde{A}_{bv_n}$  par la méthode de détection de pics par seuillage (Henrich [76], 2001) conduit à une estimation de la fréquence fondamentale de vibration des bandes ventriculaires ( $1/(t_{bv_1} + t_{bv_2})$ ) de 75Hz, moyennée sur les quatre cycles ventriculaires présentés figure 7.16. Cette valeur moyenne est inchangée si la mesure est faite relativement aux occurrences du contact ventriculaire, *i.e.* par rapport aux instants d'annulation de l'aire  $\tilde{A}_{bv_n}$ . Elle équivaut à la fréquence

acoustique du signal audio  $f_{0acous}$ .

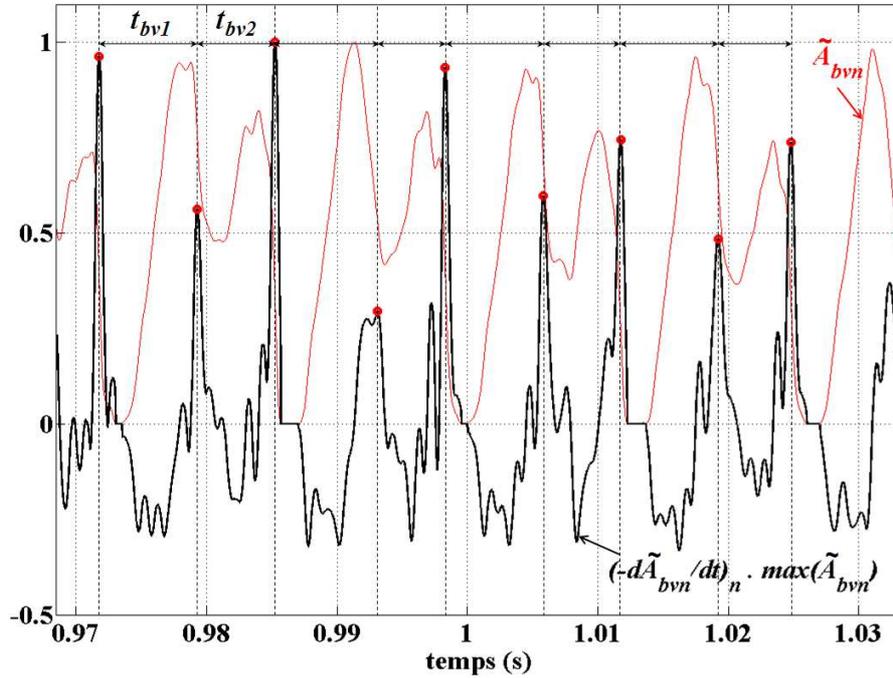


FIG. 7.20 – Evolution temporelle de l'aire ventriculaire normalisée,  $\tilde{A}_{bv_n}$ , mesurée en phonation DDP (extraite de la figure 7.16), et de l'opposé du signal dérivé par rapport au temps correspondant  $-d\tilde{A}_{bv_n}/dt$ , normalisé. La durée du cycle de vibration ventriculaire est divisée en deux temps,  $t_{bv_1}$  et  $t_{bv_2}$ , définis à partir des maxima d'amplitude du signal  $-d\tilde{A}_{bv_n}/dt$ .

Cycle ventriculaire (N°)	$1/t_{bv_1}$ (Hz)	$1/t_{bv_2}$ (Hz)	$1/(t_{bv_1} + t_{bv_2})$ (Hz)
1	133	167	74
2	128	192	77
3	133	169	75
4	133	179	76
En moyenne sur les quatre cycles			
	132	177	75

TAB. 7.1 – Tableau récapitulatif des durées caractérisant les quatres cycles périodiques des bandes ventriculaires en phonation DDP représentés sur les figures 7.16 et 7.20, selon les notations introduites figure 7.20. Les cycles sont numérotés de 1 à 4 par ordre d'apparition dans le temps.

Les variations des fréquences  $1/t_{bv_1}$  et  $1/t_{bv_2}$  mesurées sur la durée du doublement de période analysé figure 7.16 sont résumées dans le tableau 7.1. On observe sur cette séquence un écart relatif de 45Hz en moyenne entre ces fréquences. Ainsi, chaque cycle ventriculaire se caractérise par deux phases de rapprochement successives des bandes ventriculaires, de durées différentes. La phase de rapprochement conduisant à l'accolement des bandes ventriculaires est plus longue que la phase de rapprochement sans contact ( $t_{bv_1} > t_{bv_2}$ ). De plus, la mesure de  $1/t_{bv_1}$  reste identique d'un cycle ventriculaire à l'autre sur les quatre cycles traités, à l'exception du cycle n°2 pour lequel un double pic détecté sur le signal  $-d\tilde{A}_{bv_n}/dt$  apporte un degré d'imprécision supplémentaire dans l'évaluation de  $1/t_{bv_1}$ . La mesure de  $1/t_{bv_2}$  varie davantage d'un cycle à l'autre, avec un écart maximal de 25Hz (contre 5Hz pour l'estimation de  $1/t_{bv_1}$ ). Aucune généralisation des résultats ne puet être faite ici puisqu'ils n'ont pas été vérifiés sur un échantillon plus grand de cycles ventriculaires ni de locuteurs dans le temps imparti.

## 7.2.2 Altération de la vibration glottique

Dans la section précédente, nous nous sommes attachés à décrire les mécanismes physiologiques impliqués dans le geste phonatoire de la phonation DDP. Nous avons en particulier caractérisé la vibration des bandes ventriculaires. Nous proposons ici de quantifier l'impact de la vibration ventriculaire sur le comportement des cordes vocales.

Nous illustrons nos propos par l'étude détaillée de l'enregistrement n°3 de l'annexe **A** (exemple sonore Audio6.wav), déjà associé aux analyses des figures 7.16 à 7.20. Le spectrogramme de la réalisation acoustique sur l'intégralité de la prise est présenté sur la figure 7.22. Dans cet exemple, la phonation en DDP est établie à partir de  $t > 0.5s$ . Les observations illustrées sont généralisables à l'ensemble des autres productions en DDP dans la base de données.

### Altération de la vitesse de contact glottique

Par analogie avec l'étude de référence de la phonation usuelle détaillée au chapitre 5, une distinction entre la durée de deux cycles glottiques successifs est introduite et rappelée sur la figure 7.21 **(a)**. En particulier, les pics de fermeture glottique détectés sur le signal DEGG sont numérotés par ordre d'apparition.

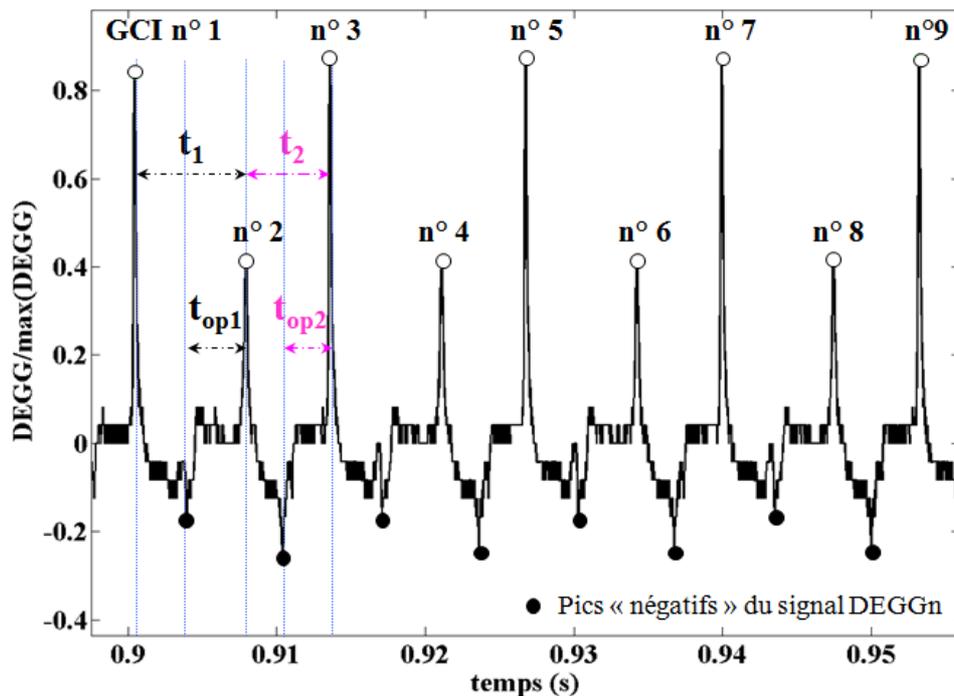
En contraste avec les observations faites en phonation usuelle, la phonation DDP se caractérise par une altération importante, périodique et constante de l'amplitude du signal DEGG entre deux pics GCI consécutifs. Ce résultat est illustré sur la figure 7.21 **(b)**. L'amplitude des pics GCI est représentée sur toute la durée de la réalisation vocale en fonction du temps : les points correspondent aux numéros impairs, et les croix aux numéros pairs. Ce graphe est à comparer à la figure 5.7 associée à la configuration étalon, analysée suivant le même procédé.

La vitesse du contact glottique à la fermeture est donc réduite de façon notable tous les deux cycles glottiques. Comme le montrent les figures 7.16, 7.17, 7.18 et 7.19, les pics de plus faible amplitude sur le signal DEGG (numéros pairs) sont enregistrés pendant un contact ventriculaire, alors que les pics DEGG de plus grande amplitude apparaissent quand les bandes ventriculaires ne sont plus accolées. Par conséquent, l'altération périodique de l'amplitude du signal DEGG suggère que la vitesse de contact des cordes vocales en phase d'adduction diminue de façon notable sous l'influence du contact ventriculaire en aval.

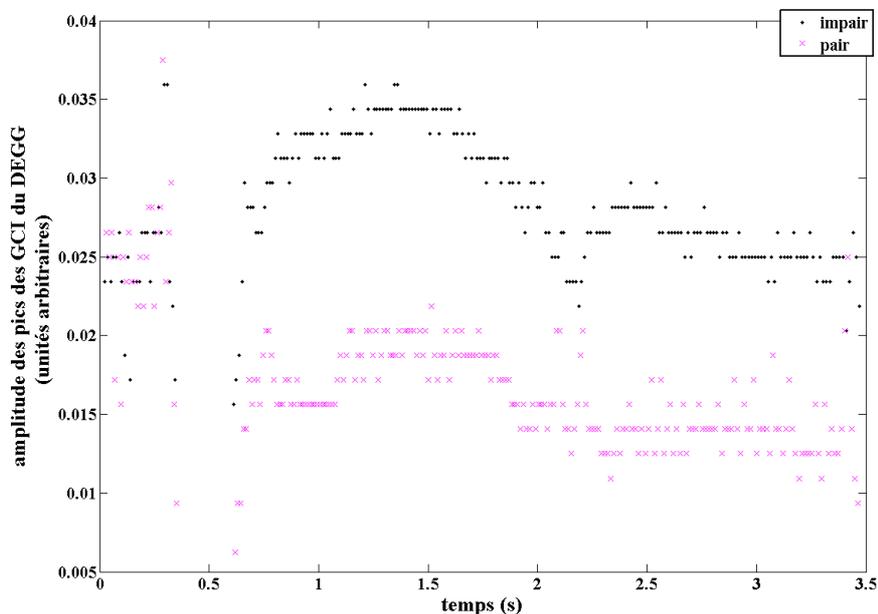
Dans l'extrait choisi à titre illustratif, au début de la séquence (pour  $t < 0.5s$ ), il est intéressant de noter que le chanteur ne parvient pas à reproduire la technique du chant de gorge recherchée, mais émet un son rocaillieux très instable à la place. Les variations du signal DEGG enregistré pendant cette réalisation n'exhibent alors aucun phénomène de DDP, comme illustré sur la figure 7.21 : deux pics consécutifs ne se distinguent pas par un écart d'amplitude aussi net que celui mis en évidence pour  $t > 0.5s$ . La configuration laryngée observée au cours de cette production est illustrée sur la figure 7.22. Les bandes ventriculaires sont animées d'un mouvement vibratoire irrégulier en amplitude, en durée, et dans le contact des bandes ventriculaires, présentant alternativement un schéma d'oscillation tantôt périodique tantôt apériodique, à l'image de celui observé dans le cri ou le grognement (*cf.* § 7.1.1). La figure 7.22 montre que les bandes ventriculaires et les cordes vocales vibrent à la même période quasiment pendant toute la séquence. Bien que le signal DEGG soit modifié comparativement aux enregistrements types acquis en phonation de référence, le contact des bandes ventriculaires dans ces conditions n'engendre pas une altération de la vitesse du contact glottique à la fermeture à l'image de celle mesurée en production DDP.

### Altération de la fréquence du cycle glottique

#### Allongement de la durée du cycle glottique avec l'accolement ventriculaire



(a)



(b)

FIG. 7.21 – (a) Signal DEGG normalisé acquis sur environ huit cycles glottiques, typiquement enregistré au cours d'une phonation de doublement de période; définition des différentes variables caractérisant deux cycles périodiques consécutifs du signal DEGG. (b) Amplitude des pics positifs du signal DEGG (pics GCI) en fonction du temps, lors d'une phonation en doublement de période (Sujet C1, r $\acute{e}$ 1 ( $f_{0acous} = 72Hz$ )). Exemple sonore Audio6.wav).

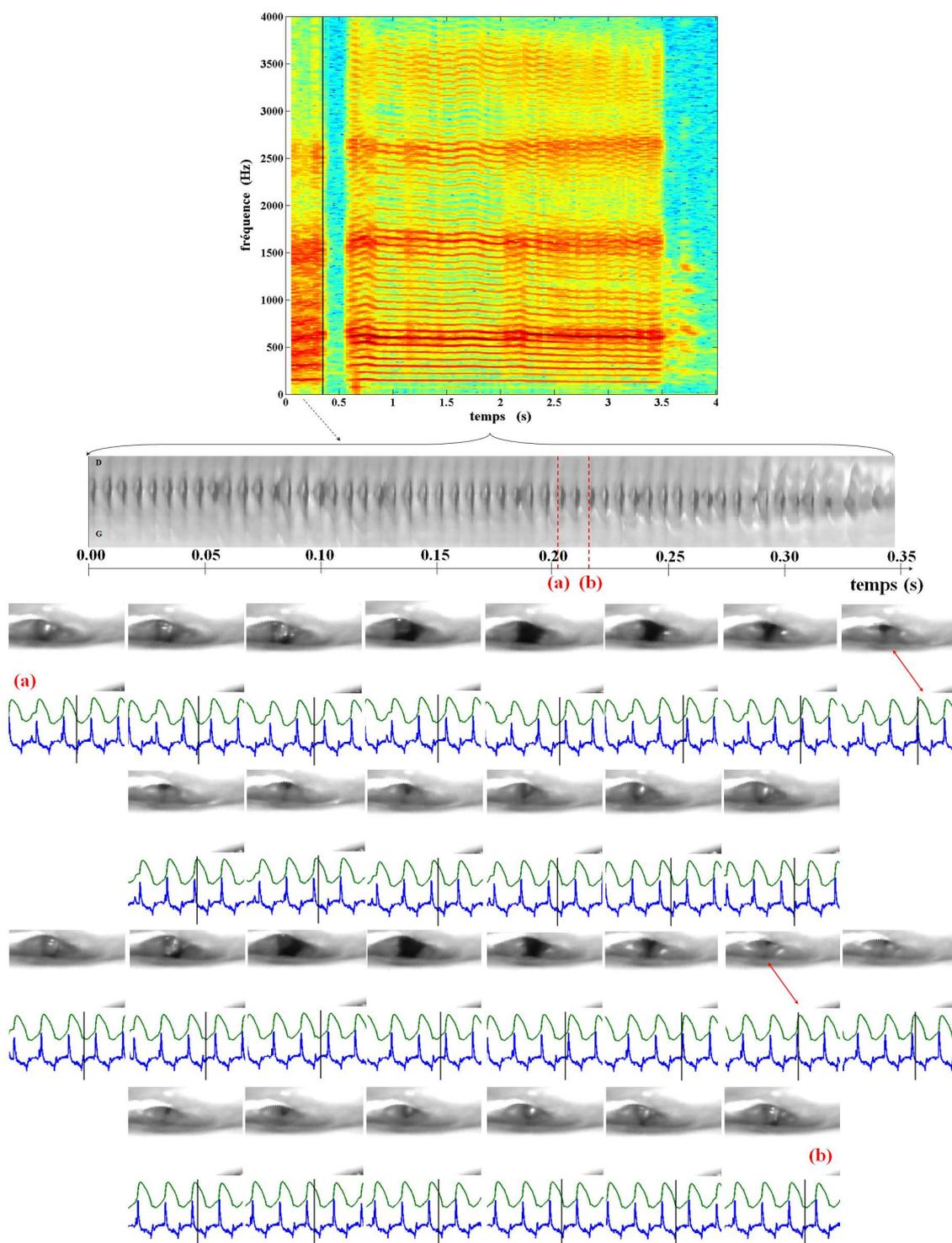


FIG. 7.22 – (De haut en bas) Spectrogramme de l'exemple sonore *Audio6.wav* répondant à une tâche de phonation DDP, illustrant une séquence en voix rauque et instable au début de l'enregistrement ( $t < 0.5s$ ). Analyse kymographique d'un extrait de cette séquence et visualisation des images laryngées acquises par cinématographie ultra-rapide (2000 im/sec) entre deux instants (a) et (b) de cette analyse. La durée entre (a) et (b) correspond à deux cycles glottiques. Les flèches ajoutées sur les images laryngées précisent l'occurrence du contact ventriculaire.

Si la vitesse du contact glottique en phase d'adduction est affectée par la vibration ventriculaire en aval, la durée du cycle glottique subit elle aussi une altération conséquente. La figure 7.23 présente l'évolution des fréquences du cycle glottique en fonction du temps, mesurée sur l'intégralité de l'enregistrement illustratif. Une distinction est faite entre la fréquence des cycles glottiques selon le comportement des bandes ventriculaires observé pendant le cycle : la fréquence fondamentale du cycle glottique est notée  $f_1 = 1/t_1$  lorsque les bandes ventriculaires sont en phase d'accolement,  $f_2 = 1/t_2$  lorsqu'elles sont en phase de décollement. La fréquence  $2/(t_1 + t_2)$  représente le double de la fréquence de ceux cycles glottiques consécutifs. Elle correspond à la fréquence fondamentale de la vibration glottique qui aurait été mesurée sur le signal DEGG si les bandes ventriculaires ne vibraient pas. Les variations temporelles de la fréquence fondamentale du signal acoustique ( $f_{0acous}$ ) sont mesurées à partir du signal EGG. La méthode détecte une fréquence acoustique moyenne de 155Hz (ré#2) au début de l'enregistrement (voix rauque), puis une diminution globale de 80Hz (ré#1) à 65Hz (do1) autour d'une valeur moyenne de 72Hz, similaire à la fréquence fondamentale de la vibration ventriculaire (cf. tableau 7.1). Notez que l'instabilité du signal  $f_{0acous}$  mesurée entre  $t = 1.1s$  et  $t = 1.7s$  disparaît si la méthode YIN est directement appliquée au signal audio, en faveur d'une fluctuation continue autour de 72Hz. Dans ces conditions, la méthode ne détecte néanmoins aucune variation de fréquence audible au début de l'enregistrement.

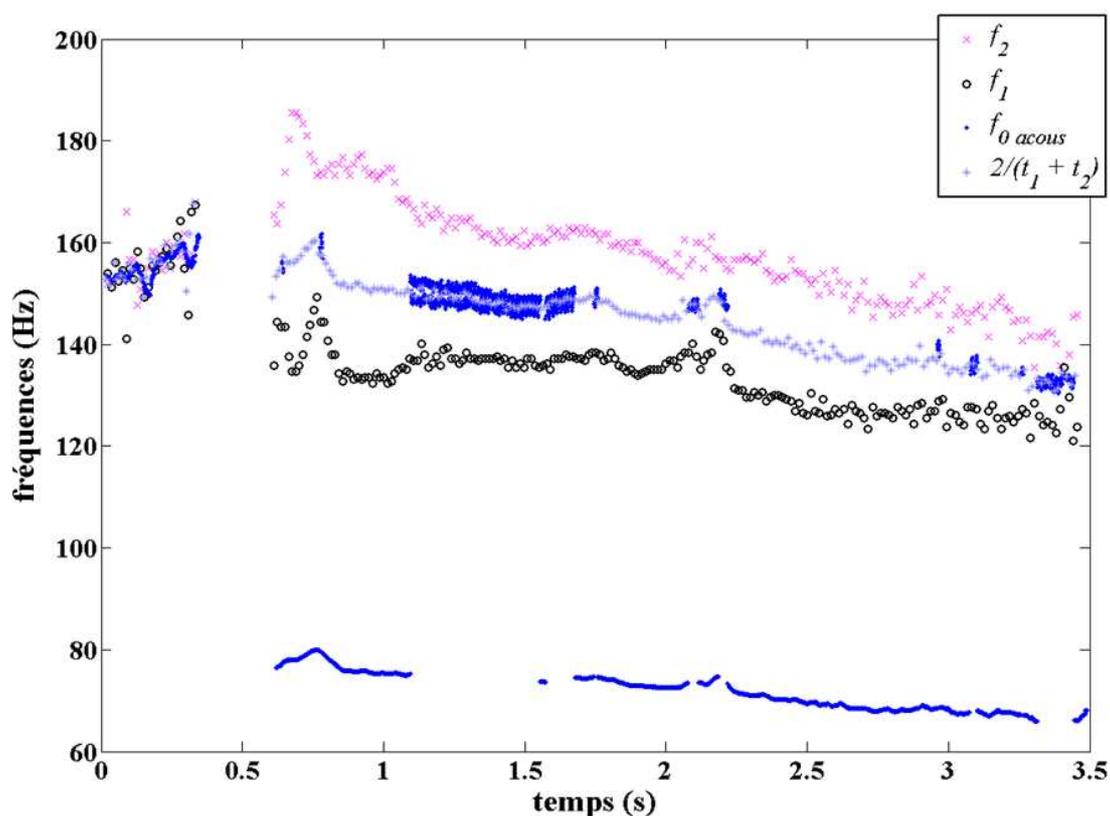


FIG. 7.23 – Fréquences du cycle glottique ( $f_1$ ,  $f_2$ , selon une représentation schématisée détaillée sur la figure 7.21 et du signal acoustique  $f_{0acous}$  en fonction du temps lors d'une phonation en doublement de période (Sujet C1, réalisation n°3, ré1 ( $f_{0acous} = 72Hz$ )). Exemple sonore Audio6.wav).

En phonation usuelle, nous avons observé :  $f_1 = f_2 = f_{0acous}$  (cf. figure 5.8). En phonation de doublement de période, deux cycles glottiques consécutifs n'ont pas la même durée ( $t_1 \neq t_2$ ) : un cycle glottique caractérisé par des bandes ventriculaires en phase d'accolement est plus long qu'un cycle glottique caractérisé par des bandes ventriculaires en phase de décollement ( $t_1 > t_2$ ), comme illustré sur la figure 7.23 ( $f_1 < f_2$ ). Dans l'exemple choisi,  $f_1$  fluctue entre 149Hz et 121Hz avec une valeur de 133Hz (do2) en moyenne sur l'ensemble de la réalisation en DDP. La fréquence  $f_2$  varie entre 186Hz et 133Hz

avec une valeur moyenne de 158Hz (ré#2). L'écart maximal mesuré entre les fréquences de deux cycles glottiques consécutifs est de 51Hz et varie autour d'une valeur moyenne de 25Hz dans le cas considéré. L'interaction avec les bandes ventriculaires tous les deux cycles affecte donc la période du cycle glottique.

Ce résultat est également mis en évidence figure 7.16 par le tracé de l'aire détectée entre les bandes ventriculaires en correspondance avec les signaux EGG et DEGG, au cours de huit cycles glottiques représentatifs de la séquence DDP. Le tableau 7.2 détaille les valeurs des fréquences associées à la vibration glottique dans ce court extrait, afin de pouvoir les comparer à celles des quatre cycles ventriculaires en correspondance, répertoriées dans le tableau 7.1. Dans cette plage de temps, le tableau 7.2 affiche une différence moyenne de 40Hz entre deux cycles glottiques consécutifs, et pas ou peu de variations de fréquence entre les cycles glottiques caractérisés par un même comportement ventriculaire en aval. Sur cet exemple, on observe ainsi en moyenne  $t_1 \sim t_{bv1}$  et  $t_2 \sim t_{bv2}$ . Le mouvement des cordes vocales et celui des bandes ventriculaires sont à ce titre fortement corrélés.

Cycle glottique (N°)	$1/t_1$ (Hz)	$1/t_2$ (Hz)	$1/t_{op1}$ (Hz)	$1/t_{op2}$ (Hz)	$O_{q1}$	$O_{q2}$
1	-	172	-	303	-	0.57
2	133	-	256	-	0.52	-
3	-	175	-	312	-	0.55
4	133	-	256	-	0.52	-
5	-	172	-	303	-	0.57
6	133	-	256	-	0.52	-
7	-	172	-	312	-	0.55
8	133	-	256	-	0.52	-
En moyenne sur les huit cycles						
	133	173	256	307	0.52	0.56

TAB. 7.2 – Tableau récapitulatif des durées caractérisant les huit cycles glottiques en phonation DDP représentés sur la figure 7.16. Les cycles sont numérotés de 1 à 8 par ordre d'apparition des pics de fermeture glottique dans le temps.  $O_{q1} = t_{op1}/t_1$ .  $O_{q2} = t_{op2}/t_2$ .

Notez, au début de la séquence étudiée sur la figure 7.23, la superposition des fréquences  $f_1$ ,  $f_2$  et  $f_{0acous}$ , malgré l'accolement aval des bandes ventriculaires. Ce résultat concorde avec les corrélats physiologiques observés en situation d'effort vocal, lorsqu'une vibration des bandes ventriculaires s'installe à la même période que la vibration glottique (*cf.* figure 7.10).

#### Allongement de la durée du phase ouverte des cordes vocales avec l'accolement ventriculaire

L'interaction entre les mouvements glottique et ventriculaire se confirme par l'analyse des variations de durée de la phase ouverte du cycle glottique en fonction du comportement ventriculaire en aval. Selon les notations de la figure 7.16, les durées  $t_{op1}$  et  $t_{op2}$  correspondent aux durées de la phase ouverte de deux cycles glottiques consécutifs.

La phonation DDP se caractérise par un allongement systématique de  $t_{op1}$  par rapport à  $t_{op2}$ , chacune de ces durées suivant également les fluctuations globales de la période fondamentale. Cette observation est illustrée sur la figure 7.24 (a). Dans ce cas particulier, l'allongement moyen mesuré sur l'ensemble de la phonation DDP vaut 1.5ms, et peut atteindre une valeur maximale de 2.6ms.

La durée de phase ouverte évaluée relativement à la période fondamentale, *i.e.* le quotient ouvert, est également beaucoup plus élevé pendant la phase d'accolement des bandes ventriculaires que pendant la phase de décollement, comme l'illustre la figure 7.24 (b). Dans l'exemple étudié, l'écart entre les quotients ouverts mesurés pendant les phases d'accolement et de décollement ventriculaire respectivement vaut 11% en moyenne; il peut atteindre une valeur maximale de 23%. Ce résultat n'est observé ni pendant la

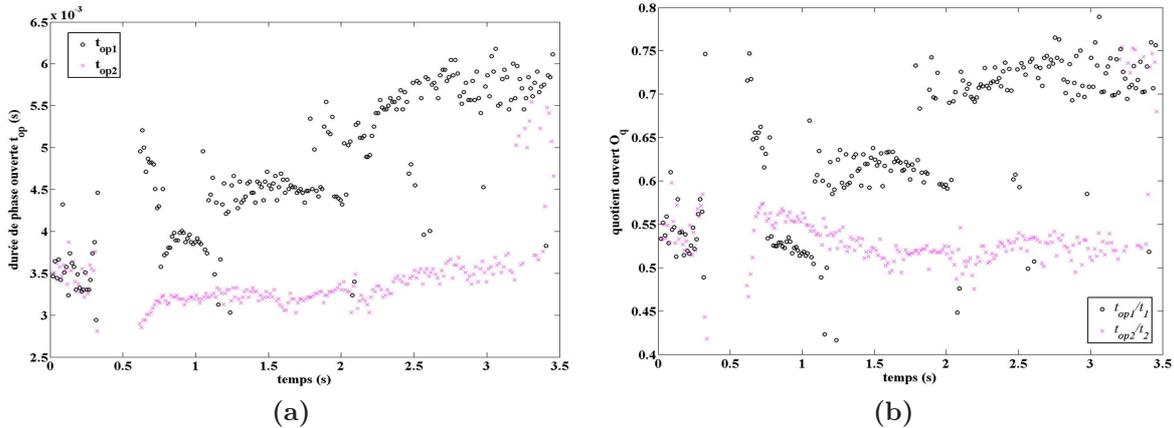


FIG. 7.24 – (a) Durées de phase ouverte des cordes vocales  $t_{op1}$  et  $t_{op2}$  en fonction du temps, selon une représentation schématisée sur les figures 7.16 et 7.21 et distinguant deux cycles glottiques consécutifs. (b) Quotients ouverts  $t_{op1}/t_1$  et  $t_{op2}/t_2$  représentés en fonction du temps (Chanteur C1, réalisation n°3, ré1 ( $f_{0acous} = 72\text{Hz}$ )). Exemple sonore Audio6.wav).

configuration étalon de parole normale (cf. figure 5.9), ni en situation d'effort vocal accompagnée d'une vibration ventriculaire de même période que la vibration glottique (cf. figure 7.11).

Comment expliquer ces variations dans la durée de la phase ouverte du cycle glottique ? Les résultats obtenus suggèrent que le contact des bandes ventriculaires est susceptible d'induire un allongement de la durée d'ouverture glottique. Les bandes ventriculaires se rapprochent et entrent en contact pendant la phase ouverte des cycles glottiques indicés 1, comme le montre la figure 7.16 par exemple. Ces phases sont donc marquées par une diminution de l'ouverture  $\tilde{h}_{bv}$ , jusqu'à annulation. Au contraire, les bandes ventriculaires sont distantes l'une de l'autre pendant toute la phase ouverte des cycles indicés 2 : ces phases sont marquées par une augmentation suivie d'une diminution de  $\tilde{h}_{bv}$  telle que  $\tilde{h}_{bv} > 0$ .

Dans le chapitre précédent, nous avons montré qu'une diminution du rapport  $\tilde{h}_{bv}/\tilde{h}_{cv}$  au-delà d'un certain seuil entraîne un recouvrement de pression dans le ventricule de Morgagni, responsable de la réduction de la chute de pression transglottique et, par conséquent, de l'effet Bernoulli impliqué dans l'adduction des cordes vocales. A partir de ce constat, nous formulons l'hypothèse d'une interaction aérodynamique entre l'écoulement glottique et la vibration ventriculaire à l'origine de l'allongement de la durée d'ouverture glottique. Nous proposons dans la suite de ce travail de faire le lien entre les résultats mesurés *in-vivo* et les simulations du modèle théorique présenté au chapitre 3 afin d'avancer dans l'explication des phénomènes observés.

### Altération de l'amplitude d'oscillation glottique

Au chapitre 5, nous avons montré au moyen d'outils de modélisation théorique que pour une géométrie ventriculaire semblable à celle observée dans les conditions standards de la parole usuelle, la présence des bandes ventriculaires en aval de la glotte n'influe pas sur la distribution de pression translaryngée (cf. § 5.2.1). Dans ces conditions, la pression  $P_2$  dans le ventricule était prédite identiquement nulle par le modèle d'écoulement, et le modèle M2M des cordes vocales simulait une oscillation stable quasi-sinusoïdale. Suivant la même démarche, nous proposons ici d'évaluer l'impact de la vibration ventriculaire observée dans le geste phonatoire humain au cours du doublement de période, sur les prédictions numériques du comportement des cordes vocales. Dans cette optique, le comportement glottique est simulé grâce au modèle  $M2M_{cv}$  du  $M2 \times 2M$  dynamique du larynx avec recouvrement de pression, présenté au § 3.3.2.

Dans un premier temps, nous détaillons les paramètres géométriques et mécaniques de la simulation numérique présentée figure 7.26 et choisis suivant le même protocole détaillé au § 5.2.1 pour l'étude de

la parole usuelle. Les paramètres de contrôle non explicités ci-dessous sont gardés constants par rapport à cette configuration de référence. Les grandeurs citées ici sont introduites sur les figures 3.8 et 3.16 du chapitre 3. Pour les résultats mentionnés dans cette partie, le comportement du  $M2M_{bv}$  a été imposé en paramètre d'entrée du  $M2 \times 2M$ . Aussi, seule la géométrie du  $M2M_{bv}$  a été prise en compte dans l'algorithme de calcul, les entrées de masse vibrante ( $m_{bv}$ ), de raideur ( $k_{bv}$ ,  $k_{c_{bv}}$ ) et d'amortissement ( $r_{bv}$ ) n'ont pas été initialisées dans ce cas. Parmi les paramètres thermodynamiques et aérodynamiques, seule la pression d'alimentation  $P_0$  est modifiée par rapport à l'étude étalon ; elle est ici fixée à 900Pa, relativement à  $P_{atm}$ .

### Paramètres géométriques

Nous avons choisi pour cette simulation :

$$\begin{aligned} W_{cv} &= 15mm \\ \tilde{h}_{cv_{ref}} &= 1mm \\ h_{ventricule} &= 23mm \\ L_{ventricule} &= 4.7mm \\ W_{bv} &= 15mm \\ d_{bv} &= 5.5mm \\ \tilde{h}_{bv_{ref}} &= 2.5mm \\ h_c &= 0 \end{aligned}$$

Ces données ont été ajustées par rapport à la configuration de référence du chapitre 3 pour une meilleure stabilité numérique du  $M2M_{cv}$  et une cohérence avec les observations de l'étude *in-vivo*. En particulier, l'amplitude de la vibration ventriculaire,  $\tilde{h}_{bv_{ref}}$ , est ajustée à une valeur plus petite que la valeur mesurée en phonation usuelle (estimée à 5mm en moyenne par Agarwal & al. [3], 2003 et Agarwal [2], 2004 par exemple), afin de tenir compte de la constriction ventriculaire observée au commencement du geste phonatoire DPP. Ces données restent en accord avec les observations physiologiques détaillées dans l'étude bibliographique (*cf.* tableau 1.2).

L'ouverture ventriculaire  $h_{bv}(t)$  et l'ouverture initiale glottique  $h_{cv}(t = 0)$  sont imposées comme paramètres d'entrée du modèle  $M2 \times 2M$ . Tous deux sont estimés à partir des mesures réalisées sur l'humain et présentées dans la section précédente.

L'ouverture ventriculaire  $h_{bv}(t)$  suit les variations de l'aire  $\tilde{A}_{bv_n}(t)$  détectée sur les images laryngées en phonation DDP et tracée sur la figure 7.16 (prise n°3, sujet C1, exemple sonore Audio6.wav). Par analogie avec le chapitre 5, l'ouverture  $h_{bv}(t)$  imposée en entrée du modèle  $M2 \times 2M$  est approchée par l'ouverture  $\tilde{\tilde{h}}_{bv}(t)$ , telle que définie à l'équation 5.1. Sa valeur est calculée suivant l'équation 5.2.

Comme les vibrations avec et sans contact des bandes ventriculaires en phonation DDP cachent le champ d'observation du plan glottique, le rapport  $\alpha = \tilde{A}_{bv}(t)/\max_t \tilde{A}_{cv}(t)$  introduit au chapitre 5 n'a pu être mesuré dans ce cas pour initialiser l'ouverture glottique selon un rapport cohérent non arbitraire avec l'ouverture initiale des bandes ventriculaires,  $\tilde{\tilde{h}}_{bv}(t = 0)$ . Alternativement, la valeur initiale de l'ouverture glottique,  $h_{cv}(t = 0) = \min_t(h_{cv_1}(t = 0), h_{cv_2}(t = 0))$ , a été fixée de sorte que le modèle  $M2M_{cv}$  simule des auto-oscillations stables et quasi-sinusoïdales avec fermeture complète de l'espace glottique, lorsque les bandes ventriculaires sont suffisamment espacées pour ne pas interagir avec le jet glottique et altérer l'écoulement translaryngé, comme observé en phonation usuelle (par exemple pour  $h_{bv}(t) = h_{ventricule}$ ). Nous avons choisi  $\tilde{\tilde{h}}_{cv}(t = 0) = 0.2mm$  selon ce critère, conduisant à une simulation étalon de la vibration glottique représentée sur la figure 7.25. L'ouverture initiale des bandes ventriculaires  $\tilde{\tilde{h}}_{bv}(t = 0)$  a été déphasée en relation avec ce choix.

### Paramètres mécaniques

Les constantes de raideur  $k_{cv}$  et d'amortissement  $r_{cv}$  du modèle  $M2M_{cv}$  sont ajustées de sorte que l'ouverture glottique simulée en présence de la vibration des bandes ventriculaires  $\min_t(h_{cv_1}(t), h_{cv_2}(t))$

coïncide en fréquence avec les variations  $\tilde{h}_{cv}(t)$  déduites de la figure 7.16. Ainsi, la fréquence de deux cycles glottiques consécutifs ( $1/(t_1 + t_2)$ ) prédite par la simulation, est identique à celle mesurée (valeur moyenne de 75Hz), avec une erreur relative inférieure à 1% au cours de la séquence sélectionnée. Les paramètres mécaniques sont résumés ci-dessous :

$$\begin{aligned} k_{cv} &= 42.65 \text{ N.m}^{-1} \\ r_{cv} &= 10^{-3} \text{ N.s.m}^{-1} \end{aligned}$$

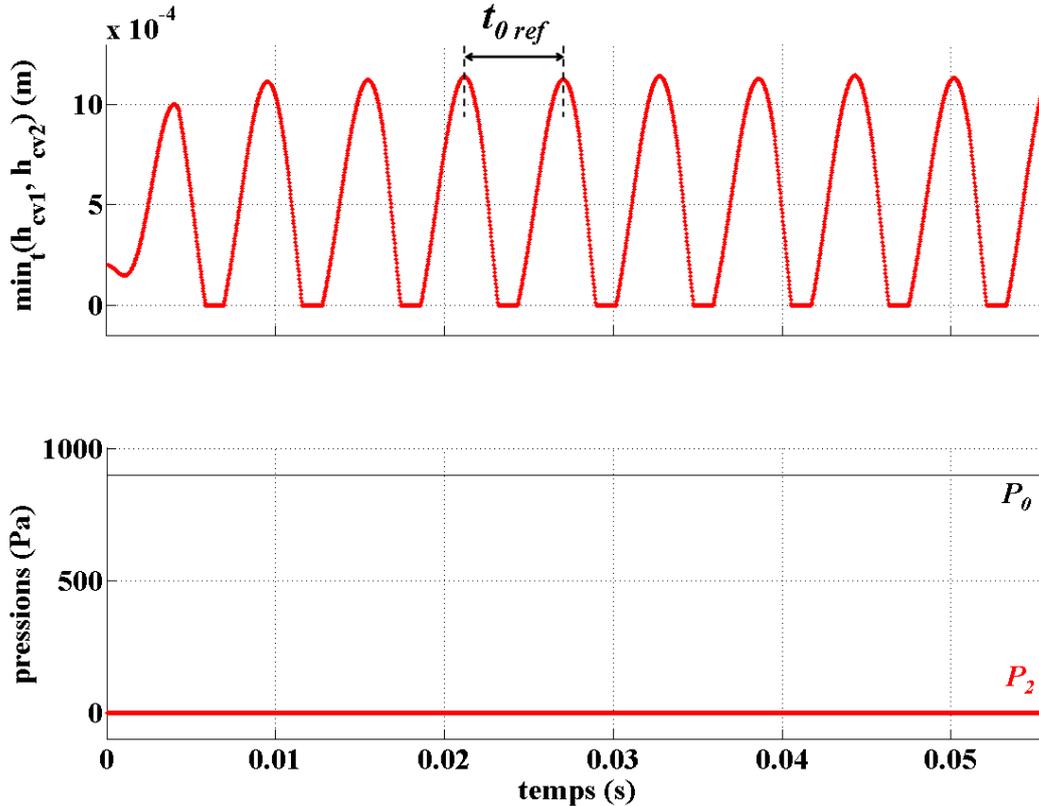


FIG. 7.25 – Simulations numériques de  $\min_t(h_{cv1}(t), h_{cv2}(t))$  et de  $P_2(t)$  par le  $M2M_{cv}$  du  $M2 \times 2M$  en fonction du temps. Configuration de référence obtenue pour  $h_{bv}(t) = h_{ventricule}$ ,  $P_0 = 900 \text{ Pa}$ . Les paramètres mécaniques utilisés sont tels que décrits ci-dessus.  $1/t_{0\text{ref}} = 173 \text{ Hz}$  (valeur moyenne). Les données d'entrée de la simulation sont représentées en trait fin (noir), les données simulées en trait gras (rouge).

### Résultats et discussion

Nous présentons ici les variations temporelles de l'ouverture glottique  $\min_t(h_{cv1}(t), h_{cv2}(t))$  et de la de la pression  $P_2(t)$  prédites par le modèle à deux masses des cordes vocales  $M2M_{cv}$ , lorsque le mouvement ventriculaire  $h_{bv}(t)$  dérivé des images laryngées obtenues en phonation DDP est imposé en paramètre d'entrée du modèle dynamique  $M2 \times 2M$  ( $h_{bv}(t) = \tilde{h}_{bv}(t)$ ). Dans les conditions paramétriques détaillées ci-dessus, ces variations sont représentées sur la figure 7.26.

Trois résultats principaux sont observés, en contraste avec le cas traité en phonation usuelle (cf. Figures 7.25 et 7.26) :

- la simulation prédit un recouvrement de pression  $P_2(t)$  important induit par la vibration des bandes

ventriculaires. Ce recouvrement atteint la pression d'alimentation  $P_0$  à chaque contact des bandes ventriculaires, ce qui conduit, à  $P_0$  constant, à l'annulation de la chute de pression transglottique  $\Delta P_{cv}$ . En conséquence, la chute de pression  $\Delta P_{cv}$  est altérée par la chute de pression simulée au niveau des bandes ventriculaires  $\Delta P_{bv}$ , et l'auto-oscillation simulée des cordes vocales est altérée.

- la théorie prédit une modification de l'amplitude de la vibration glottique entre deux oscillations glottiques consécutives. L'augmentation de la pression  $P_2(t)$  jusqu'à annulation de la chute de pression  $\Delta P_{cv}$  est synchronisée avec la phase d'ouverture glottique du cycle caractérisé par l'amplitude  $\min_t(h_{cv_1}(t), h_{cv_2}(t))$  maximale. Autrement dit, le contact des bandes ventriculaires provoque une augmentation de l'amplitude glottique selon la simulation. La modélisation de l'interaction aérodynamique entre les cordes vocales et les bandes ventriculaires conduit ainsi à la simulation d'un doublement de période à la source glottique : une deuxième fréquence se distingue dans le schéma de vibration des cordes vocales, égale à la fréquence fondamentale de l'oscillation ventriculaire et à celle du son perçu,  $1/t_{0acous} = 74Hz$  (cf. Figure 7.26).
- la simulation prédit également une opposition de phase entre les vibrations glottiques et les vibrations ventriculaires, illustrée sur la figure 7.26.

Notez qu'une modification paramétrique de la pression d'alimentation  $P_0$  dans l'initialisation numérique (variée de 600Pa à 2000Pa) préserve la prédiction du doublement de période et affecte l'amplitude de la vibration glottique dans le même sens.

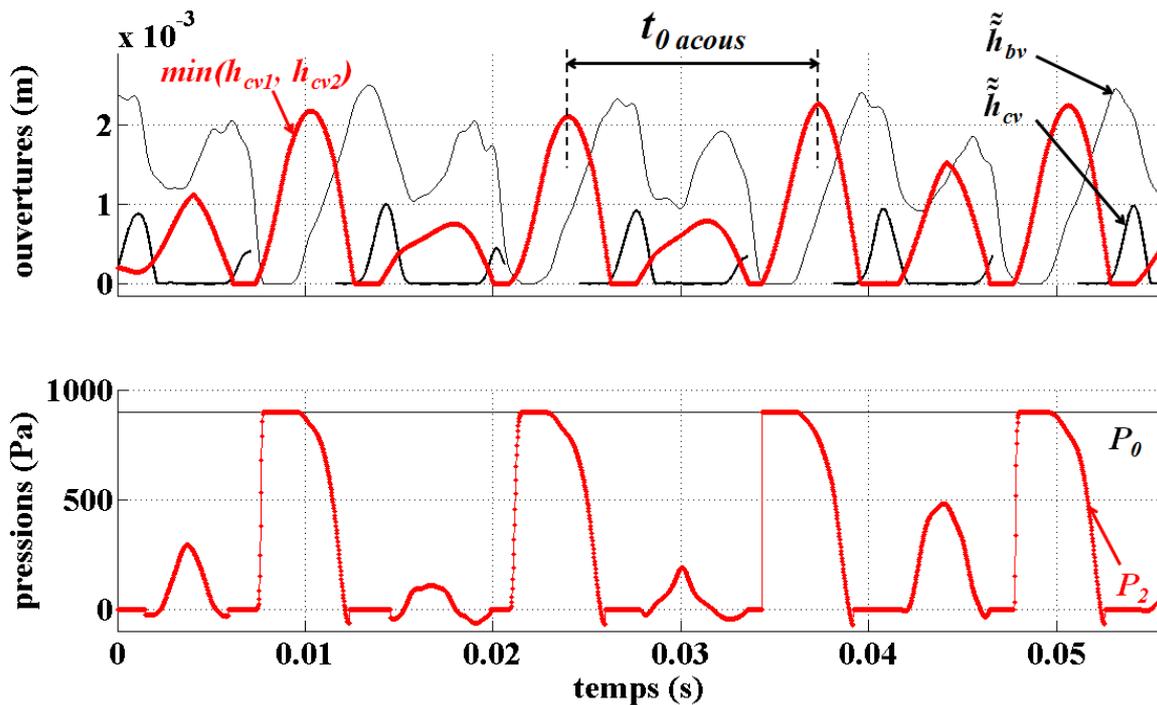


FIG. 7.26 – Simulations numériques de  $\min_t(h_{cv_1}(t), h_{cv_2}(t))$  et de  $P_2(t)$  par le  $M2M_{cv}$  du  $M2 \times 2M$  en fonction du temps.  $h_{bv}(t) = \tilde{h}_{bv}(t)$ ,  $P_0 = 900Pa$ .  $1/t_{0acous} = 74Hz$  (valeur moyenne). Les données d'entrée de la simulation sont représentées en trait fin (noir), les données simulées en trait gras (rouge).

Nous étudions ici le déphasage entre les prédictions de l'ouverture glottique,  $\min_t(h_{cv_1}(t), h_{cv_2}(t))$ , et sa mesure déduite des observations physiologiques en phonation DDP. Dans ce but, les variations du signal DEGG sont confrontées à celles de la dérivée temporelle de l'ouverture glottique simulée par le

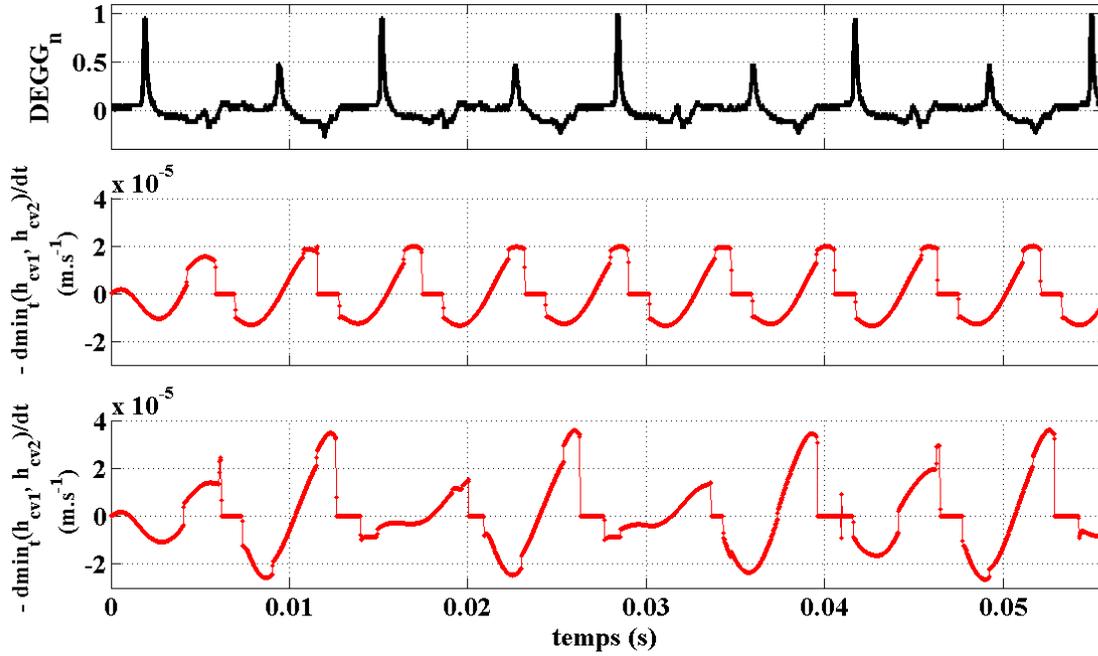


FIG. 7.27 – Comparaison entre le signal DEGG normalisée  $DEGG_n$  (en haut), l'opposé de la dérivée de l'ouverture glottique  $dmin_t(h_{cv_1}(t), h_{cv_2}(t))/dt$  simulée par le modèle  $M2M_{cv}$  pour  $h_{bv}(t) = h_{ventricule}$  (au milieu), et pour  $h_{bv}(t) = \tilde{h}_{bv}(t)$  (en bas).  $P_0 = 900Pa$ .

$M2M_{cv}$  dans la configuration standard (illustrée figure 7.25), et dans le cas où  $h_{bv}(t) = \tilde{h}_{bv}(t)$  (illustré figure 7.26), comme présenté sur la figure 7.27. La méthode de détection de pics par seuillage permet de repérer sur le signal  $-dmin_t(h_{cv_1}(t), h_{cv_2}(t))/dt$  les maxima d'amplitude, atteints aux instants de fermeture glottique prédits par la simulation (GCI simulés). Ainsi, l'écart de temps entre deux GCI simulés consécutifs définit la durée théorique du cycle glottique associé.

Deux résultats principaux ressortent de cette étude, comme illustré sur la figure 7.27 :

- la simulation prédit une altération des pics d'amplitude positive du signal  $-dmin_t(h_{cv_1}(t), h_{cv_2}(t))/dt$  tous les deux cycles glottiques ; autrement dit, elle prédit une diminution notable de la vitesse du contact glottique tous les deux cycles glottiques, à l'image de celle observée sur le signal DEGG.
- la simulation prédit une différence dans la durée de deux cycles glottiques consécutifs, comme observé *in-vivo*. Dans l'exemple étudié pour  $P_0 = 900Pa$ , l'écart entre les fréquences de deux cycles glottiques successifs (déterminés à partir d'un pic GCI simulé de plus grande amplitude) varie de 10Hz à 46Hz selon la simulation (valeur moyenne de 31Hz sur les quatre cycles ventriculaires sélectionnés), et de 39Hz à 42Hz d'après les enregistrements DEGG (valeur moyenne 41Hz).

Ces simulations suggèrent que l'interaction aérodynamique entre les cordes vocales et les bandes ventriculaires altèrent les vibrations glottiques en termes de fréquence et d'amplitude tous les deux cycles glottiques. Cependant, un déphasage persiste entre la simulation de l'ouverture glottique et les variations du signal DEGG mesuré, comme illustré sur la figure 7.27. En particulier, l'allongement de la durée du cycle glottique par la fermeture de l'espace ventriculaire, tel qu'observé *in-vivo*, n'est pas reproduit sous de telles hypothèses de modélisation.

Dans cette section, nous avons mis en évidence les altérations de fréquence et d'amplitude induites dans la vibration simulée des cordes vocales par le modèle physique de phonation, au cours du doublement

de période type voix de *Bassu* ou chant *Kargyraa*. Ainsi, nous avons exploré l'impact de la vibration des bandes ventriculaires sur le comportement glottique. Nous proposons dans la continuité de ce travail quelques éléments théoriques pouvant aider à l'exploration des origines de l'oscillation ventriculaire dans ces productions vocales.

### 7.2.3 Discussion autour des origines de l'oscillation ventriculaire

Dans le chapitre 6, nous avons montré qu'un recouvrement de pression peut être mesuré et prédit au niveau d'une maquette du ventricule de Morgagni. En particulier, la théorie prédit une chute de pression au niveau des bandes ventriculaires,  $\Delta P_{bv}$ , estimée en première approximation par  $P_2$ , pouvant atteindre une proportion considérable de la pression sous-glottique (*e.g.* 70% pour  $h_{bv}/h_{cv} = 0.5$ ). Ce recouvrement est-il suffisant pour permettre l'entretien d'une oscillation des bandes ventriculaires, à l'image de celle observée à la source glottique ?

#### Hypothèse d'une oscillation auto-entretenu

Nous nous sommes intéressés dans la section précédente à l'impact sur la vibration glottique, du comportement ventriculaire tel qu'observé sur l'humain en réalisation de doublement de période. Nous proposons ici d'étudier, par la simulation, l'impact sur le comportement ventriculaire de la configuration laryngée initiale. Autrement dit, contrairement aux simulations présentées ci-dessus, où l'ouverture des bandes ventriculaires extraite des mesures physiologiques était imposée comme paramètre d'entrée du modèle  $M2 \times 2M$  ( $h_{bv}(t) = \tilde{h}_{bv}(t)$ ), l'ouverture  $h_{bv}(t)$  devient ici un paramètre de sortie du modèle. Plus spécifiquement, nous nous intéressons aux prédictions des ouvertures  $h_{cv_1}(t)$ ,  $h_{cv_2}(t)$  et  $h_{bv_1}(t)$ ,  $h_{bv_2}(t)$  par les modèles  $M2M_{cv}$  et  $M2M_{bv}$  respectivement du modèle dynamique  $M2 \times 2M$ .

Les figures 7.28 et 7.29 présentent les simulations numériques des ouvertures  $h_{cv_1}(t)$ ,  $h_{cv_2}(t)$ ,  $h_{bv_1}(t)$  et  $h_{bv_2}(t)$  obtenues pour différentes conditions initiales d'ouverture ventriculaire  $h_{bv}(t=0)$ . Les paramètres géométriques, thermodynamiques, aérodynamiques du  $M2 \times 2M$  et les paramètres mécaniques du  $M2M_{cv}$  sont identiques à ceux détaillés précédemment au § 7.2.2. Les paramètres mécaniques du modèle de bandes ventriculaires  $M2M_{bv}$  sont choisis tels que :

$$\begin{aligned} m_{bv} &= 0.05g = m_{cv} \\ k_{bv} &= 10.66N.m^{-1} = k_{cv}/4 \\ k_{cbv} &= k_{bv}/2 \\ r_{bv} &= 5.13 \cdot 10^{-4}N.s.m^{-1} \end{aligned}$$

Ces choix ne reposent pas sur des propriétés intrinsèques à la physiologie des bandes ventriculaires. Ils sont effectués dans l'idée de simuler un doublement de période, comme sous-entendu par l'égalité  $k_{bv} = k_{cv}/4$  et suggéré dans Fuks & al. [59], 1998 (la première fréquence mécanique d'une masse de  $M2M_i$  pouvant être approchée par  $1/2\pi \cdot \sqrt{k_i/m_i}$ ,  $i \in \{cv, bv\}$ ). En comparaison, les simulations illustrées sur la figure 7.30 sont réalisées dans les mêmes conditions que pour les figures 7.28 et 7.29, mais pour une constante de raideur  $k_{bv}$  choisie telle que  $k_{bv} = k_{cv}/9$  puis  $k_{bv} = k_{cv}/16$ . L'ouverture ventriculaire à l'initialisation  $h_{bv}(t=0)$  est variée paramétriquement dans la gamme des valeurs physiologiquement admissibles, *i.e.* entre 0 et 9mm (*cf.* tableau 1.2). Parmi ces valeurs, huit configurations géométriques  $h_{bv}(t=0)$  sont sélectionnées et présentées sur les figures 7.28, 7.29 et 7.30.

Pour une ouverture initiale  $h_{bv}(t=0)$  variée entre 2.4 et 9mm, à savoir pour des configurations initiales telles que le rapport  $h_{bv}(t=0)/h_{cv}(t=0)$  varie entre 12 et 45, la pression  $P_2(t)$  reste prédite inférieure à 20% de la pression sous-glottique  $P_0$  (cas **(a)**, **(b)** et **(c)** sur la figure 7.28) et est identiquement nulle pour  $h_{bv}(t=0)/h_{cv}(t=0) \geq 20$  (cas **(a)** et **(b)**). L'interaction aérodynamique entre les bandes ventriculaires et le jet glottique engendre la mise en mouvement des masses du  $M2M_{bv}$ , comme illustré sur la figure 7.28. Néanmoins, cette interaction ne suffit pas, d'après le modèle, pour le faire osciller périodiquement.

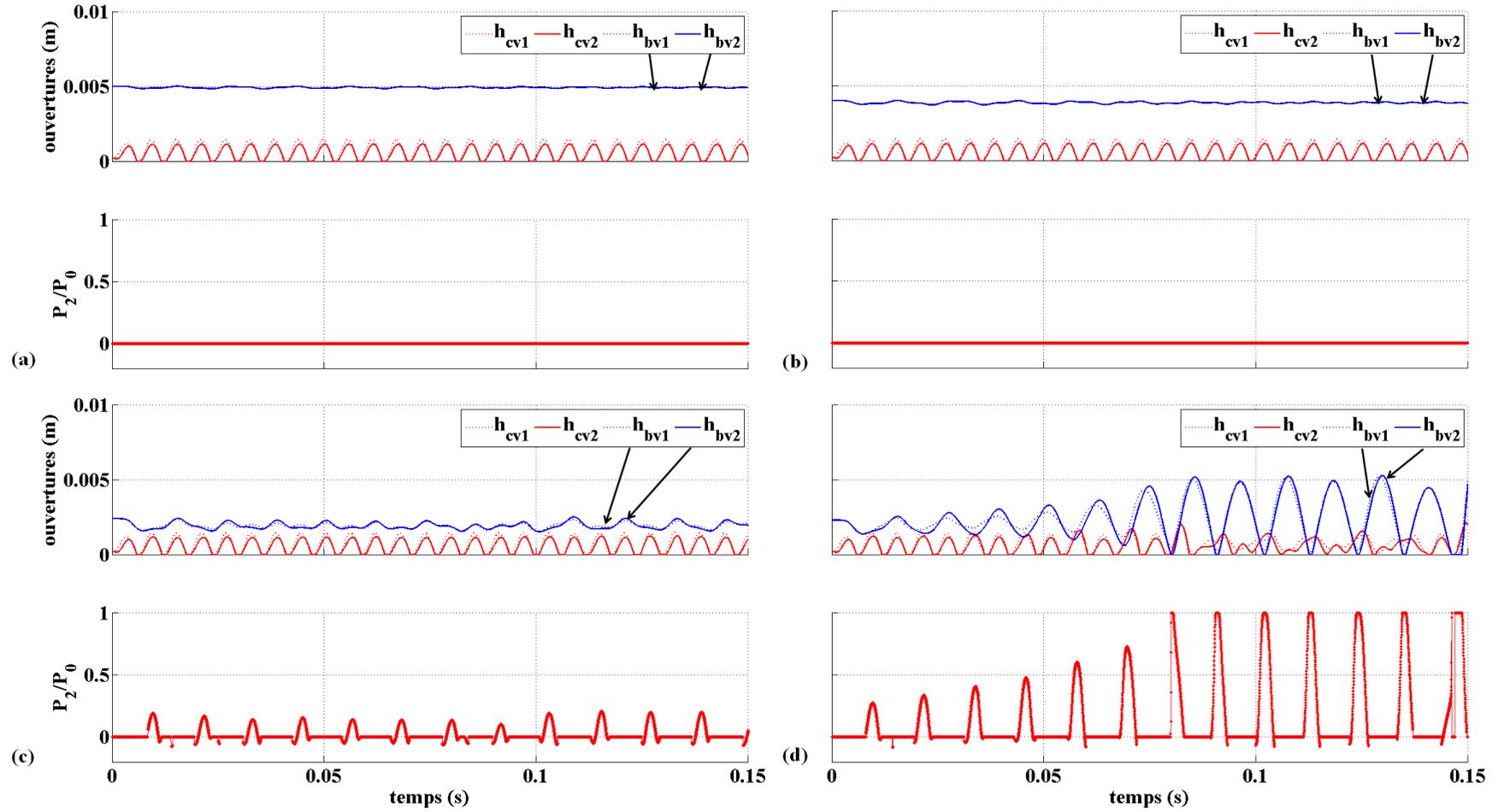


FIG. 7.28 – Simulations numériques des ouvertures  $h_{cv_1}(t)$ ,  $h_{cv_2}(t)$ ,  $h_{bv_1}(t)$  et  $h_{bv_2}(t)$  par les modèles  $M2M_{cv}$  et  $M2M_{bv}$  du  $M2 \times 2M$  décrit au § 3.3.2, pour différentes valeurs initiales  $h_{bv}(t=0)$ . (a) :  $h_{bv}(t=0) = 5\text{mm}$ , (b) :  $h_{bv}(t=0) = 4\text{mm}$ , (c) :  $h_{bv}(t=0) = 2.4\text{mm}$ , (d) :  $h_{bv}(t=0) = 2.3\text{mm}$ . Pour chaque simulation,  $P_0 = 900\text{Pa}$ ,  $h_{cv_1}(t=0) = h_{cv_2}(t=0) = 0.2\text{mm}$  et les paramètres d'entrée du modèle sont identiques à ceux détaillés au § 7.2.3. Les prédictions théoriques de  $P_2/P_0$  sont tracées en correspondance.

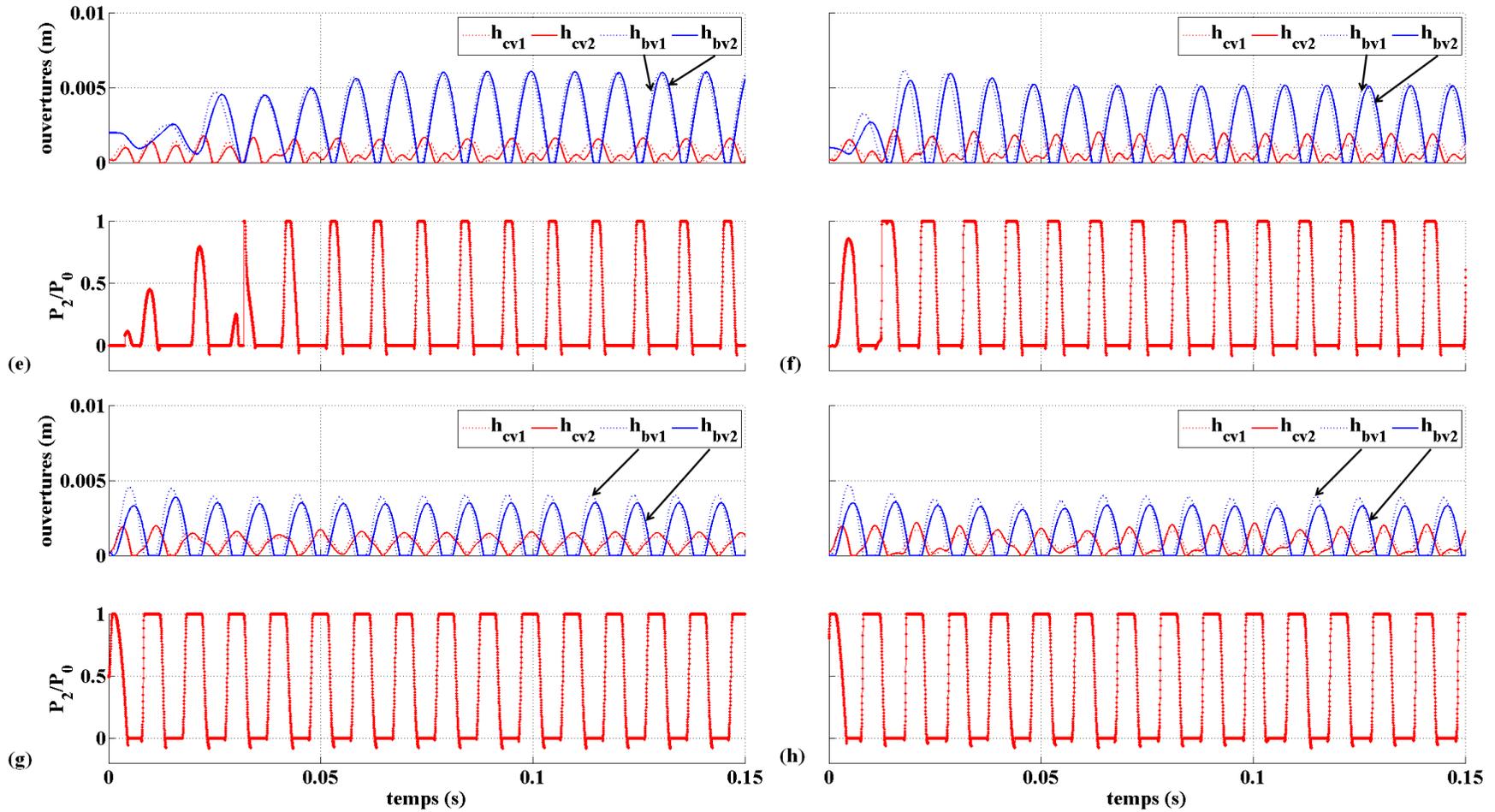


FIG. 7.29 – De même que pour la figure 7.28 avec (e) :  $h_{bv}(t=0) = 2\text{mm}$ , (f) :  $h_{bv}(t=0) = 1\text{mm}$ , (g) :  $h_{bv}(t=0) = 0.2\text{mm}$ , (h) :  $h_{bv}(t=0) = 0.1\text{mm}$ .

Dans ces conditions, la vibration simulée des cordes vocales est stable, quasi-sinusoïdale, auto-entretenu et, bien sûr, inchangée par le choix de la configuration ventriculaire lorsque  $P_2 = 0$ .

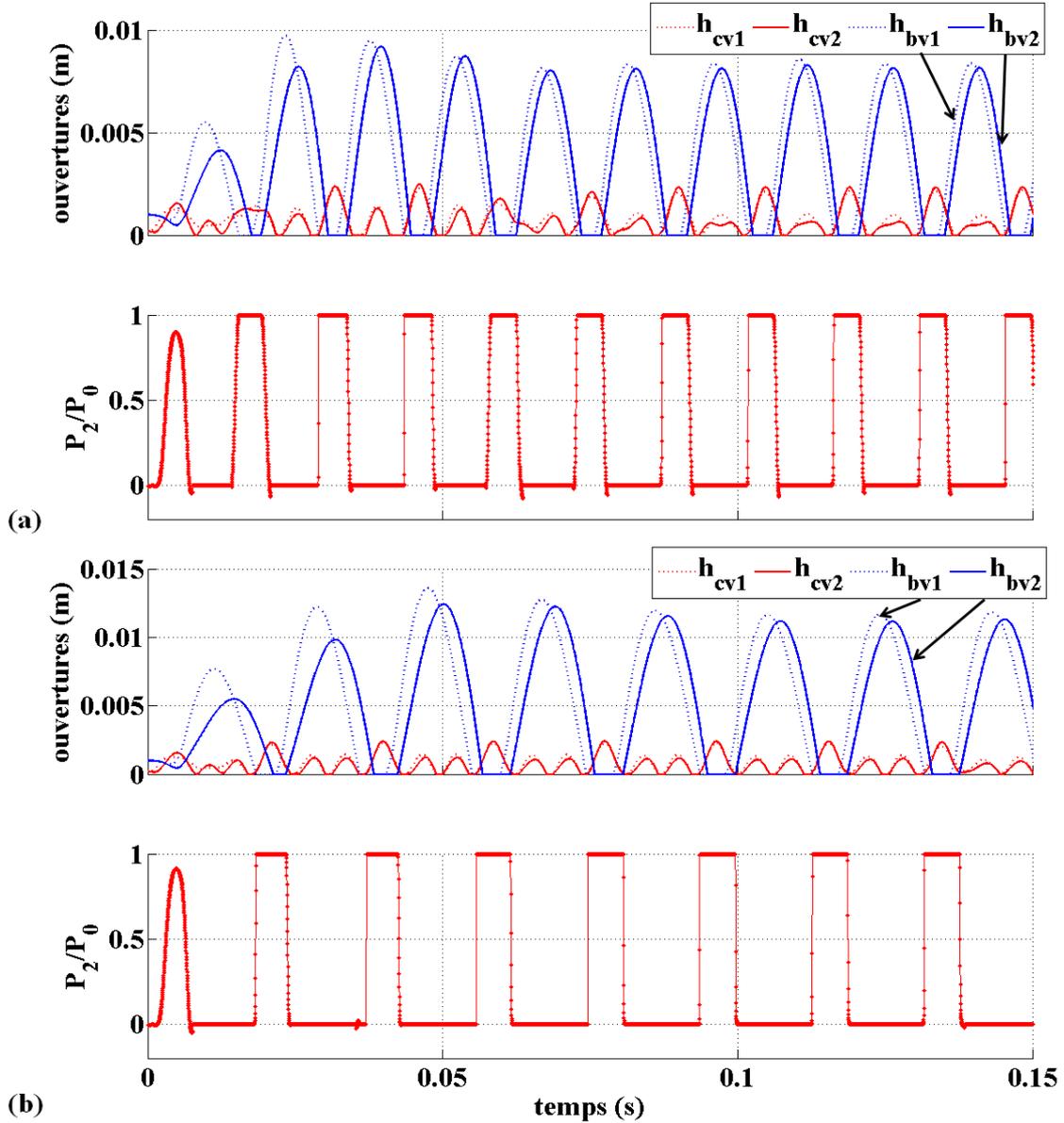


FIG. 7.30 – De même que pour la figure 7.28 avec  $h_{bv}(t = 0) = 1\text{mm}$  et des paramètres d'entrée mécaniques tels que (a)  $k_{bv} = k_{cv}/9$  et (b)  $k_{bv} = k_{cv}/16$ .

Pour une ouverture initiale  $h_{bv}(t = 0) < 2.4\text{mm}$ , à savoir pour une configuration initiale telle que  $h_{bv}(t = 0)/h_{cv}(t = 0) < 12$ , l'interaction aérodynamique entre les modèles  $M2M_{cv}$  et  $M2M_{bv}$  permet d'entretenir une oscillation périodique du modèle des bandes ventriculaires  $M2M_{bv}$ , comme illustré sur les figures 7.28 (d) et 7.29. Un recouvrement de pression important est prédit pour chacun des cas présentés dans cette configuration. Conformément aux résultats de la section précédente, l'interaction aérodynamique entre les modèles  $M2M_{cv}$  et  $M2M_{bv}$  engendre une modification de la vibration glottique en amplitude et en fréquence, comparativement aux cas (a), (b), (c) de la figure 7.28. Notez que les fréquences de vibration du  $M2M_{bv}$  obtenues sont différentes selon la constante de raideur  $k_{bv}$  imposée en paramètre d'entrée. Le modèle  $M2M_{bv}$  peut osciller à la fréquence du modèle  $M2M_{cv}$  divisée par deux

(cf. figure 7.29 et figure 7.30 (a)) ou trois (cf. figure 7.30 (b)).

Ces résultats soutiennent l'hypothèse d'une auto-oscillation des bandes ventriculaires, dérivant d'un rapprochement initial des bandes ventriculaires suffisant, et entretenue par un couplage aérodynamique avec les cordes vocales. La modélisation ne suffit pas néanmoins pour prédire la vibration ventriculaire telle qu'elle peut être observée *in-vivo*. En particulier, les relations de phase et de fréquence entre cordes vocales et bandes ventriculaires ne sont pas préservées par la simulation numérique. Ceci peut s'expliquer par la succession d'approximations réalisées dans le modèle  $M2 \times 2M$  proposé dans le cadre de notre étude sous différents points de vue (aérodynamique, géométrique, biomécanique) et notamment par le choix arbitraire des paramètres mécaniques du  $M2M_{bv}$ .

### Autour de la fréquence de vibration...

Pourquoi les bandes ventriculaires vibrent-elles à  $f_0/2$  en phonation DDP ? Ce travail sur le doublement de période en voix chantée n'a pu aborder cette question dans le temps imparti. Nous proposons néanmoins, en guise d'ouverture, quelques observations et perspectives pouvant favoriser une meilleure compréhension de ce phénomène dans les études à venir.

Nous pensons que la prise en compte des instabilités turbulentes dans le jet glottique pourrait permettre une avancée notable dans cette problématique. En particulier, l'hypothèse du développement d'instabilités de Kelvin-Helmoltz à la séparation glottique (Lesieur <sup>[113]</sup>, 1994) est à considérer. Ces instabilités s'accompagnent d'une formation de structures tourbillonnaires cohérentes, de formes et longueurs d'onde dépendant essentiellement de l'allure du profil de vitesse du jet (Urbin <sup>[205]</sup>, 1998), *i.e.* du rapport  $\delta/\theta$  selon les notations du chapitre 3. Il est alors courant d'observer l'appariement d'une paire de tourbillons consécutifs, s'enroulant l'un autour de l'autre par induction mutuelle et engendrant un tourbillon de taille supérieure et de longueur d'onde double comparativement à la longueur d'onde initiale (Winant & Browand <sup>[217]</sup>, 1974, Comte <sup>[38]</sup>, 1989, Urbin <sup>[205]</sup>, 1998, Balarac <sup>[18]</sup>, 2006). La fréquence de passage des tourbillons est ainsi divisée par deux. Ce processus conduit parfois à des triplements de période, lorsqu'un couple de tourbillons en cours d'appariement rencontre un troisième tourbillon et s'apparie avec lui (Lesieur <sup>[113]</sup>, 1994). Zaman & Hussain <sup>[218]</sup>, 1980 ont ainsi pu observer jusqu'à trois niveaux d'appariements successifs, divisant la fréquence de passage des tourbillons par  $2^3$ . En considérant que la réponse du jet à une excitation périodique est maximale lorsqu'elle s'effectue dans cette plage de fréquence (Urbin <sup>[205]</sup>, 1998), l'oscillation des tourbillons pourrait se transmettre aux structures environnantes lorsqu'ils se déplacent vers l'aval. Ces phénomènes sont d'intérêt pour notre étude si mis en parallèle avec l'entretien d'une oscillation des bandes ventriculaires à des fréquences égales à  $f_0/2$  ou plus basses. Certains auteurs ayant observé une vibration de bandes ventriculaires tous les trois cycles glottiques en phonation de triplement de période (Fuks & al. <sup>[59]</sup>, 1998, Sakakibara & al. <sup>[165]</sup>, 2004), l'hypothèse d'un lien entre la « cascade tourbillonnaire » (Urbin <sup>[205]</sup>, 1998) et la cascade sous-harmonique demanderait à être vérifiée. Une analyse de stabilité linéaire du système  $M2M_{bv}$  dans le modèle  $M2 \times 2M$  pourrait ainsi renseigner sur ses positions d'équilibre et les fréquences de vibration attendues dans les conditions d'oscillation.

## 7.3 En résumé

Dans ce chapitre, nous nous sommes intéressés aux phonations mettant en jeu une vibration des bandes ventriculaires, avec ou sans contact. La plupart des réalisations de cris, de grognements, de crescendo, et de chants de gorge (*Kargyraa*, voix de *Bassu*) se sont à ce titre distinguées de la base des données *in-vivo*. Voici les principaux corrélats physiologiques attribués à chacune de ces réalisations :

- en **voix criée**, la vibration ventriculaire, avec contact, se caractérise par des cycles apériodiques, irréguliers en amplitude. Malgré l'accolement ventriculaire, la période du signal DEGG correspond à la période de la vibration glottique. Une diminution de la vitesse du contact glottique est enre-

gistrée au moment du contact ventriculaire.

- les réalisations de **grognement** se caractérisent par un comportement ventriculaire similaire à celui observé en voix criée, avec ou sans accolement des bandes ventriculaires. Le mouvement aperiodique observé au niveau des bandes ventriculaires est interrompu épisodiquement par une brève succession de cycles d'oscillation périodiques.
- certaines productions en **crescendo** s'accompagnent d'une oscillation périodique des bandes ventriculaires, avec ou sans contact, à la même période fondamentale que la vibration glottique. Dans ces conditions, la périodicité et le quotient ouvert des cordes vocales ne sont pas altérés par la vibration ventriculaire. Sa contribution au geste phonatoire n'altère pas la qualité de la voix, contrairement aux phonations précédentes.
- le chant de gorge caractérisé par le phénomène acoustique du **doublé de période** (DDP) s'accompagne d'une vibration périodique des bandes ventriculaires, en déphasage avec la vibration glottique. La corrélation entre les mouvements glottiques, le comportement ventriculaire et la réalisation acoustique a fait l'objet d'une analyse détaillée. En particulier, une quantification de la dynamique laryngée basée sur l'extraction des aires glottique et ventriculaire sur les images laryngées a été proposée. L'utilisation combinée des données *in-vivo* et des outils de simulation numérique a conduit à une meilleure compréhension de la phonation DDP :
  - Un rapprochement mutuel des bandes ventriculaires est observé tous les cycles glottiques, mais le contact entre les bandes ventriculaires ne se produit périodiquement que tous les deux cycles glottiques, à une fréquence  $f_0/2$ . La hauteur du son perçu correspond donc à la fréquence fondamentale de la vibration des bandes ventriculaires. Ce contact succède à l'ouverture glottique et se poursuit pendant une partie de la phase ouverte du cycle glottique. L'adduction des cordes vocales précède la phase de décollement des bandes ventriculaires.
  - Nous avons montré que la vibration des bandes ventriculaires affecte l'oscillation glottique. Deux cycles glottiques successifs n'ont pas la même durée et la durée du cycle glottique est allongée en phase d'accolement des bandes ventriculaires. En particulier, la durée de la phase ouverte des cordes vocales est différente un cycle sur deux. Nous avons montré sur la base de simulations numériques que l'impact aérodynamique du mouvement ventriculaire est susceptible d'induire une altération constante de l'amplitude vibratoire des cordes vocales entre deux cycles successifs. L'extraction du comportement ventriculaire observé *in-vivo* en phonation DDP couplée à un travail de modélisation physique suffit ainsi à simuler un doublé de période à la source glottique. Le déphasage entre deux cycles glottiques consécutifs n'est néanmoins pas prédit de façon systématique.

Même si notre étude s'est principalement axée sur la caractérisation et l'impact de la vibration ventriculaire sur le comportement glottique et la réalisation acoustique, nous avons également proposé quelques éléments de réponse à la question de l'origine de la vibration ventriculaire. Nous avons montré de façon théorique comment, moyennant un rapprochement initial des bandes ventriculaires suffisant, l'interaction aérodynamique entre les cordes vocales et la configuration ventriculaire pouvaient générer et entretenir la vibration des bandes ventriculaires. Néanmoins, ces résultats n'ont été montrés que *via* l'utilisation de paramètres du modèle  $M2 \times 2M$  choisis arbitrairement. Une étude *in-vitro* combinant une maquette déformable de bandes ventriculaires et une maquette auto-oscillante de cordes vocales, menée en parallèle du travail théorique, permettrait un choix moins arbitraire des paramètres mécaniques du système  $M2M_{bv}$ .



# Conclusions

Le but de cette étude était d'explorer l'implication des bandes ventriculaires en phonation parlée et chantée. Nous avons cherché à observer et caractériser la géométrie et le comportement dynamique des bandes ventriculaires dans différents contextes phonatoires, dans l'optique de mieux comprendre leur interaction avec les cordes vocales et leur rôle dans la production du son. Des suites de l'exploration de leur comportement dans le geste phonatoire humain relativement aux vibrations glottiques, nous nous sommes attachés à deux problématiques principales :

- celle de leur influence physique sur le mouvement vibratoire des cordes vocales,
- et celle de l'origine aérodynamique du mouvement ventriculaire.

Nous proposons ici une synthèse des travaux réalisés, puis une discussion sur les questions soulevées en introduction. Enfin, nous proposons des perspectives en ouverture de ce travail.

## Synthèse des travaux réalisés

Trois approches complémentaires ont guidé l'ensemble de nos travaux : une approche basée sur l'exploration *in-vivo* de l'implication des bandes ventriculaires en phonation, un travail de modélisation théorique visant à prédire l'impact aérodynamique qu'elles sont susceptibles d'engendrer sur l'écoulement translaryngé et la vibration glottique, et une approche expérimentale *in-vitro* développée à des fins de validation de nos modèles.

### Première approche : Exploration *in-vivo*

La participation des bandes ventriculaires au geste phonatoire a été explorée sur trois chanteurs professionnels et cinq locuteurs, sur une base de données intégrant des sons de parole usuelle dans les mécanismes M0, M1, M2, des sons en situation d'effort vocal (crescendo, voix criée), en descrecendo, des « grognements », et des productions de doublement de période en chant de gorge type *Kargyraa* ou imitant la technique vocale du *Bassu* de Sardaigne. Les mouvements laryngés ont été caractérisés par l'enregistrement simultané de signaux acoustiques, électroglottographiques (EGG) et d'images glottiques acquises par cinématographie ultra-rapide en milieu hospitalier (à l'*Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf* à Hambourg en Allemagne et l'*Hôpital Européen Georges Pompidou* à Paris).

Les examens laryngoscopiques ont montré différents degrés d'implication des bandes ventriculaires dans la phonation. Les bandes ventriculaires se caractérisent par des configurations géométriques et des comportements dynamiques distincts selon la réalisation acoustique : elles peuvent rester immobiles éloignées, ou se rapprocher, éventuellement jusqu'à l'accolement, rester inactives ou s'animer d'un mouvement vibratoire périodique ou a périodique, en phase ou en déphasage avec l'oscillation glottique.

Afin de caractériser ces comportements en relation avec le mouvement des cordes vocales pour les différentes tâches phonatoires, la variation périodique de la durée du cycle glottique et l'effet de l'accolement des bandes ventriculaires sur les temps de fermeture glottique et les durées de phase ouverte ont été mesurés. La dynamique des structures laryngées a été analysée à partir des signaux électroglottographiques

et de leurs dérivés et par analyse kymographique synchrone des images laryngées. Un traitement des images cliniques a permis d'extraire des données d'aire glottique et d'aire entre les bandes ventriculaires des enregistrements, et d'interpréter quantitativement leur évolution temporelle en comparaison avec les mesures EGG.

### La phonation usuelle

Dans le geste de voisement usuel, les cordes vocales vibrent à une fréquence fondamentale stable d'un cycle sur l'autre, les bandes ventriculaires restent distantes l'une de l'autre sur toute leur longueur  $W_{bv}$ , d'un écart dépendant de la position  $z$  sélectionnée le long de cet axe. Autrement dit,  $\tilde{h}_{bv}(z, t) > 0$ , quelle que soit la position  $z$  considérée sur l'épaisseur des bandes (en dehors de la commissure antérieure située à la base de l'épiglotte). Elles restent statiques au cours de la vibration glottique : quel que soit  $z$  fixé, l'écart séparant les bandes ventriculaires,  $\tilde{h}_{bv}(z, t)$ , est invariant par rapport à  $t$ . Quels que soient l'instant  $t$  du cycle glottique et la position  $z$  observée, l'ouverture ventriculaire  $\tilde{h}_{bv}(z)$  reste toujours supérieure à l'ouverture glottique  $\tilde{h}_{cv}(z, t)$ , sur l'ensemble de la base de données constituée. L'écartement maximal observé entre les bandes ventriculaires majore celui observé entre les cordes vocales en phonation usuelle, d'un facteur constant dans le temps, situé entre 2 et 6 (valeur moyenne 3) selon les individus, conformément aux mesures de la littérature (Scherer <sup>[173]</sup>, 1981, Agarwal & al. <sup>[3]</sup>, 2003, Agarwal <sup>[2]</sup>, 2004).

### Le doublement de période dans le chant de gorge (*Kargyraa*, *Bassu* de Sardaigne)

Pour les cinq réalisations enregistrées, le doublement de période s'accompagne d'une vibration périodique des bandes ventriculaires, en déphasage avec la vibration glottique. Un rapprochement mutuel des bandes ventriculaires est observé tous les cycles glottiques, mais le contact entre les bandes ventriculaires ne se produit périodiquement que tous les deux cycles glottiques, à une fréquence  $f_0/2$ . La hauteur du son perçu correspond donc à la fréquence fondamentale de la vibration des bandes ventriculaires. Ces résultats s'accordent avec les observations de Fuks & al. <sup>[59]</sup>, 1998, Lindestad & al. <sup>[118]</sup>, 2001, Sakakibara & al. <sup>[167]</sup>, 2001, Sakakibara & al. <sup>[170]</sup>, 2004, Lortat-Jacob <sup>[120]</sup>, 1998, Henrich & al. <sup>[79]</sup>, 2006. Ce contact succède à l'ouverture glottique et se poursuit pendant une partie de la phase ouverte du cycle glottique. L'adduction des cordes vocales précède la phase de décollement des bandes ventriculaires. Le contact ventriculaire succède à l'ouverture glottique et se poursuit pendant une partie de la phase ouverte du cycle glottique. L'adduction des cordes vocales précède la phase de décollement des bandes ventriculaires. Nous avons montré que la vibration des bandes ventriculaires affectent l'oscillation glottique. Deux cycles glottiques successifs n'ont pas la même durée et la durée du cycle glottique est allongée en phase d'accolement des bandes ventriculaires. En particulier, la durée de la phase ouverte des cordes vocales et le quotient ouvert diffèrent un cycle sur deux.

### Le cri

Une vibration des bandes ventriculaires, avec contact, s'est manifestée au cours des productions en voix criée. Elle se caractérise par des cycles aperiodiques, irréguliers en amplitude, et porte les traits d'un régime d'oscillation chaotique. Malgré l'accolement ventriculaire, la période du signal DEGG correspond à la période de la vibration glottique. Une diminution de la vitesse de contact à la fermeture glottique est enregistrée au moment du contact.

### Le « grognement »

Les phonations de grognement proposées se sont distinguées par une vibration ventriculaire similaire à celle observée en voix criée, avec ou sans accolement. Le mouvement aperiodique observé au niveau des bandes ventriculaires est interrompu épisodiquement par la succession instable de cycles d'oscillation périodiques.

### Le crescendo

En situation d'effort vocal, nous avons globalement observé un degré de constriction ventriculaire plus important qu'en phonation usuelle. En particulier, l'ouverture ventriculaire  $\tilde{h}_{bv}(z, t)$  peut être inférieure

à l'ouverture glottique  $\tilde{h}_{cv}(z, t)$ , selon la position  $z$  observée sur l'axe glottique médian, contrairement à la configuration usuelle. Le degré de la constriction ventriculaire peut se stabiliser dès le début de la production, ou bien augmenter continûment jusqu'à une ouverture minimale  $\hat{h}_{bv}(t)$  non nulle, voire jusqu'au contact. Certaines productions en crescendo se sont illustrées par une oscillation périodique des bandes ventriculaires, avec ou sans contact, à la même période fondamentale que la vibration glottique. Dans ces conditions, la modulation du débit d'air dans le larynx n'altère ni la périodicité ni le quotient ouvert des cordes vocales. La contribution de la vibration ventriculaire au geste phonatoire n'altère pas la qualité de la voix, contrairement aux phonations de voix criée, doublement de période ou de grognement.

Le rapprochement et/ou le contact épisodique des bandes ventriculaires ont été observés pour d'autres productions de la base de données (rires, glissando, transitions M1  $\rightarrow$  M2 et M1  $\leftrightarrow$  M0, yoddle, mécanisme M0), sans relation nette entre le geste phonatoire et la production acoustique résultante.

L'exploration du geste phonatoire humain a montré qu'il existait des phonations telles que, à une position  $z$  fixée sur le plan glottique, l'ouverture ventriculaire est inférieure à l'ouverture entre les cordes vocales, tandis qu'elle l'excède d'un rapport variable entre 1 et 5 en phonation usuelle dans notre base de données. Elle a également conduit à l'hypothèse de relations possibles entre l'intensité acoustique et la compression des bandes ventriculaires ; et entre le degré d'adduction ou d'accolement observé aux bandes ventriculaires et l'altération du comportement vibratoire aux cordes vocales.

### Seconde approche : Modélisation théorique

L'influence sur le jet glottique du degré d'accolement des bandes ventriculaires,  $h_{bv}$ , et de leur position dans le conduit vocal,  $L_{ventricule}$ , a été modélisée par les lois de la mécanique des fluides. Nous avons proposé une description théorique de l'écoulement d'air dans le larynx tenant compte de ces deux paramètres de contrôle, basée sur différentes hypothèses simplificatrices. La séparation de l'écoulement a été décrite par un modèle semi-empirique, et par un modèle de couche limite associé au schéma de résolution de Thwaites. Trois développements géométriques du jet dans le ventricule de Morgagni ont été testés (jet droit uniforme, jet laminaire, jet « turbulent »). Différents formalismes aérodynamiques, fonctions des caractéristiques de l'écoulement (inertie, viscosité, recouvrement de pression), ont été présentés.

Cette description a été couplée à un modèle à deux masses de cordes vocales afin de proposer un modèle physique de phonation quantifiant l'altération aérodynamique causée par la présence et la géométrie des bandes ventriculaires en aval de la glotte. L'impact sur les vibrations glottiques et la chute de pression translaryngée a été évaluée objectivement sur la base de ce modèle. L'étude de l'interaction entre les cordes vocales et les bandes ventriculaires s'est divisée en deux étapes :

- une étude statique centrée sur une analyse linéaire de stabilité appliquée au modèle mécanique afin d'estimer les variations de fréquence fondamentale et de pression de seuil d'oscillation glottique dues à la présence des bandes ventriculaires dans le larynx ;
- une étude dynamique visant à quantifier l'influence des bandes ventriculaires sur l'évolution temporelle des oscillations glottiques, en termes de phase et d'amplitude.

Un modèle à deux masses de bandes ventriculaires a été juxtaposé au modèle distribué de cordes vocales pour simuler l'impact d'une vibration ventriculaire sur la vibration glottique et pour étudier la possibilité d'une mise en oscillation des bandes ventriculaires.

#### **Bandes ventriculaires très écartées**

D'après ce travail de modélisation, aucun recouvrement de pression ( $P_2 = 0$ ) n'est prédit dans les configurations géométriques  $h_{bv}/h_{cv}$  semblables à celles mesurées en phonation usuelle sur l'humain. Le débit d'air est le même que celui simulé en l'absence de bandes ventriculaires dans le canal d'écoulement. Dans ces conditions, la présence et le comportement des bandes ventriculaires n'altèrent pas le mouvement vibratoire du modèle à deux masses des cordes vocales. La vibration glottique simulée reste périodique

et quasi-sinusoidale en présence des bandes ventriculaires très écartées.

### Bandes ventriculaires rapprochées

Les différentes théories proposées prédisent une diminution du rapport  $P_2/P_0$  avec l'augmentation du rapport  $h_{bv}/h_{cv}$ , jusqu'à annulation pour  $h_{vb} \geq h_3^0$ . Au col de la constriction ventriculaire, les théories prévoient des pressions négatives et un effet Bernoulli, la chute des rapports  $P_3/P_2$  avec  $h_{bv}/h_{cv}$ . Elles prévoient une pression  $P_3$  pouvant atteindre 44% de la pression d'alimentation  $P_0$ . Cet impact théorique du degré d'accrolement ventriculaire sur la distribution de pression dans le larynx s'accompagne d'un impact théorique sur le mouvement vibratoire des cordes vocales. Pour des paramètres fixés en concordance avec le dispositif expérimental *in-vitro*, le modèle à deux masses prédit l'amorçage d'oscillations auto-entretenues pour  $h_{bv}/h_{cv}^0 > 1$ . Une décroissance qualitative dans les pressions d'initiation de vibration est prédite par l'analyse de stabilité, pour  $h_{bv}/h_{cv}^0$  situé entre 1 et 4. Pour  $h_{bv}/h_{cv}^0 > 4$ , la pression d'initiation de phonation est prédite constante et égale à valeur de référence sans bande ventriculaire. Une augmentation de la fréquence fondamentale de vibration du modèle à deux masses, jusqu'au voisinage de la fréquence de référence sans bande ventriculaire, est prédite pour  $h_{bv}/h_{cv}$  varié de 1 à 4.

### Bandes ventriculaires en vibration

Le travail théorique a également montré que l'interaction aérodynamique entre les cordes vocales et la configuration ventriculaire pouvait provoquer et entretenir la vibration d'un modèle à deux masses de bandes ventriculaires, moyennant un rapprochement initial des bandes ventriculaires suffisant, et une initialisation des paramètres mécaniques du modèle adéquate. De plus, combinées avec l'extraction du comportement ventriculaire observé *in-vivo* en phonation de doublement de période, les simulations numériques ont montré que la variation de l'ouverture ventriculaire mesurée dans cette configuration induit une altération constante de l'amplitude vibratoire du modèle à deux masses de cordes vocales entre deux cycles successifs. La modélisation de l'interaction aérodynamique entre les cordes vocales et les bandes ventriculaires a ainsi permis de simuler numériquement un doublement de période à la source glottique.

### Troisième approche : Validation expérimentale *in-vitro*

A des fins de validation de nos modèles, différents bancs expérimentaux destinés à étudier *in-vitro* la production de parole ont été utilisés dans des conditions d'écoulement stationnaires et instationnaires. Les dispositifs élaborés dans cette optique comprennent une maquette de cordes vocales (rigide et statique ou déformable et auto-oscillante) à laquelle est adjointe en aval une maquette rigide de bandes ventriculaires, de géométrie ajustable (statique ou en oscillations forcées). L'exploration *in-vitro* de l'influence des bandes ventriculaires sur la chute de pression translaryngée s'est réalisée au moyen de visualisation d'écoulement par injection de fumée et imagerie Schlieren, de mesures de pression, de mesures optiques, et de mesures vélocimétriques par images de particule (PIV). L'ensemble de ces méthodes a permis d'observer plus précisément les altérations engendrées par la constriction ventriculaire sur le jet glottique dans diverses configurations géométriques.

### Configurations de référence en l'absence de maquette bandes ventriculaires

Les mesures de vélocimétrie par PIV ont permis d'évaluer *in-vitro* les propriétés de l'écoulement développé en aval de la maquette auto-oscillante de cordes vocales, sur une partie de la maquette du ventricule, dans deux configurations de référence sans maquette de bandes ventriculaires (jet libre et jet confiné). Dans les deux cas, la vitesse moyenne de l'écoulement décroît globalement suivant l'axe de la vibration glottique, le long de la maquette de ventricule. Le pic de vitesse en amplitude est mesurée en phase de fermeture de la maquette de cordes vocales. En moyenne sur un cycle d'oscillation, l'axe central du jet ne coïncide pas avec l'axe médian de la vibration de la maquette de cordes vocales, et la déviation du jet par effet Coanda varie dans le temps. L'écoulement oscille de part et d'autre de l'axe de symétrie de la vibration de la maquette. A  $x_{\Phi} = 10\text{mm}$  de la source de vibration, le degré d'asymétrie du jet,  $(\delta_{\Phi}^{-} - \delta_{\Phi}^{+})/\delta_{\Phi}$ , varie entre 3% et 80% en condition de jet libre, excédant 19% sur 80% du cycle de vibration ; il fluctue entre 2% et 66% en condition de jet confiné, et reste supérieur à 31% sur 90%

de la durée du cycle. Pour les deux configurations, l'intensité turbulente est minimale au centre du jet, augmente dans les couches de cisaillement, et est maximale en phase de fermeture glottique. En condition de jet libre, le taux de turbulence varie entre 37% et 82% en moyenne sur la largeur du jet  $\delta_\Phi$  mesurée à  $x_\Phi = 10\text{mm}$  de la source de vibration. En condition de jet confiné, ce taux varie entre 63% et 148%.

### **Configurations en présence d'une maquette de bandes ventriculaires**

Les techniques expérimentales ont montré que la maquette de bandes ventriculaires rigides, placée en aval d'une des maquettes de cordes vocales, altère la structure de l'écoulement. Sous certaines conditions géométriques et aérodynamiques (stationnaire ou instationnaire), selon la maquette de cordes vocales considérée (statique ou dynamique), elle peut induire une déviation des jets glottique et ventriculaire par effet Coanda ; ou au contraire, un redressement des jets vers l'axe médian ; un battement du jet glottique ; ou au contraire, une stabilisation de son oscillation au cours d'un cycle de vibration de la maquette de cordes vocales ; la diminution du taux de turbulence moyen dans l'écoulement central, et un retard dans la dégénérescence du jet par dissipation turbulente. En particulier, en condition d'écoulement instationnaire (CV oscillantes et BV rigides), les mesures PIV ont permis de tester deux configurations géométriques particulières, l'une « réaliste » (avec un rapport  $h_{bv}/h_{cv}$  oscillant autour de 3), et l'autre caractérisée par un fort degré de constriction ventriculaire (rapport  $h_{bv}/h_{cv} < 1$  en moyenne).

#### ***Correction de l'asymétrie de l'écoulement***

Dans les deux cas, la constriction ventriculaire corrige la dissymétrie de l'écoulement comparativement aux configurations de référence. A  $x_i = 10\text{mm}$  de la source oscillante, le rapport  $(\delta_\Phi^- - \delta_\Phi^+)/\delta_\Phi$  varie entre 2,6 et 35% et reste inférieur à 20% sur 80% du cycle glottique en condition « réaliste ». Il varie entre 0 et 60% et n'excède pas 10% sur 80% du cycle de vibration pour la configuration telle que  $h_{bv}/h_{cv} < 1$ .

#### ***Diminution du taux de turbulence***

Dans la configuration « réaliste », le taux de turbulence moyen prend ses valeurs entre 23% et 46%, sur la largeur du jet à  $x_i = 10\text{mm}$  de la source, soit une diminution de 63% du taux de turbulence moyen minimal mesuré en condition de jet confiné, et une diminution de 69% de sa valeur maximale. Le taux de turbulence mesuré à cette position peut descendre jusqu'à 11%. Le taux minimal, mesuré sur la largeur du jet, reste inférieur à 20% sur toute la durée du cycle de vibration de la maquette de cordes vocales, à l'opposé des conditions de référence.

#### ***Impact sur l'admittance de l'écoulement***

L'impact de la constriction ventriculaire sur le débit d'air a été mesuré par PIV. L'admittance mesurée en présence de la constriction ventriculaire « réaliste » est supérieure à celle mesurée en jet confiné, d'un facteur variant entre 1,9 et 3,2 selon la phase (valeur moyenne 2,5). Dans la configuration caractérisée par un fort degré de constriction ventriculaire, l'admittance de l'écoulement est plus faible que celle mesurée en condition de jet confiné, sur 80% du cycle de vibration de la maquette de cordes vocales. Le rapport de l'admittance mesurée en présence de la constriction ventriculaire par celle mesurée en jet confiné oscille entre 0,6 et 1,2 (valeur moyenne 0,8).

#### ***Impact sur la distribution de pression***

L'incidence de la géométrie ventriculaire mesurée sur la chute de pression au niveau des cordes vocales,  $\Delta P_{cv} = P_0 - P_2$  a mis en évidence différentes zones d'influence. En particulier, pour  $L_{ventricule} = 26\text{mm}$ , l'exploration *in-vitro* a montré que  $\Delta P_{cv}$  décroît lorsque  $h_{bv}/h_{cv}$  diminue en-deçà de 3, et reste alors inférieure à  $P_0$  ; que  $\Delta P_{cv}$  décroît lorsque  $h_{bv}/h_{cv}$  diminue de 5 à 3, et devient supérieure à  $P_0$  ( $P_2$  est alors une fonction négative décroissante de  $h_{bv}/h_{cv}$ ) ; enfin qu'elle augmente à partir d'une valeur limite quasi-nulle pour  $h_{bv}/h_{cv}$  varié de 8 à 5. Un effet Bernoulli a été mesuré au col de la maquette de bandes ventriculaires.

#### ***Impact sur les vibrations de la maquette de cordes vocales***

Nous avons montré que dans une certaine gamme de valeurs de  $h_{bv}$ , la présence de la maquette de bandes ventriculaires peut favoriser les oscillations de la maquette de cordes vocales. Au contraire, un degré de constriction  $h_{bv}$  très élevé comparativement à l'ouverture  $h_{cv}$ , tend à perturber voire supprimer la vibration de la maquette de cordes vocales, en raison du recouvrement de pression qui diminue la chute

de pression transglottique. De telles configurations géométriques se manifestent quand l'ouverture  $h_{bv}$  est inférieure ou égale à l'ouverture  $h_{cv}$ . Dans ce cas, une augmentation de la fréquence fondamentale avec  $h_{bv}/h_{cv}$  est observée. Sous certaines configurations géométriques et pour des valeurs de  $P_0$  singulières, la maquette de bandes ventriculaires peut entraîner une bifurcation de la vibration de la maquette auto-oscillante de cordes vocales vers un régime sous-harmonique voire chaotique.

## Discussion

Les résultats issus des trois approches montrent que la configuration géométrique des bandes ventriculaires est un paramètre critique sur la distribution de pression et le débit d'air translaryngés, conformément aux études précédentes (Agarwal & al. [3], 2003, Agarwal [2], 2004, Kucinski & al. [108], 2006). Les résultats montrent que les bandes ventriculaires peuvent être sollicitées dans le geste phonatoire humain pour la réalisation de sons spécifiques, et que leur présence et comportement dynamique ont une influence notable sur la chute de pression transglottique, la fréquence, l'amplitude et les pressions de seuils d'oscillation de la vibration des cordes vocales.

### Impact des bandes ventriculaires sur l'écoulement translaryngé

En croisant les résultats des trois approches, nous pouvons conclure de cette étude que les bandes ventriculaires sont susceptibles d'altérer la structure (orientation, comportement, stabilité) et la cinématique de l'écoulement translaryngé.

Nos conclusions s'orientent en faveur d'un redressement du jet glottique par la présence d'une constriction ventriculaire en aval de la source glottique, comme soutenu par les études de Shadle & al. [182], 1991 et Kucinski & al. [108], 2006. D'après nos mesures, la présence des bandes ventriculaires est susceptible d'induire une stabilité de l'écoulement glottique, particulièrement dans une configuration réaliste telle que le rapport  $h_{bv}/h_{cv}^0$  oscille autour d'une valeur moyenne égale à 3 pendant un cycle glottique. La constriction ventriculaire pourrait stabiliser l'oscillation de l'écoulement de part et d'autre de l'axe glottique, et réduire la dégradation de la structure du jet par dissipation d'énergie cinétique, en accord avec les mesures de Kucinski & al. [108], 2006.

Nos travaux suggèrent que les bandes ventriculaires, placées dans des géométries particulières relativement à la configuration glottique, peuvent favoriser la dynamique de l'écoulement à travers les cordes vocales par augmentation de l'admittance aérodynamique, ou au contraire augmenter la résistance de l'écoulement translaryngé, conformément aux observations d'Agarwal & al. [3], 2003 et Agarwal [2], 2004.

### Impact des bandes ventriculaires sur la vibration des cordes vocales

Notre étude suggère que dans une certaine gamme de valeurs d'ouverture ventriculaire, la présence des bandes ventriculaires favorise les oscillations des cordes vocales. Au contraire, un degré de constriction très élevé des bandes ventriculaires, comparativement à l'ouverture glottique, est susceptible de perturber voire supprimer la vibration des cordes vocales. La fréquence des oscillations glottiques pourrait être diminuée par un degré de constriction ventriculaire important. Certaines configurations ventriculaires, moyennant des pressions sous-glottiques importantes, sont susceptibles d'entraîner un régime sous-harmonique voire chaotique de la vibration glottique. Grâce à l'étude détaillée des corrélats physiologiques et des processus physiques impliqués dans le mécanisme de doublement de période, nous avons montré que la vibration des bandes ventriculaires, dans ce geste spécifique, affecte l'oscillation glottique en fréquence et en amplitude. Pour cette phonation spécifique, l'impact aérodynamique du mouvement ventriculaire est susceptible d'induire une altération constante de l'amplitude vibratoire des cordes vocales entre deux cycles successifs.

### Impact d'origine aérodynamique

Nos travaux montrent que les tendances décrites ci-dessus sont principalement reliées à des effets aérodynamiques. Leur prédiction théorique, dans l'optique de la synthèse vocale par exemple, reste très complexe. Plus précisément, il a été montré qu'une simple théorie basée sur le formalisme de Bernoulli instationnaire, considérée sous les hypothèses d'un point de séparation d'écoulement empirique et d'un

développement géométrique de jet linéaire pouvait donner une estimation raisonnable de la chute de pression transglottique. L'expansion géométrique du jet glottique semble être le paramètre le plus critique. En raison de la cascade d'approximations effectuées, la prédiction de la pression en aval des cordes vocales reste qualitative. Au niveau de la constriction ventriculaire, les prédictions théoriques ne parviennent à rendre compte des données expérimentales stationnaires ou instationnaires. Probablement, la dissipation visqueuse par turbulence dans le jet doit être pris en compte à cet endroit de l'écoulement translaryngé.

### Discussion sur l'origine du mouvement ventriculaire

Bien que notre étude se soit principalement axée sur la caractérisation et les conséquences du comportement ventriculaire sur la vibration glottique, nous avons également proposé quelques éléments de réponse à la question de l'origine physique de la vibration ventriculaire.

Alors que les bandes ventriculaires constituent par nature *a priori* de médiocres vibreurs biomécaniques (Haji & al. [75], 1992, Agarwal & al. [3], 2003, Agarwal [2], 2004), le réattachement du jet glottique et l'effet Bernoulli ont été observés sur la maquette de bandes ventriculaires. La chute de pression au niveau des bandes ventriculaires, qui peut être, en première approximation, estimée par  $P_2$ , peut atteindre une proportion considérable de la pression d'alimentation (*e.g.* 70% pour  $h_{bv}/h_{cv} = 0,5$ ). De plus, nous avons montré de façon théorique comment, moyennant un rapprochement initial des bandes ventriculaires suffisant, l'interaction aérodynamique entre les cordes vocales et la configuration ventriculaire pouvait générer et entretenir la vibration d'un modèle de bandes ventriculaires. Ainsi, la possibilité d'une auto-oscillation des bandes ventriculaires entretenue par le couplage aérodynamique avec les cordes vocales n'est pas exclue.

## Perspectives

Ce travail a permis une avancée dans l'étude de l'impact du rapprochement et de la vibration des bandes ventriculaires sur le comportement glottique, ainsi que dans la compréhension des mécanismes physiques et physiologiques impliqués dans le doublement de période en particulier. Les avancées en modélisation des auto-oscillations glottiques et ventriculaires et de leur interaction, couplées aux observations et mesures d'aires glottique et ventriculaire sur l'humain ont aussi permis d'aborder la question de l'origine aérodynamique du mouvement ventriculaire.

### Au niveau de l'exploration *in-vitro*

Il serait intéressant de compléter ces résultats par une exploration *in-vitro* incluant une maquette déformable de bandes ventriculaires, et vérifier si les bandes ventriculaires sont capables d'oscillations par le seul couplage aérodynamique, ainsi que le prédisent les modèles.

### Au niveau du travail théorique

La description théorique de l'interaction aérodynamique entre les cordes vocales et les bandes ventriculaires pourrait également être appliquée à la synthèse de son voisé par modèle physique. Cet outil permettrait de mieux comprendre les conséquences sur le signal acoustique des altérations engendrées par les bandes ventriculaires et modélisées dans cette étude. En particulier, il serait intéressant de vérifier dans quelles mesures et pour quelles configurations vibratoires l'impact physique des bandes ventriculaires est perceptible.

### Au niveau de l'exploration *in-vivo*

L'utilisation de l'électroglottographe multi-canaux développé pour l'évaluation de la position du larynx et de ses mouvements verticaux et antéro-postérieurs (Kob & Frauenrath [104], 2007, Kob & al. [105], 2007) pourrait aider à distinguer plus précisément dans le signal EGG enregistré, la contribution des bandes ventriculaires de celle des cordes vocales.



# Bibliographie

- [1] G. N. Abramovitch. *The theory of turbulent jets*. MIT Press Cambridge, Mass., 1963.
- [2] M. Agarwal. *The false vocal folds and their effect on translaryngeal airflow resistance*. PhD thesis, Bowling Green State University, OH, 2004.
- [3] M. Agarwal, R. C. Scherer, and H. Hollien. The false vocal folds : shape and size in frontal view during phonation based on laminagraphic tracings. *J. Voice*, 17(2) :97–113, 2003.
- [4] F. Alipour, S. Jaiswal, and E. Finnegan. Aerodynamic and acoustic effects of false folds and epiglottis in excised larynx models. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.*, 116 :135–144, 2007.
- [5] P. Alku. Glottal wave analysis with pitch synchronous iterative adaptative inverse filtering. *Speech Communication*, 11 :109–118, 1992.
- [6] S. Anastaplo and M. P. Karnell. Synchronized videostroboscopic and electroglottographic examination of glottal opening. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 83(5) :1883–1890, 1988.
- [7] T. Arts, H. L. Boerrigter, J.-M. Buchlin, M. Carbonaro, G. Degrez, R. Dénos, D. Fletcher, D. Olivari, M. L. Riethmuller, and R. A. Van den Braembussche. *Measurement techniques in fluid dynamics*. Von Karman Institute for Fluid Dynamics, 2001.
- [8] T. Baer, A. Löfqvist, and N. S. MacGarr. Laryngeal vibrations : A comparison between high-speed filming and glottographic techniques. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 73 :1304–1308, 1983.
- [9] L. Bailly and N. Henrich. Physiological correlates implied in period-doubling occurrences in singing. In *ICVPB, Tampere, Finlande*, 2008.
- [10] L. Bailly, N. Henrich, X. Pelorson, and J. Gilbert. Vocal folds and ventricular bands in interaction : comparison between 'in vivo' measurements and theoretical predictions. In *Acoustics08, Paris, France*, 2008.
- [11] L. Bailly, N. Henrich, M. Webb, F. Müller, A. K. Licht, and M. Hess. Exploration of vocal-folds and ventricular-bands interaction in singing using high-speed cinematography and electroglottography. In *Proceedings of the 19th International Congress on Acoustics, Madrid, Spain*, 2007.
- [12] L. Bailly, X. Pelorson, N. Henrich, and N. Ruty. Influence of a constriction in the near field of the vocal folds : Physical modeling and experimental validation. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 124(5) :3296–3308, 2008.
- [13] L. Bailly, N. Ruty, A. Van Hirtum, J. Cisonni, X. Pelorson, and N. Henrich. Aerodynamic interaction between the vocal folds and the ventricular bands. In *Proc. AQL Conference, Groningen, Netherlands*, 2006.
- [14] L. Bailly, R. Ruty, C. Brutel, X. Pelorson, and N. Henrich. Etude théorique et expérimentale de l'influence d'une constriction sur le mouvement vibratoire des cordes vocales par application de modèles mécaniques. In *Proc. 18ième Congrès Français de Mécanique, Saint Martin d'Hères*, 2007.
- [15] K. Bak-Pedersen and K. O. Nielsen. Subepithelial mucous glands in the adult human larynx. *Acta Otolaryng.*, 102 :341–352, 1986.

- [16] R. J. Baken. *Clinical Measurement of Speech and Voice*. Allyn and Bacon, 1987.
- [17] R. J. Baken and R. F. Orlikoff. *Clinical Measurement of Speech and Voice*. 2<sup>nd</sup> ed. Singular Publishing Group, San Diego, California, 2000.
- [18] G. Balarac. *Etude numérique de la dynamique tourbillonnaire et du mélange dans les jets coaxiaux turbulents*. PhD thesis, Institut National Polytechnique de Grenoble, 2006.
- [19] G. Beckmann. Das verhalten der obertöne bei der akustischen ausschaltung der kehlkopfventrikel. *Fol. Phoniät.*, 10 :149–153, 1958.
- [20] A. Behrman, C. Agresti, E. Blumstein, and N. Lee. Microphone and egg data from dysphonic patients : type 1, 2 and 3 signals. *Journal of Voice*, 12 :249–260, 1998.
- [21] P. Bergé, Y. Pomeau, and C. Vidal. *L'ordre dans le chaos. Vers une approche déterministe de la turbulence*. Hermann, éditeurs des sciences et des arts, 1998.
- [22] G. S. Berke and B. R. Gerratt. Laryngeal biomechanics : an overview of mucosal wave mechanics. *Journal of Voice*, 7 :123–128, 1993.
- [23] D. A. Berry, H. Herzel, I. R. Titze, and K. Krischer. Interpretation of biomechanical simulations of normal and chaotic vocal fold oscillation with empirical eigenfunctions. *Journal of the Acoustical Society of America*, 95 :3395–3604, 1994.
- [24] G. Bertino, A. Bellomo, F. E. Ferrero, and A. Ferlito. Acoustic analysis of voice quality with or without false vocal fold displacement after cordectomy. *Journal of Voice*, 15 :131–140, 2001.
- [25] R. D. Blevins. *Applied Fluid Dynamics Handbook*. Krieger Publishing Company, Malabar, Florida, 1992.
- [26] J. Bouët. Quelques précisions sur le chant diphonique. <http://tranquanghai.info/>.
- [27] C. Brücker, M. Triep, and M. Kob. Study of the vortex dynamics in a mechanical model of the vocal folds using particle-image velocimetry. In *Proceedings of the International Conference on Voice Physiology and Biomechanics*, pages 11–17, Marseille, 2004.
- [28] S. Bromage, D. M. Campbell, and J. Gilbert. Experimental investigation of the open area of the brass player vibrating lips. In *Forum Acousticum 2005*, pages 729–734, 2005.
- [29] M. Castellengo. Les deux principaux mécanismes de production de la voix humaine : leur étendue et leur utilisation musicale. In *Actes du colloque "La voix dans tous ses états"*, pages 1–4, Paris, 1986.
- [30] M. Castellengo. Continuité, rupture, ornementation, ou les bons usages de la transition entre deux modes d'émission vocale. *La voix et les techniques vocales, Cahiers de musiques traditionnelles*, 4, 1991. A. d'ethnomusicologie, Ed. Genève.
- [31] Y. Cebeci and J. Cousteix. *Modeling and computation of boundary-layer-flows*. Springer Verlag, 1999.
- [32] R. W. Chan, M. Fu, and N. Tirunagari. Elasticity of the human false vocal fold. *Ann. Otol. Rhino. Laryngol.*, 115 :370–381, 2006.
- [33] G. Chevallier, R. Guilbault, N. Renard, and P. Tran Ba Huy. La voix saturée du chanteur de rock metal, un mécanisme performant. In *Actes du 64<sup>ième</sup> Congrès de la Société Française de Phoniatrie et des Pathologies de la Communication*, Paris, octobre 2008.
- [34] D. G. Childers. *Speech processing and synthesis toolboxes*. John Wiley & Sons, New York, 2000.
- [35] D. G. Childers, D. M. Hicks, G. P. Moore, L. Eskenazi, and A. L. Lalwani. Electroglottography and vocal fold physiology. *J. Speech Hear. Res.*, 33 :245–254, 1990.
- [36] D. G. Childers, J. M. Naik, J. N. Larar, A. K. Krishnamurthy, and G. P. Moore. Electroglottography, speech and ultra-high speed cinematography. In I. Titze and R. Scherer, editors, *Vocal fold physiology and biophysics of voice*, pages 202–220. Denver, CO : Denver Center for the Performing Arts, 1983.
- [37] J. Cisonni. *Modélisation et inversion d'un système complexe de production de signaux acoustiques. Application à la voix et aux pathologies*. PhD thesis, Institut National Polytechnique de Grenoble, 2008.

- [38] P. Comte. *Etude par simulation numérique de la transition à la turbulence en écoulement cisailé libre*. PhD thesis, Institut National Polytechnique de Grenoble, 1989.
- [39] J. Cousteix. *Aérodynamique. Couche limite laminaire*. Cepadues-editions, 1988.
- [40] J. Cousteix. *Aérodynamique. Turbulence et couche limite*. Cepadues-editions, 1989.
- [41] L. Crevier-Buchman, C. Vincent, and S. Hans. Comportements laryngés en voix chuchotée, étude en caméra ultra-rapide. In *Actes du 64ième Congrès de la Société Française de Phoniatrie et des Pathologies de la Communication*, Paris, octobre 2008.
- [42] J. S. Cullen, J. Gilbert, and D. M. Campbell. Brass instruments : linear stability analysis and experiments with an artificial mouth. *Acta Acustica*, 86 :704–724, 2000.
- [43] A. de Cheveigné and H. Kawahara. Yin, a fundamental frequency estimator for speech and music. *Journal of the Acoustical Society of America*, 111 :1917–1930, 2001.
- [44] S. de Corbiere and E. Fresnel. La voix : la cordes vocale et sa pathologie. Technical report, Collège International de Médecine et Chirurgie de l’Hôpital Américain de Paris, 2001.
- [45] P. Dejonckere. Summer school icvpb08 - communication personnelle. 2008.
- [46] D. D. Deliyski. High-speed video-endoscopy : recent progress and clinical prospects. In *Proceedings of 7th International Conference Advances in Quantitative Laryngology, Voice and Speech Research, Groningen*, 2006.
- [47] M. Deverge. Ecoulement dans la glotte : comparaison de modèles théoriques simplifiés aux résultats de mesures sur modèle in-vitro rigide. Master’s thesis, Laboratoire d’Acoustique de l’Université du Maine, Technische Universiteit Eindhoven, Fluid Dynamics Laboratory, 2002.
- [48] M. Deverge, X. Pelorson, C. E. Vilain, P.-Y. Lagrée, F. Chentouf, J. Willems, and A. Hirschberg. Influence of collision on the flow through in-vitro rigid models of the vocal folds. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 114(6) :3354–3362, 2003.
- [49] B. D. Erath and M. W. Plesniak. The occurrence of the coanda effect in pulsatile flow through static models of the human vocal folds. *J. Acoust. Soc. Am.*, 120(2) :1000–1011, 2006.
- [50] J. H. Esling, K. E. Fraser, and J. G. Harris. Glottal stop, glottalized resonants, and pharyngeals : A reinterpretation with evidence from a laryngoscopic study of nuuchahmulth (nootka). *Journal of Phonetics*, 33 :383–410, 2005.
- [51] J. H. Esling, C. Zeroual, and L. Crevier-Buchman. A study of muscular synergies at the glottal, ventricular and aryepiglottic levels. In *Proc. ICPHS, Saarbrücken*, pages 585–588, 2007.
- [52] P. Fabre. Un procédé électrique percutané d’inscription de l’accolement glottique au cours de la phonation : glottographie de haute fréquence. *Bull. Nat. Med.*, pages 66–69, 1957.
- [53] G. Fant. *Acoustic theory of speech production*. Mouton and Co., 1960.
- [54] E. M. Finnegan and F. Alipour. Phonatory effects of supraglottic structures in excised canine larynges. *Journal of Voice*, 23(1) :51–61, 2009.
- [55] M. Flach. Über die unterschiedliche grösse der morgagnischen ventrikel bei sängern. *Folia Phoniatrica*, 16 :67, 1964.
- [56] J. L. Flanagan. Voices of men and machines. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1375-1387(5) :51, 1972.
- [57] A. J. Fourcin. Laryngographic assessment of phonatory function. *ASHA Rep.*, 11 :116–124, 1981.
- [58] A. J. Fourcin and E. Abberton. First applications of a new laryngograph. *Medical and Biological Illustration*, 21 :172–182, 1971.
- [59] L. Fuks, B. Hammarberg, and J. Sundberg. A self-sustained vocal-ventricular phonation mode : acoustical, aerodynamic and glottographic evidences. *KTH TMH-QPSR*, 3 :49–59, 1998.
- [60] H. Fukuda, D. H. Tsuji, Y. Kawasaki, M. Kawaida, and T. Sakou. Displacement of the ventricular fold following cordectomy. *Auris Nasus Larynx*, 17 :221–228, 1990.
- [61] F. Furmanik, J. Szczepinska, and R. Biegaj. Relation of some dimensions of the middle part of the laryngeal cavity to span of the greater horns of the hyoid bone. *Folia Morphologica*, 35(2) :123–131, 1976.

- [62] M. Garcia. *Traité complet de l'art du chant*. Heugel & Cie, 1884.
- [63] J. Gauffin, N. Binh, T. V. Ananthapadmanabha, and G. Fant. Glottal geometry and volume velocity waveform. In D. Bless and J. Abbs, editors, *Vocal Fold Physiology : Contemporary research and clinical issues*, pages 194–201. College-Hill Press, San Diego CA, 1983.
- [64] A. Ghio and B. Teston. Evaluation of the acoustic and aerodynamic constraints of a pneumotachograph for speech and voice studies. In *International Conference on Voice Physiology and Biomechanics (ICVPB)*, pages 55–58, Marseille, France, Août 18-20 2004.
- [65] V. Gibiat and M. Castellengo. Period doubling occurrences in wind instruments musical performance. *Acta Acustica*, 86 :746–754, 2000.
- [66] J. Gilbert, S. Ponthus, and J. F. Petiot. Artificial buzzing lips and brass instruments : Experimental results. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 104(3) :1627–1632, 1998.
- [67] P. K. Goldstein. *Aeroacoustics*. Mc Graw-Hill, New York, 1976.
- [68] S. Granqvist and P. A. Lindestad. A method of applying fourier analysis to high-speed laryngoscopy. *J. Acoust. Soc. Am.*, 110(6) :3193–3197, 2001.
- [69] H. L. Guida and N. L. Zorzetto. Morphological and histochemical analysis of the human vestibular fold. *Int. J. Morpho.*, 25(3) :537–543, 2007.
- [70] J. L. S. Guily and B. Roubeau. *Encyclopédie Médico-Chirurgicale, Oto-rhino-laryngologie*, chapter Voies nerveuses et physiologie de la phonation. E. Techniques, Ed. Paris, France, 1994.
- [71] T. Q. Hai. Clé d'écoute sur le site du laboratoire d'ethnomusicologie (umr 7173 du cnrs) : le chant diphonique de tran quang hai. <http://ethnomus.org/ecoute/animations/diphonique/hai1.html>.
- [72] T. Q. Hai. Recherches introspectives sur le chant diphonique et leurs applications. *Penser la voix*, pages 195–210, 1997. Ed. La Licorne, Poitiers.
- [73] T. Q. Hai. Divers styles du chant diphonique. <http://tranquanghai.info/>, 2006.
- [74] T. Q. Hai and H. Zemp. Recherches expérimentales sur le chant diphonique. *Cahiers de musiques traditionnelles*, 4 (Voix) :27–68, 1991.
- [75] T. Haji, K. Mori, K. Omori, and N. Isshiki. Mechanical properties of the vocal fold. *Acta Otolaryngol (Stock)*, 112 :559–565, 1992.
- [76] N. Henrich. *Etude de la source glottique en voix parlée et chantée : modélisation et estimation, mesures acoustiques et électroglottographiques, perception*. PhD thesis, Université Paris 6, 2001.
- [77] N. Henrich. Mirroring the voice from garcia to the present day : Some insights into singing voice registers. *Logopedics Phoniatrics Vocology*, 31 :3–14, 2006.
- [78] N. Henrich, C. d'Alessandro, M. Castellengo, and B. Doval. On the use of the derivative of electroglottographic signals for characterization of nonpathological phonation. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 115(3) :1321–1332, 2004.
- [79] N. Henrich, B. Lortat-Jacob, M. Castellengo, L. Bailly, and X. Pelorson. Period-doubling occurrences in singing : the 'bassu' case in traditional sardinian 'a tenore' singing. In *ICVPB*, 2006.
- [80] H. Herzel. Bifurcations and chaos in voice signals. *Applied Mechanical Reviews*, 46 :399–413, 1993.
- [81] H. Herzel, D. Berry, I. R. Titze, and I. Steinecke. Nonlinear dynamics of the voice : Signal analysis and biomechanical modeling. *Chaos (American Institute of Physics)*, 5(1) :30–34, 1995.
- [82] H. Herzel, D. A. Berry, I. R. Titze, and M. Saleh. Analysis of vocal disorders with methods from nonlinear dynamics. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 37(5) :1008–1019, 1994.
- [83] M. Hirano. Morphological structure of the vocal cord as a vibrator and its variations. *Folia Phoniatrica*, 26(2) :89–94, 1974.
- [84] M. Hirano, S. Kurita, and T. Nakashima. Growth, development and aging of human vocal folds. In D. M. Bless and J. M. Abbs, editors, *Vocal Fold Physiology : Contemporary Research and Clinical Issues*, pages 22–43. College-Hill, San Diego, 1983.
- [85] A. Hirschberg, X. Pelorson, G. C. J. Hofmans, R. R. Van Hassel, and A. P. J. Wijnands. Starting transient of the flow through an in-vitro model of the vocal folds. In P. J. Davis and N. H. Fletcher, editors, *Vocal Fold Physiology : Controlling Complexity and Chaos*, pages 31–46. Singular, San Diego, 1996.

- [86] G. C. J. Hofmans. *Vortex sound in confined flows*. PhD thesis, Technical University Eindhoven, 1998.
- [87] G. C. J. Hofmans, G. Groot, M. Ranucci, G. Graziani, and A. Hirschberg. Unsteady flow through in vitro models of the glottis. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 113 :1658–1675, 2003.
- [88] H. Hollien and R. H. Colton. Four laminagraphic studies of vocal fold thickness. *Folia Phoniatr.*, 21 :179–198, 1969.
- [89] H. Hollien and J. F. Michel. Vocal fry as a phonational register. *J. Speech Hear. Res.*, 11 :600–604, 1968.
- [90] H. Hollien and P. Moore. Measurements of the vocal folds during changes in pitch. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 3 :157–165, 1960.
- [91] E. B. Holmberg, R. E. Hillman, and J. S. Perkell. Glottal airflow and transglottal air pressure measurements for male and female speakers in soft, normal, and loud voice. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 84(2) :511–529, 1988.
- [92] R. Husson. *Physiologie de la phonation*. Masson, Paris, 1962.
- [93] H. Iijima, N. Miki, and N. Nagai. Glottal impedance based on finite element analysis of two-dimensional unsteady viscous flow in a static glottis. *IEEE transactions on signal processing*, 40(9) :2125–2135, 1992.
- [94] H. Imagawa, K. I. Sakakibara, N. Tayama, and S. Niimi. The effect of the hypopharyngeal and supra-glottic shapes on the singing voice. In *Proceedings of the Stockholm Music Acoustics Conference, Stockholm, Sweden*, pages 51–54, 2003. <<http://www.speech.kth.se/smac03/>> (date last viewed 05/26/08).
- [95] K. Ishizaka and J. L. Flanagan. Synthesis of voiced sounds from a two-mass model of vocal folds. *The Bell System Technical Journal*, 51(6) :1233–1267, 1972.
- [96] E. M. Josephson, M. D. Simmions, and L. Simmions. The ventricular bands and the physiology of the voice. In *9th Meeting of the Acoustical Society of America*, pages 62–63, 1933.
- [97] M. P. Karnell. Synchronized videostroboscopy and electroglottography. *J. Voice*, 3(1) :68–75, 1989.
- [98] A. Kawasaki, H. Fukuda, A. Shiotani, and J. Kanzaki. Study of movements of individual structures of the larynx during swallowing. *Auris Nasus Larynx*, 28 :75–84, 2001.
- [99] K. Kimura, K. I. Sakakibara, H. Imagawa, R. Chan, S. Niimi, and N. Tayama. Histological investigation of the supra-glottal structures in human for understanding abnormal phonation. *J. Acoust. Soc. Am.*, 112 :2446, 2002.
- [100] P. Kitzing, B. Carlborg, and A. Löfqvist. Aerodynamic and glottographic studies of the laryngeal vibratory cycle. *Folia Phoniatr.*, 34 :216–224, 1982.
- [101] P. Kitzing and B. Sonesson. Shape and shift of the laryngeal ventricle during phonation. *Acta oto-laryngologica*, 63 :479–488, 1967.
- [102] P. Kitzing and B. Sonesson. A photoglottographical study of the female vocal folds during phonation. *Folia Phoniatr. (Basel)*, 26 :138–149, 1974.
- [103] M. Kob. *Physical modeling of the singing voice*. Dissertation, RWTH Aachen University, Logos, Berlin, 2002.
- [104] M. Kob and T. Frauenrath. A system for parallel measurement of glottis opening and larynx position. In *Proceedings 5th Int. Workshop on Models and Analysis of Vocal Emissions for Biomedical Applications (MAVEBA)*, pages 109–111, Florence, Italie, 2007.
- [105] M. Kob, O. Goldschmidt, Ch. Disselhorst-Klug, and T. Frauenrath. Methode zur simultanen Erfassung von EGG-Signal und Larynxposition. In *Fortschritte der Akustik - DAGA*, pages 75–76, 2007.
- [106] M. N. Kotby, J. A. Kirchner, J. C. Kahane, S. E. Basiouny, and M. El-Samaa. Histo-anatomical structure of the human laryngeal ventricle. *Acta Otolaryngologica*, 111 :396–402, 1991.

- [107] M. Krane, M. Barry, and T. Weic. Unsteady behavior of flow in a scaled-up vocal folds model. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 122(6) :3659–3670, 2007.
- [108] B. R. Kucinschi, R. C. Scherer, K. J. DeWitt, and T. T. M. Ng. Flow visualization and acoustic consequences of the air moving through a static model of the human larynx. *J. of Biomechanical Eng.*, 128 :380–390, 2006.
- [109] P. K. Kundu. *Fluid Mechanics*. Academic Press, San Diego, 1990.
- [110] H. Kutta, P. Steven, G. Kohla, B. Tillmann, and F. P. Paulsen. The human false vocal folds - an analysis of antimicrobial defense mechanisms. *Anat Embryol*, 205 :315–323, 2002.
- [111] H. Kutta, P. Steven, D. Varoga, and F. P. Paulsen. Tff peptides in the human false vocal folds of the larynx. *Peptides*, 25 :811–818, 2004.
- [112] R. Laboissière and X. Pelorson. Stability and bifurcations of the two mass model oscillation : analysis of fluid mechanics effects and acoustical loading. In *ICPhS '95, Stockholm Sweden*, volume 3 of 190-193, 1995.
- [113] M. Lesieur. *La turbulence*. Presses Universitaires de Grenoble, 1994.
- [114] T. Levin and M. Edgerton. *Le Monde des sons*, chapter Le chant des Touvas, page 18. Dossier Pour la Science 32, 2001.
- [115] T. C. Levin and M. E. Edgerton. The throat singers of tuva. *Scientific American*, 281(3) :80–87, 1999.
- [116] P. A. Lindestad, V. Blixt, J. Pahlberg-Olson, and B. Hammarberg. Ventricular fold vibration in voice production : a high-speed imaging study with kymographic, acoustic and perceptual analyses of a voice patient and a vocally healthy subject. *Logoped. Phoniatr. Vocol.*, 29 :162–170, 2004.
- [117] P. A. Lindestad, B. Hammarberg, H. Larsson, and S. Granqvist. Ventricular fold co-vibration in chronic laryngitis studied with high-speed imaging and acoustic analysis. In *Proceedings of the 24th Congress of the International Association of Logopedics and Phoniatrics (IALP)*, pages 205–208, 1998.
- [118] P. A. Lindestad, M. Sodersten, B. Merker, and S. Granqvist. Voice source characteristics in mongolian 'throat singing' studied with high-speed imaging technique, acoustic spectra, and inverse filtering. *Journal of Voice*, 15(1) :78–85, 2001.
- [119] I. Lopez Arteaga, A. Hirschberg, A. Van Hirtum, N. Rutu, and X. Pelorson. Physical modeling of buzzing artificial lips : the effect of acoustical feedback. *Acta Acustica united with Acustica*, 92 :1047–1059, 2006.
- [120] B. Lortat-Jacob. *Chants de Passion. Au coeur d'une confrérie de Sardaigne*. Paris, 1998.
- [121] E. Loth. *Anthropologie des Parties Molles*. Masson, Paris, 1931.
- [122] N. J. C. Lous, G. C. J. Hofmans, R. N. J. Veldhuis, and A. Hirschberg. A symmetrical two-mass vocal-fold model coupled to vocal tract and trachea, with application to prosthesis design. *Acta Acustica*, 84 :1135–1150, 1998.
- [123] J. C. Lucero. Dynamics of the two-mass model of the vocal folds : Equilibria, bifurcations, and oscillation region. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 94(6) :3104–3111, 1993.
- [124] J. C. Lucero. Chest- and falsetto-like oscillations in a two-mass model of the vocal folds. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 100(5) :3355–3359, 1996.
- [125] J. C. Lucero. A theoretical study of the hysteresis phenomenon at vocal fold oscillation onset-offset. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 105(1) :423–431, 1999.
- [126] J. C. Lucero. Oscillation hysteresis in a two-mass model of the vocal folds. *Journal of Sound and Vibration*, 282 :1247–1254, 2005.
- [127] J. C. Lucero and L. L. Koenig. Phonation thresholds as a function of laryngeal size in a two-mass model of the vocal folds (1). *The Journal of the Acoustical Society of America*, 117 :1362–1372, 2005.
- [128] D. Maillard. Chapitre ix : Ondes élastiques dans les solides. In *Vibrations et ondes*. Université Paris 7 - Denis Diderot, 2006.

- [129] P. Manneville. *Dynamique non-linéaire appliquée au chaos et à son contrôle*. 2004.
- [130] Y. Maryn, M. S. De Bodt, and P. Van Cauwenberge. Ventricular dysphonia : clinical aspects and therapeutic options. *Laryngoscope*, 113 :859–866, 2003.
- [131] S. Maurel, C. Rey, C. Sollicec, and M. Pavageau. Caractéristiques cinématiques et structurelles d'un jet d'air plan turbulent frappant une plaque plane placée à distance variable. *Mécanique & Industries*, 5 :317–329, 2004.
- [132] P. Mergell, H. Herzel, and I. R. Titze. Irregular vocal-fold vibration - high-speed observation and modeling. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 108(8) :2996–3002, 2000.
- [133] T. Mi, P. Kalt, G. J. Nathan, and C. Y. Wong. Piv measurements of a turbulent jet issuing from round sharp-edged plate. *Exp Fluids*, 42 :625–637, 2007.
- [134] J. A. Miller, J. C. Pereira, and D. W. Thomas. Fluid flow through the larynx channel. *J. Sound Vib.*, 121 :277–290, 1988.
- [135] R. L. Miller. Nature of the vocal cord wave. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 31(6) :667–677, 1959.
- [136] P. Moore, F. White, and H. von Leden. Ultra-high speed photography in laryngeal physiology. *J. Speech Hear Disord.*, 27(2) :165–171, 1962.
- [137] S. Nasri, J. Jasleen, B. R. Gerratt, J. A. Sercarz, R. Wenokur, and G. S. Berke. Ventricular dysphonia : a case of the false vocal fold mucosal travelling wave. *Am. J. Otolaryngo.*, 17(6) :427–431, 1996.
- [138] F. H. Netter. *Atlas d'anatomie humaine*. Masson, 2007.
- [139] N. Neubauer, Z. Zhang, R. Miraghaie, and D. A. Berry. Coherent structures of the near field flow in a self-oscillating physical model of the vocal folds. *Journal of the Acoustical Society of America*, 121 :1102, 2007.
- [140] M. Newton. *Experimental Mechanical and Fluid Mechanical Investigations of the Brass Instrument Lip-reed and the Human Vocal Folds*. PhD thesis, Shool of Physics, University of Edinburgh, 2009.
- [141] M. Newton and M. Campbell. An experimental study of the airflow through an in vitro model of self-oscillating vocal folds using particle image velocimetry. In *Proceedings of the Institute of Acoustics*, volume 28, 2006.
- [142] H. Nomura and T. Funada. Effects of the false vocal folds on sound generation by an unsteady glottal jet through rigid wall model of the larynx. *Acoust. Sci. & Tech.*, 28(6) :403–412, 2007.
- [143] H. Nomura and T. Funada. Sound generation by unsteady flow ejecting from the vibrating glottis based on a distributed parameter model of the vocal cords. *Acoust. Sci. & Tech.*, 28(6) :392–402, 2007.
- [144] M. Oliveira Rosa and J. C. Pereira. Aerodynamic study of three-dimensional larynx models using finite element methods. *Journal of Sound and Vibration*, 311 :39–55, 2008.
- [145] M. Oliveira Rosa, J. C. Pereira, M. Grellet, and A. Alwan. A contribution to simulating a three-dimensional larynx model using the finite element method. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 114 :2893–2905, 2003.
- [146] R. F. Orlikoff. The uses and abuses of electroglottography. *Phonoscope 1*, 1 :37–53, 1998.
- [147] X. Pelorson, A. Hirschberg, R. R. Van Hassel, A. P. J. Wijnands, and Y. Auregan. Theoretical and experimental study of quasisteady-flow separation within the glottis during phonation. application to a modified two-mass model. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 96(6) :3416–3431, 1994.
- [148] X. Pelorson, A. Hirschberg, A. P. J. Wijnands, and H. Baillet. Description of the flow through in-vitro models of the glottis during phonation. *Acta Acustica*, 3 :191–202, 1995.
- [149] X. Pelorson, J. Liljencrants, and B. Kroeger. On the aeroacoustics of voiced sound production. In *Proc. 15th International Congress on Acoustics*, 1995.
- [150] A. Pepinsky. The laryngeal ventricle considered as an acoustical filter. *J. Acoust. Soc. Am.*, 13 :32–35, 1942.

- [151] J. Perello. *Morfologia fonoaudiologica*. 2. ed., Barcelona, Editorial Científico - Medica, 1978.
- [152] S. M. R. Pinho, P. A. L. Pontes, M. E. C. Gadelha, and N. Biasi. Vestibular vocal fold behaviour during phonation in unilateral vocal fold paralysis. *J. Voice*, 13(1) :36–42, 1999.
- [153] M. M. Reidenbach. The muscular tissue of the vestibular folds of the larynx. *Eur Arch Otolaryngol.*, 225 :365–367, 1998.
- [154] M. Romeo. Rayleigh waves on a viscoelastic solid half-space. *J. Acoust. Soc. Am.*, 110(1) :59–67, 2001.
- [155] M. Rothenberg. A new inverse-filtering technique for deriving the glottal air flow waveform during voicing. *J. Acous. Soc. Am.*, 53(6) :1632–1645, 1973.
- [156] M. Rothenberg. Acoustic interaction between the glottal source and the vocal tract. In K.N. Stevens and M. Hirano, editors, *Vocal Fold Physiology*, pages 305–328. University of Tokyo Press, 1980.
- [157] M. Rothenberg. Some relations between glottal air flow and vocal fold contact area. *ASHA Rep.*, 11 :88–96, 1981.
- [158] M. Rothenberg. A multichannel electroglottograph. *Journal of Voice*, 6 :36–43, 1992.
- [159] B. Roubeau, C. Chevrie-Muller, and C. Arabia. Vocal fold physiology : Acoustic, perceptual and physiological aspects of voice mechanisms. chapter Control of laryngeal vibration in register change, pages 279–286. Singular Publishing Group, San Diego, 1991.
- [160] B. Roubeau, N. Henrich, and M. Castellengo. Laryngeal vibratory mechanisms : the notion of vocal register revisited. *J. Voice*, in press, 2008.
- [161] A. D. Rubin, V. Praneetvatakul, S. Gherson, C. A. Moyer, and R. T. Sataloff. Laryngeal hyperfunction during whispering : Reality or myth? *Journal of Voice*, 20(1) :121–127, 2006.
- [162] N. Ruty. *Modèles d'interactions fluide parois dans le conduit vocal. Applications aux voix et aux pathologies*. PhD thesis, Institut National Polytechnique de Grenoble, 2007.
- [163] N. Ruty, X. Pelorson, A. Van Hirtum, I. Lopez-Arteaga, and A. Hirschberg. A preliminary study of asymmetric vocal fold vibrations : modeling and "in-vitro" validation. In *Proc. International Seminar on Speech Production, Ubatuba, Brésil*, 2006.
- [164] N. Ruty, X. Pelorson, A. Van Hirtum, I. Lopez Arteaga, and A. Hirschberg. An in-vitro setup to test the relevance and the accuracy of low-order vocal folds models. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 121(1) :479–490, 2007.
- [165] K. I. Sakakibara, L. Fuks, H. Imagawa, and N. Tayama. Growl voice in ethnic and pop styles. In *Proceedings of the International Symposium on Musical Acoustics, Nara, Japon*, 2004.
- [166] K. I. Sakakibara and H. Imagawa. A many-parameter model of laryngeal flow wit ventricular resonance and supraglottal vibration. In *Forum Acusticum*, 2005.
- [167] K. I. Sakakibara, H. Imagawa, T. Konishi, K. Kondo, E. Z. Murano, M. Kumada, H. Imagawa, and S. Niimi. Vocal fold and false vocal fold vibrations in throat singing and synthesis of khöömei. In *Proceedings of the International Computer Music Conference, Havana, Cuba*, pages 135–138, 2001.
- [168] K. I. Sakakibara, H. Imagawa, S. Niimi, and N. Osaka. Synthesis of the laryngeal source of throat singing using a 2x2-mass model. In *Proceedings of the International Computer Music Conference*, pages 5–8, 2002.
- [169] K. I. Sakakibara, H. Imagawa, S. Niimi, and N. Osaka. The laryngeal flow model for pressed-type singing voices. In *Proceedings of the Stockholm Music Acoustics Conference, Stockholm, Sweden*, 2003.
- [170] K. I. Sakakibara, H. Imagawa, S. Niimi, and N. Tayama. Physiological study of the supraglottal structure. In *Proceedings of the International Conference on Voice Physiology and Biomechanics, Marseille, France*, 2004.
- [171] W. H. Saunders. Dysphonia plica ventricularis ; an overlooked condition causing chronic hoarseness. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.*, 65 :665–673, 1956.
- [172] M. Sawashima and H. Hirose. Laryngeal gestures in speech production. *Ann. Bull. RILP*, 14 :29–51, 1980.

- [173] R. C. Scherer. *Laryngeal fluid mechanics : steady flow considerations using static models*. PhD thesis, University of Iowa, 1981.
- [174] R. C. Scherer, D. Shinwari, K. J. De Witt, C. Zhang, B. R. Kucinski, and A. A. Afjeh. Intraglottal pressure profiles for a symmetric and oblique glottis with a divergence angle of 10 degrees. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 109(4) :1616–1630, 2001.
- [175] R. C. Scherer, I. R. Titze, and J. F. Curtis. Pressure-flow relationships in two models of the larynx having rectangular glottal shapes. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 73(2) :668–676, 1983.
- [176] H. Schlichting and K. Gersten. *Boundary Layer theory*. Springer Verlag, 6th edition, 1999.
- [177] H. K. Schutte, J. G. Svec, and F. Sram. First results of clinical application of videokymography. *Laryngoscope*, 108(8) :1206–1210, 1998.
- [178] D. Sciamarella, E. Chisari, G. Artana, L. Bailly, and X. Pelorson. Separated flow behavior in an in-vitro rigid model of the laryngeal channel. In *Acoustics'08, Paris, France*, 2008.
- [179] N. Scotto Di Carlo. La voix chantée. *La Recherche*, XXIII(235) :1016–1025, 1991.
- [180] A. Serrurier and P. Badin. A three-dimensional articulatory model of nasals based on mri and ct data. *J. Acoust. Soc. Am.*, 123(4) :2335–2355, 2008.
- [181] C. Ségoufin. *Production du son par interaction écoulement/résonateur acoustique*. PhD thesis, Université Paris 6, 2000.
- [182] C. Shadle, A. M. Barney, and D. W. Thomas. Vocal fold physiology : Acoustic, perceptual and physiological aspects of voice mechanisms. chapter An investigation into the acoustics and aerodynamics of the larynx, pages 73–82. Singular Publishing Group, San Diego, 1991.
- [183] D. Shinwari, R. C. Scherer, K. J. DeWitt, and A. A. Afjeh. Flow visualization and pressure distributions in a model of the glottis with a symmetric and oblique divergent angle of 10 degrees. *J. Acoust. Soc. Am.*, 113(1) :487–497, 2003.
- [184] B. Shoelson. Mise à disposition d'un algorithme de détection de contours pour le traitement d'image : Freehanddraw.m. Technical report, Matlab Central File Exchange, 2005.
- [185] I. Steinecke and H. Herzel. Bifurcations in an asymmetric vocal-fold model. *Journal of the Acoustical Society of America*, 97(3) :1874–1884, 1995.
- [186] B. H. Story and I. R. Titze. Voice simulation with a body-cover model of the vocal folds. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 97(2) :1249–1260, 1995.
- [187] J. Sundberg. Articulatory interpretation of the "singing formant". *J. Acoust. Soc. Am.*, 55 :838–844, 1974.
- [188] J. Sundberg. The human voice. In R. Greger and U. Windhorst, editors, *Comprehensive Human Physiology*, pages 1095–1104. Springer Verlag Berlin Heidelberg, 1996.
- [189] J. Sundberg, M. Anderson, and C. Hultqvist. Effects of subglottal pressure variation on professional baritone singers' voice sources. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 105(3) :1965, 1999.
- [190] J. Sundberg, I. R. Titze, and R. C. Scherer. Phonatory control in male singing : a study of the effects of subglottal pressure, fundamental frequency, and mode of phonation on the voice source. *J. Voice*, 7(1) :15–29, 1993.
- [191] J. Svec, J. Horacek, F. Sram, and J. Vesely. Resonance properties of the vocal folds : In vivo laryngoscopic investigation of the externally excited laryngeal vibrations. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 108(4) :1397–1407, 2000.
- [192] J. Svec, H. K. Schutte, and D. G. Miller. A subharmonic vibratory pattern in normal vocal folds. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 39(1) :135–143, 1996.
- [193] J. Svec, H. K. Schutte, and F. Sram. Variability of vibration of normal vocal folds as seen in videokymography. In P. H. Dejonckere and H. F. M. Peters, editors, *Communication and Its Disorders : A Science In Progress*, volume 1, pages 122–125. 24th Congress International Association of Logopedics and Phoniatics, Amsterdam, The Netherlands, 1999.

- [194] J. G. Svec. *On vibration properties of human vocal folds*. PhD thesis, University of Gröningen, Pays-bas, 2000.
- [195] J. G. Svec and H. K. Schutte. Videokymography : High-speed line scanning of vocal fold vibration. *Journal of Voice*, 10 :201–205, 1996.
- [196] J. G. Svec, F. Sram, and H. K. Schutte. Development and application of videokymography for high-speed examination of vocal-fold vibration. In B. Palek and O. (Eds) Fujimura, editors, *Proceedings of LP'2000 (Linguistics and Phonetics 2000 Conference, Prague, August 21-25, 2000)*, pages 3–10. The Karolinum Press, Prague, 2001.
- [197] M. Tigges, P. Mergell, H. Herzel, T. Wittenberg, and U. Eysholdt. Observation and modelling of glottal biphonation. *Acustica/Acta Acustica*, 83 :707–714, 1997.
- [198] M. Tigges, T. Wittenberg, P. Mergell, and U. Eysholdt. Imaging of the vocal fold vibration by digital multiplane kymography. *Comput. Med. Imaging Graph.*, 23(6) :323–330, 1999.
- [199] I. Titze, R. Baken, and H. Herzel. Vocal fold physiology : Fontiers in basic science. chapter Evidence of chaos in vocal fold vibration, pages 143–188. Singular Publishing Group, San Diego, 1993.
- [200] I. R. Titze. *Principles of voice production*. Prentice-Hall Inc., Englewoods Cliffs, New York, 1994.
- [201] I. R. Titze. Acoustic interpretation of resonant voice. *Journal of Voice*, 15 :519–528, 2001.
- [202] M. Triep, C. Brücker, and W. Schröder. High-speed piv measurements of the flow downstream of a dynamic mechanical model of the human vocal folds. *Experiments in Fluids*, 39 :232–245, 2005.
- [203] C. Tsai, Y. Shau, and T. Hsiao. False vocal fold surface waves during sygyt singing : A hypothesis. In *ICVPB*, 2004.
- [204] V. Tsai, A. Celmer, G. S. Berke, and D. K. Chhetri. Videostroboscopic findings in unilateral superior laryngeal nerve paralysis and paresis. *Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 136 :660–662, 2007.
- [205] G. Urbin. *Etude numérique par simulation des grandes échelles de la transition à la turbulence dans les jets*. PhD thesis, Institut National Polytechnique de Grenole (LEGI/DRN DTP)), 1998.
- [206] J. W. Van Den Berg. On the role of laryngeal ventricle in voice production. *Folia Phoniatica*, 7 :57–69, 1955.
- [207] J. W. Van Den Berg, J. T. Zantema, and P. Doornenbal. On the air resistance and the bernoulli effect of the human larynx. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 29(5) :626–631, 1957.
- [208] A. Van Hirtum, J. Cisonni, N. Ruty, X. Pelorson, I. Lopez, and F. van Uittert. Experimental validation of some issues in lip and vocal fold physical models. *Acta Acustica united with Acustica*, 93 :314–323, 2007.
- [209] A. Van Hirtum, N. Ruty, X. Pelorson, S. Fuchs, and P. Perrier. Laryngeal adjustment in the production of voiceless consonants : II. physical modelling. In *Proc. ICVPB, Marseille*, 2004.
- [210] C. E. Vilain. *Contribution à la synthèse de parole par modèles physique. Application à l'étude des voix pathologiques*. PhD thesis, Institut National Polytechnique de Grenoble, 2002.
- [211] C. E. Vilain, X. Pelorson, C. Fraysse, M. Deverge, A. Hirschberg, and J. Willems. Experimental validation of a quasi-steady theory for the flow through the glottis. *Journal of Sound and Vibration*, 276 :475–490, 2004.
- [212] C. E. Vilain, X. Pelorson, A. Hirschberg, L. Le Marrec, W. Op't Root, and J. Willems. Contribution to the physical modeling of the lips. influence of the mechanical boundary conditions. *Acta Acustica united with Acustica*, 89 :882–887, 2003.
- [213] P. G. Von Doersten, K. Izdebski, J. C. Ross, and R. M. Cruz. Ventricular dysphonia : a profile of 40 cases. *Laryngoscope*, 102 :1296–1301, 1992.
- [214] F. M. White. *Viscous Fluid Flow*. McGraw Hill International Editions, London, 1992.
- [215] I. Wilden, H. Herzel, G. Peters, and G. Tembrock. Subharmonics, biphonation, and deterministic chaos in mammal vocalization. *Bioacoustics*, 9 :171–196, 1998.
- [216] J. E. Wilson. Variations of the laryngo-pharynx in singing. *The NATS bulletin*, 31 :20–22, 1976.
- [217] C. D. Winant and F. K. Browand. Vortex pairing : the mechanism of turbulent mixing-layer growth at moderate reynolds number. *J. Fluid Mech.*, 63 :237–255, 1974.

- [218] K. B. M. Q. Zaman and A. K. M. F. Hussain. Vortex pairing in a circular jet under controlled excitation - part 1 : General jet response. *J. Fluid Mech.*, 101 :449–491, 1980.
- [219] D. Zangger Borch, J. Sundberg, P. A. Lindestad, and M. Thalen. Vocal fold vibration and voice source aperiodicity in 'dist' tones : a study of a timbral ornament in rock singing. *Logoped. Phoniatr. Vocol.*, 29 :147–153, 2004.
- [220] W. R. Zemlin. *Speech and Hearing Science - Anatomy and Physiology*, chapter Phonation, page 146. 2nd ed. New-York : Prentice-Hall, 1981.
- [221] C. Zeroual, J. Esling, and L. Crevier-Buchman. Physiological study of whispered speech in moroccan arabic. In *Proc. Interspeech, Lisbon*, pages 1069–1072, 2005.
- [222] C. Zhang, W. Zhao, S. H. Frankel, and L. Mongeau. Computational aeroacoustics of phonation, part ii : Effects of flow parameters and ventricular folds. *Journal of the Acoustical Society of America*, 112(5) :2147–2154, 2002.
- [223] Z. Zhang, J. Neubauer, and D. Berry. The influence of subglottal acoustics on laboratory models of phonation. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 120 :1558–1569, 2006.



# Annexe A

## Base de données constituée

### A.1 Base de données *in-vivo*

Sujet	n° prise	Réalisation vocale	BV très écartées	Rapprochement	Contact	Vibration
L1	1	<b>voisement usuel</b>	×			
L2	1	<b>voisement usuel</b>	×			
L2	2	<b>voisement usuel</b>	×			
L3	1	<b>voisement usuel</b>	×			
L4	1	<b>voisement usuel</b>	×			
L5	17	<b>voisement usuel</b> (main devant la bouche)	×	×		
L1	10	<b>glissando</b>	×			
L1	14	<b>glissando (M1)</b>	×			
L2	9	<b>glissando (M1)</b>	-	-	-	-
L3	10	<b>glissando</b>	×	×	×	
L3	12	<b>glissando</b>	×			
L3	22	<b>glissando</b>	×	×		
L3	13	<b>voyelles tenues</b> à $f_0$ variable (M1)	×			
L5	7	<b>glissando (M2)</b>	×	×		

TAB. A.1 – Tableau récapitulatif de la base de données *in-vivo* constituée selon un protocole détaillé au chapitre 2. Ne sont présentées ici que les séquences acquises par cinématographie ultra-rapide. Les caractéristiques des sujets sont détaillées dans les tableaux 2.1 et 2.2. BV : bandes ventriculaires. trans. : transition. Les cas de Rapprochement, de Contact et de Vibration des BV ou le cas classique des BV très écartées sont notés par des croix dans les colonnes respectives quand ils sont observés sur l'exemple considéré. « - » indique que la configuration laryngée ou les conditions d'enregistrements sont telles qu'on ne peut bien observer le comportement des BV.

Sujet	n° prise	Réalisation vocale	BV très écartées	Rapprochement	Contact	Vibration
L3	7	<b>trans. M1↔M2</b>	×	×		
L5	6	<b>effort vocal</b>	×			
L5	13	<b>trans. M1→M2</b>	×	×		
L5	14	<b>trans. M1→M2</b>	×	×		
L5	15	<b>trans. M1↔M2</b>	×	×		
C1	2	<b>mécanisme M0</b>	×	×	×	
L2	5	<b>mécanisme M0</b>	×			
L3	18	<b>mécanisme M0</b>		×		
L3	24	<b>decrecendo M0</b>		×	×	
L3	23	<b>trans. M1→M0</b>		×	×	
L4	8	<b>mécanisme M0</b>	×			
L5	1	<b>mécanisme M0</b>		×	×	
L5	2	<b>mécanisme M0</b>		×	×	
L5	8	<b>mécanisme M0</b>		×	×	×
L5	12	<b>trans. M0→M1</b>		×	×	
C1	3	<b>chant de gorge</b> (DDP type <i>Kargyraa</i> )		×	×	×
C2	1	<b>chant de gorge</b> (DDP type <i>Bassu</i> , trans. DDP/voisement usuel)		×	×	×
C2	2	<b>chant de gorge</b> (DDP type <i>Bassu</i> , trans. voisement usuel)		×	×	×
C2	3	<b>chant de gorge</b> (DDP type <i>Bassu</i> , « mimimi »)		×	×	×
C2	4	<b>chant de gorge</b> (DDP type <i>Bassu</i> , $f_0$ variable)		×	×	×
C1	5	<b>« yoddle »</b> (trans. M1→M2)	×	×		
C1	6	<b>« yoddle »</b> (trans. M1→M2)	×	×		
C1	7	<b>« yoddle »</b> (trans. M1→M2)	×	×		

TAB. A.2 – Suite du tableau A.1.

Sujet	n° prise	Réalisation vocale	BV très écartées	Rapprochement	Contact	Vibration
C1	1	<b>grognement</b> (type « baby sob »)	×			
C1	4	<b>grognement</b> ( <i>L. Armstrong</i> )	-	-	-	-
L1	2	<b>effort vocal</b>		×	×	
L1	3	<b>effort vocal</b>		×	-	×
		+ <b>grognement</b>				
L1	4	<b>trans. M1 → effort vocal</b>	×	×	×	×
		+ <b>grognement</b>				
L1	5	<b>trans. M1 → effort vocal</b>	×	×	×	×
		+ <b>grognement</b>				
L1	6	<b>trans. M1 → effort vocal</b>	×	×	×	×
		+ <b>grognement</b>				
L1	7	<b>effort vocal</b>		×	-	×
		+ <b>grognement</b>				
L1	8	<b>effort vocal</b>		×	×	×
		+ <b>grognement</b>				
L1	9	<b>trans. M1 → effort vocal</b>	×	×	×	×
		+ <b>grognement</b>				
L1	11	<b>voix rauque</b>		×	×	×
L1	12	<b>trans. M1 → effort vocal</b>	×	×	×	×
		+ <b>grognement</b>				
L1	13	<b>effort vocal</b>		×	×	×
L2	6	<b>grognement</b> (type « baby sob »)	×	-	-	-
L2	7	<b>grognement</b>		×	-	×
L2	8	<b>grognement</b>		×	-	×
L2	10	<b>grognement</b>	-	-	-	-
L3	2	<b>grognement</b>		×	×	×
L3	3	<b>grognement</b>		×	×	×
L3	15	<b>grognement</b>		×	×	×
L3	16	<b>grognement</b>		×	×	×
L3	17	<b>grognement</b>		×	×	×
L3	19	<b>grognement</b>		×	×	×
L3	21	<b>grognement</b>		×	×	×
L3	25	<b>grognement</b>		×	×	×
L3	6	<b>effort vocal</b>		×	×	×
		+ <b>grognement</b>				
L3	11	<b>effort vocal</b>		×		×
L4	2	<b>grognement</b>	×			×
L4	3	<b>effort vocal</b>	×	-	-	× ( <i>faible</i> )
L4	5	<b>effort vocal</b>	-	-	-	×
L4	6	<b>effort vocal</b>		×	×	×
		+ <b>grognement</b>				
L4	7	<b>effort vocal</b>	×	-	-	× ( <i>faible</i> )
L5	11	<b>grognement</b>		×	×	×
L5	16	<b>grognement</b>		×	×	×
		<b>rires</b>		×	×	×

TAB. A.3 – Suite du tableau A.1.

Sujet	n° prise	Réalisation vocale	BV très écartées	Rapprochement	Contact	Vibration
C1	8	<b>cri</b>		×	×	×
		<b>effort vocal</b>		×	×	
L2	3	<b>cri/grognement</b>	-	-	-	-
L2	4	<b>cri/grognement</b>		×	-	×
L5	4	<b>cri</b>		×	×	×
L5	9	<b>cri</b>		×	-	×
L5	10	<b>trans. cri → M2</b>	×	×	-	×
L5	5	<b>grognement/cri</b>		×	×	×
L1	15	<b>crescendo</b>		×	×	×
L3	4	<b>crescendo</b>		×	×	×
L3	14	<b>crescendo</b>		×	-	×
L3	20	<b>crescendo</b>		×	-	-
L3	8	<b>crescendo</b>		×	×	×
		<b>+ decrescendo</b>	×			
L3	9	<b>effort vocal</b>		×		×
		<b>+ decrescendo</b>	×			×
L4	4	<b>decrescendo</b>	×			
L3	5	<i>(fichier endommagé)</i>	-	-	-	-
L5	3	<b>coup de glotte</b>	-	-	-	-

TAB. A.4 – Suite et fin du tableau A.1.

## A.2 Sélection de données *in-vivo* et *in-vitro* disponibles en ligne

Les séquences grisées dans les tableaux A.1, A.2, A.3 et A.4 sont associées à des fichiers vidéos et des exemples sonores téléchargeables sur le site <http://www.icp.inpg.fr/~lbailly/AnnexesPhDBailly>. Des exemples audios et vidéos extraits de la base de données *in-vitro* sont également mis à disposition sur ce site. Voici le détail de son contenu :

### Fichiers audios (contenus dans le dossier Audio.zip)

#### **Enregistrements *in-vivo***

- Audio1.wav : Sujet L5, prise n°17, voisement usuel (avec/sans main devant la bouche)  
(figures 5.2, 5.3, 5.4, 5.5, 5.6, 5.7, 5.8, 5.9, 5.10)
- Audio2.wav : Sujet L3, prise n°24, descrescendo en mécanisme laryngé M0  
(figures 6.4, 6.5)
- Audio3.wav : Sujet L5, prise n°1, mécanisme laryngé M0  
(figure 7.12)
- Audio4.wav : Sujet L5, prise n°8, mécanisme laryngé M0  
(figure 7.12)
- Audio5.wav : Sujet L3, prise n°23, transition M1 → M0  
(figure 6.7)
- Audio6.wav : Sujet C1, prise n°3, chant de gorge (DDP type Kargyraa)  
(figures 7.14, 7.16, 7.18, 7.17, 7.19, 7.21, 7.20, 7.22, 7.23, 7.24, 7.26, 7.27)  
(tableaux 7.1, 7.2)
- Audio7.wav : Sujet C2 prise n°1, chant de gorge (DDP type voix de *Bassu*, transition DDP/voix usuelle)  
(figures 7.13, 7.15)
- Audio8.wav : Sujet L1, prise n°4, effort vocal et grognement  
(figure 7.6)
- Audio9.wav : Sujet L1, prise n°5, effort vocal et grognement  
(figure 7.5)
- Audio10.wav : Sujet L1, prise n°6, effort vocal et grognement  
(figure 7.4)
- Audio11.wav : Sujet L5, prise n°4, cri  
(figure 7.1)
- Audio12.wav : Sujet L5, prise n°5, grognement/cri  
(figures 7.2, 7.3)
- Audio13.wav : Sujet L1, prise n°15, crescendo  
(figures 7.7, 7.8, 7.9, 7.10, 7.11)
- Audio14.wav : Sujet L3, prise n°9, crescendo et decrescendo  
(figure 6.3)

### Fichiers vidéos (contenus dans le dossier Video.zip)

#### **Enregistrements *in-vivo***

- Video6.avi : Sujet C1, extrait de la prise n°3, chant de gorge (DDP type Kargyraa)
- Video7.avi : Sujet C2, extrait de la prise n°1, transition vers un chant de gorge (DDP type voix de *Bassu*)

#### **Enregistrements *in-vitro***

- Video8.avi : Vidéo de la maquette de cordes vocales déformable et de la maquette rigide de bandes ventriculaires, associée à la manoeuvre décrite sur la figure 6.27 (a)



## Annexe B

# Répétabilité des mesures

### B.1 Caractérisation *in-vitro* de l'effet Coanda sur les dispositifs rigides statiques

#### B.1.1 Mesures réalisées à $h_{bv}$ imposé et $P_0$ varié paramétriquement

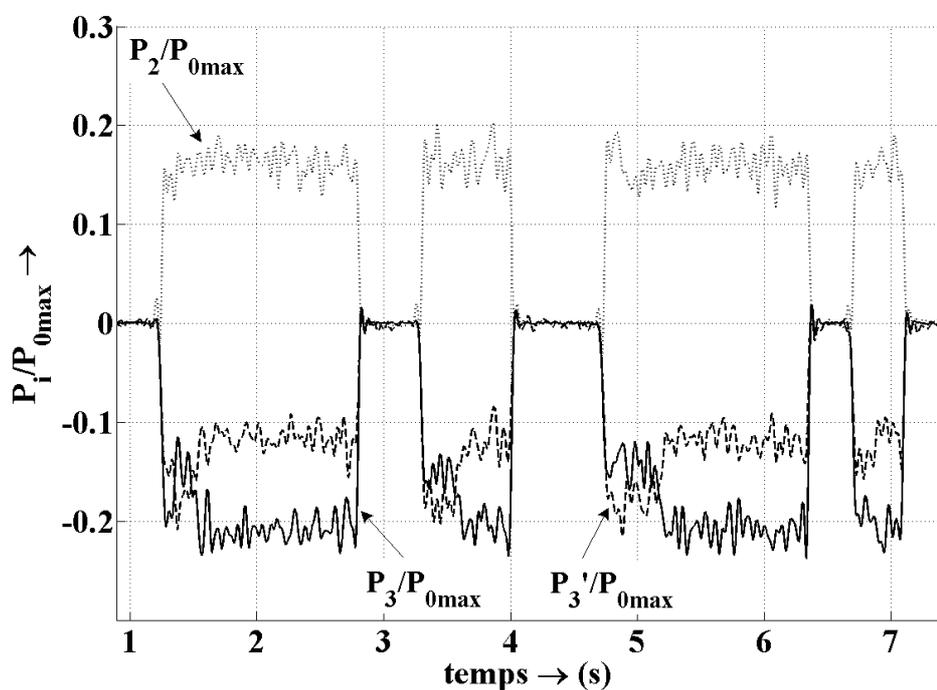


FIG. B.1 – Pressions expérimentales normalisées  $P_2/P_{0max}$  (ligne en pointillé),  $P_3/P_{0max}$  (ligne solide),  $P'_3/P_{0max}$  (ligne en traits) acquises sur la maquette du larynx rigide statique, en fonction du temps. Quatre répétitions de la mesure avec  $L_{ventricule} = 31,5\text{mm}$ ,  $h_{cv} = 3,25\text{mm}$ ,  $h_{bv} = 5,95\text{mm}$ , i.e.  $h_{bv}/h_{cv} = 1,8$ , et  $P_{0max} = 195\text{Pa}$ .

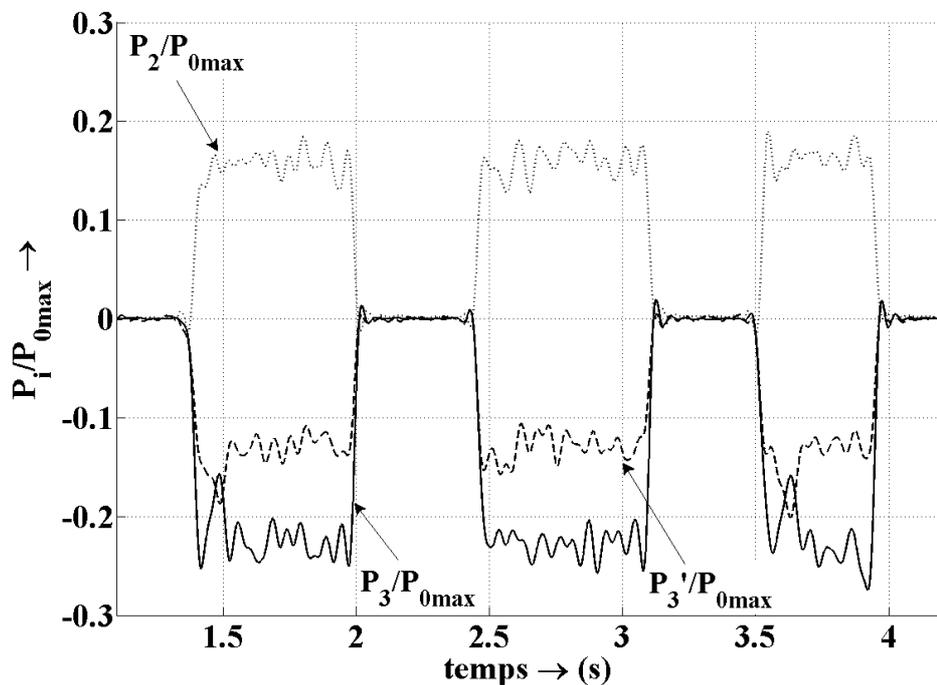


FIG. B.2 – Idem que la figure B.1 avec trois répétitions de mesure et  $P_{0max} = 300Pa$  en moyenne les plateaux en régime établi.

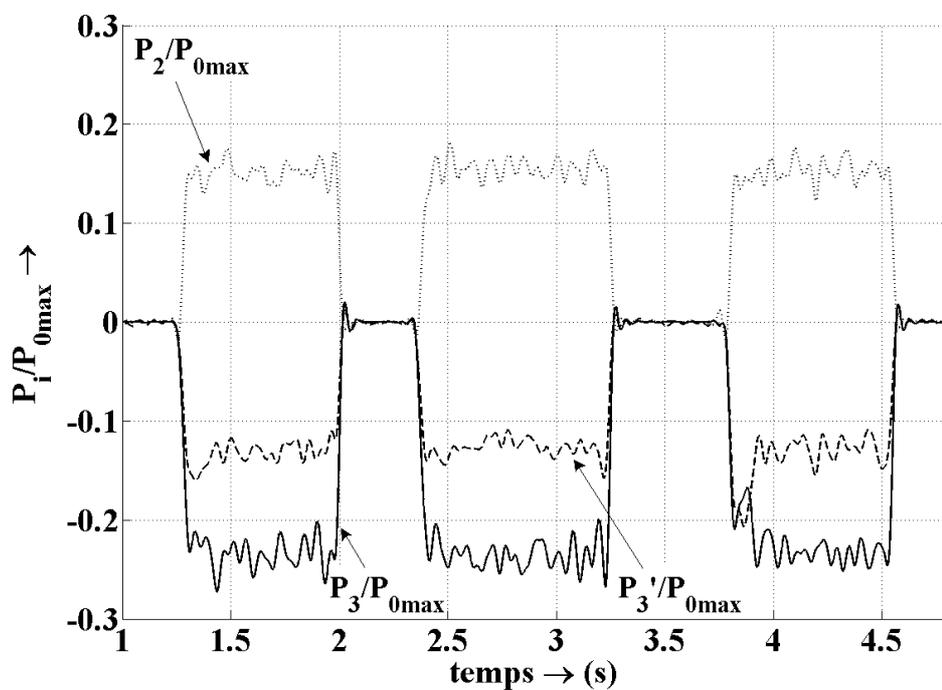


FIG. B.3 – Idem que la figure B.2 avec  $P_{0max} = 381Pa$ .

B.1.2 Mesures réalisées à  $P_0$  imposé et  $h_{bv}$  varié paramétriquement

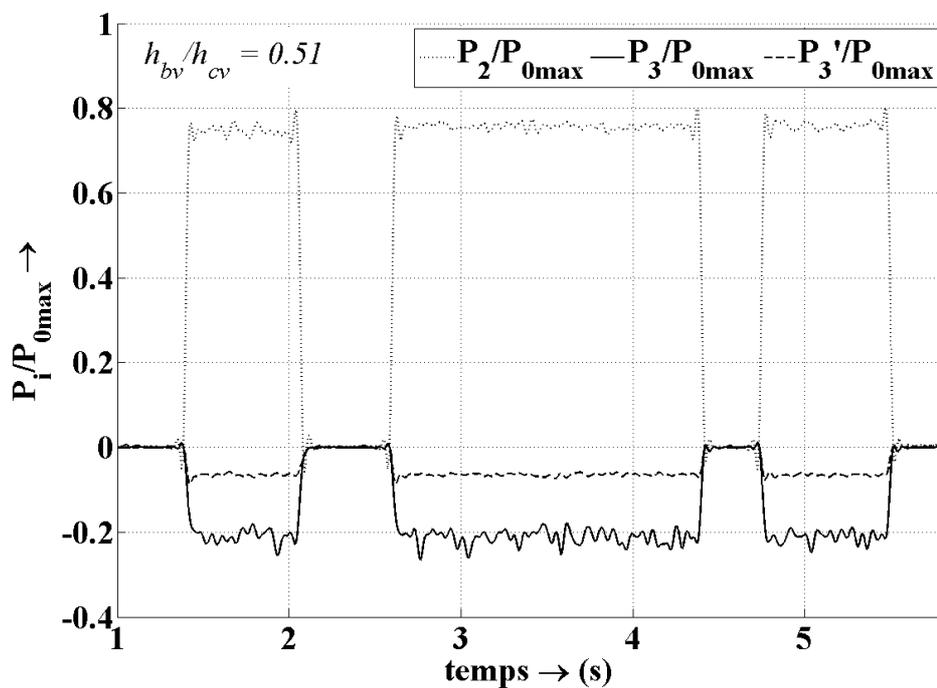


FIG. B.4 – Idem que la figure B.2 avec  $h_{bv} = 1,65\text{mm}$ , i.e.  $h_{bv}/h_{cv} = 0,51$ , et  $P_{0max} = 419\text{Pa}$ .

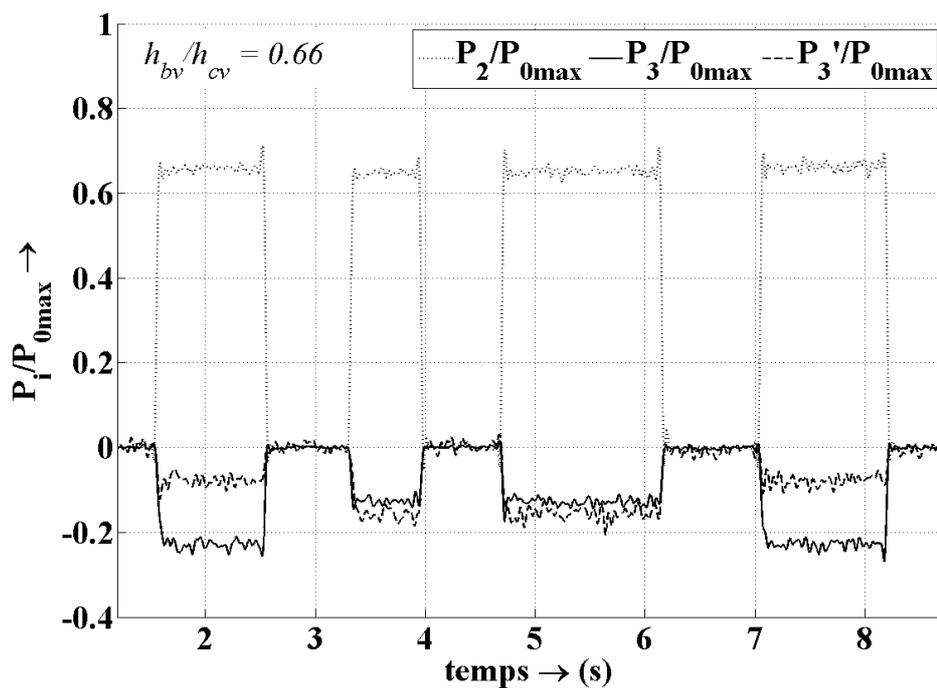


FIG. B.5 – Idem que la figure B.1 avec  $h_{bv} = 2,15\text{mm}$ , i.e.  $h_{bv}/h_{cv} = 0,66$ , et  $P_{0max} = 389\text{Pa}$ .

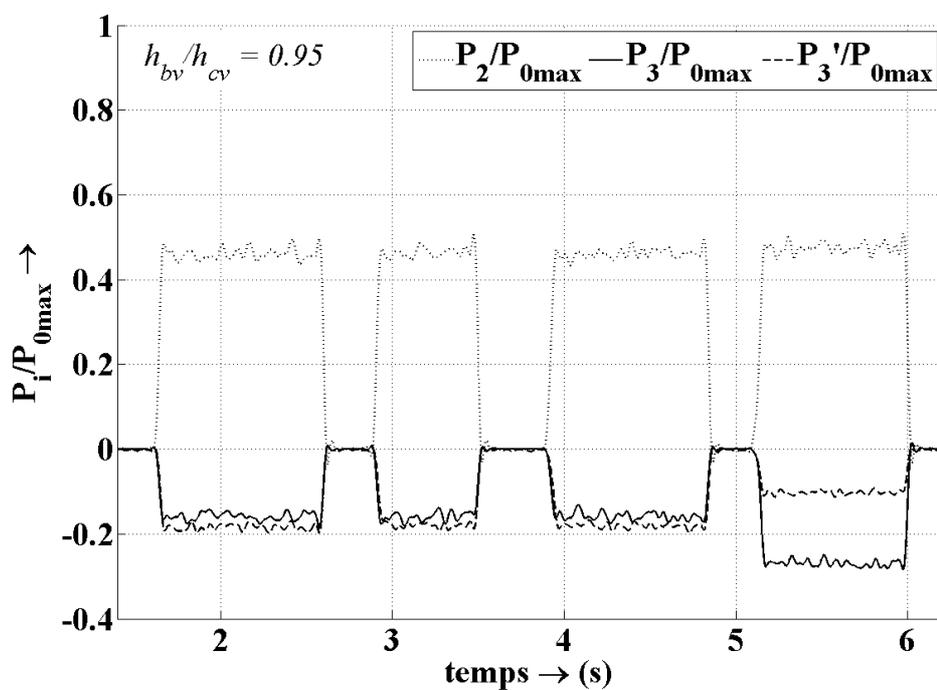


FIG. B.6 – Idem que la figure B.1 avec  $h_{bv} = 3,10\text{mm}$ , i.e.  $h_{bv}/h_{cv} = 0,95$ , et  $P_{0max} = 400\text{Pa}$ .

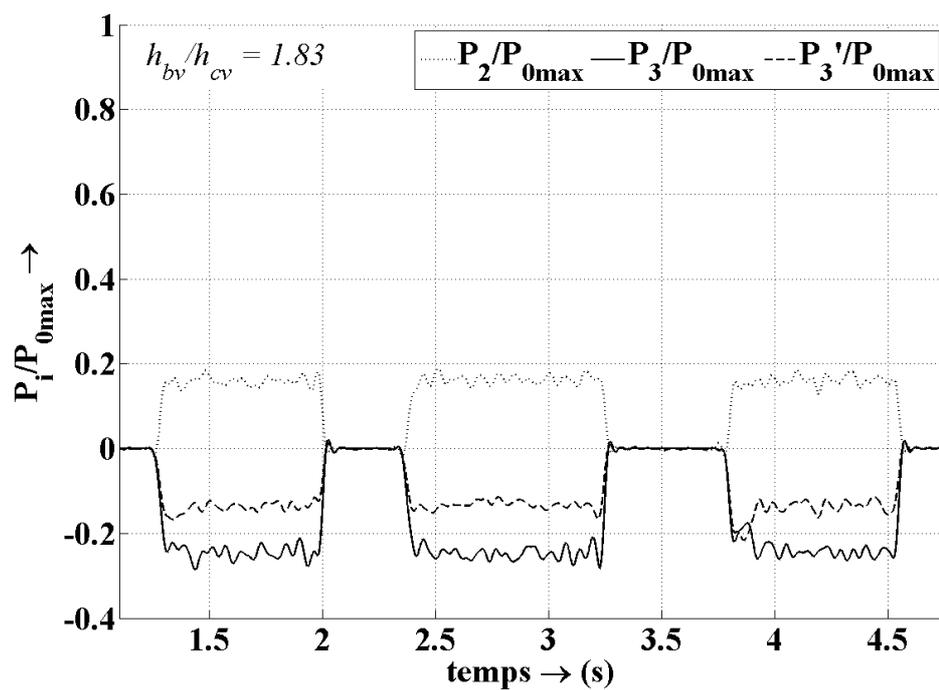


FIG. B.7 – Idem que la figure B.2 avec  $h_{bv} = 5,95\text{mm}$ , i.e.  $h_{bv}/h_{cv} = 1,83$ , et  $P_{0max} = 381\text{Pa}$ .

## B.2 Comparaison des méthodes de détection de l'aire $\tilde{A}_{bv}$

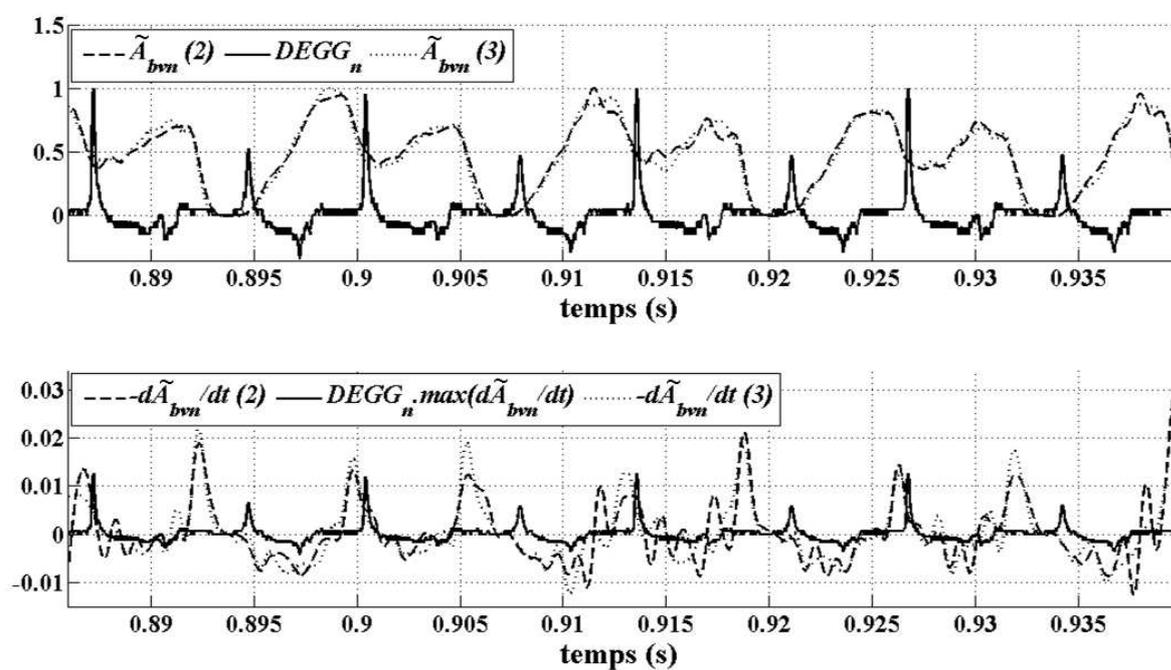


FIG. B.8 – Comparaison entre deux méthodes d'extraction d'aire entre les bandes ventriculaires à partir des images laryngées. Les méthodes (2) et (3) sont explicitées au § 2.3.3 Analyse des signaux vidéo.

## Annexe C

# Effet d'une constriction plus loin dans le conduit vocal

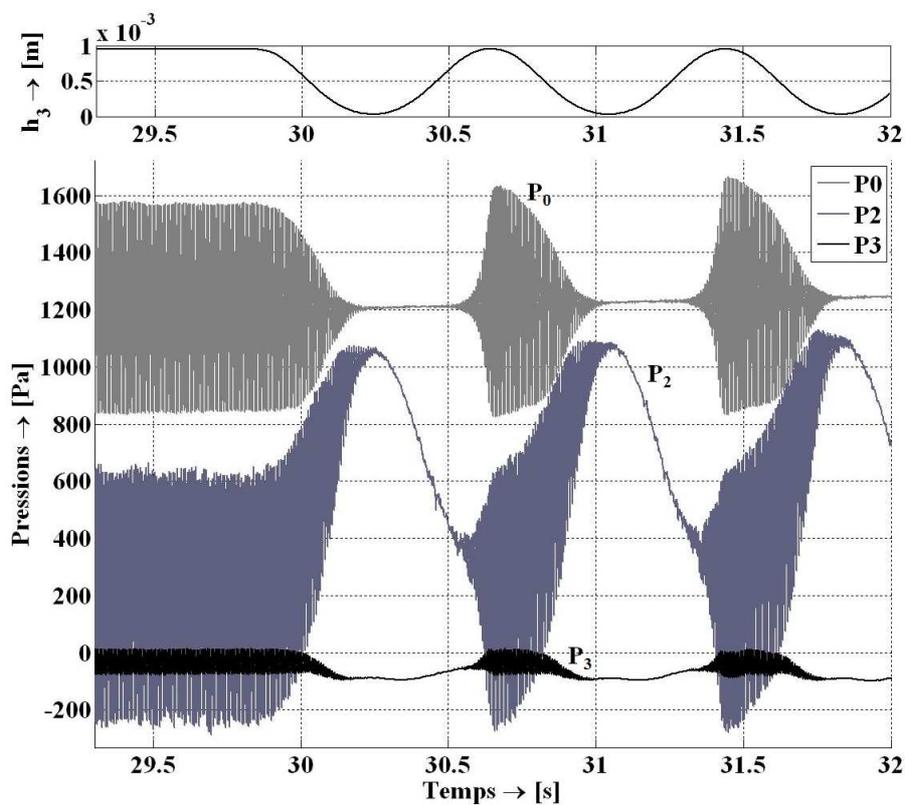
Nous présentons dans cette section l'étude d'une configuration en bordure de notre étude sur les bandes ventriculaires. Nous nous intéressons ici à des valeurs de  $L_{ventricule}$  excédant 10cm. Nous appellerons constriction du conduit vocal ce qui tenait lieu de bandes ventriculaires dans cette étude et noterons  $h_c$  la hauteur de constriction ( $h_c = h_{bv}$ ).

Le dispositif expérimental ici considéré comprend la maquette déformable des cordes vocales à laquelle est adjointe la constriction rigide en oscillations forcées *via* l'utilisation du moteur à excentrique (*cf.* § 4.2.1). Les exemples présentés dans cette annexe illustrent environ deux périodes d'oscillation de la constriction pour  $L_{ventricule}=155\text{mm}$ , une hauteur  $h_c$  oscillant de façon sinusoïdale entre 0,035mm et 0,96mm avec une fréquence de 1,30Hz et une ouverture  $h_{cv}(t=0)$  fixée à 1,53mm au repos (*cf.* figure C.1). La fréquence d'oscillation de la constriction est choisie parmi celles reproduisant des transitions voyelle-plosive-voyelle stabilisées. Une fréquence trop élevée induit une interruption du débit telle que les oscillations glottiques ne peuvent s'installer entre deux cycles d'oscillation de la constriction.

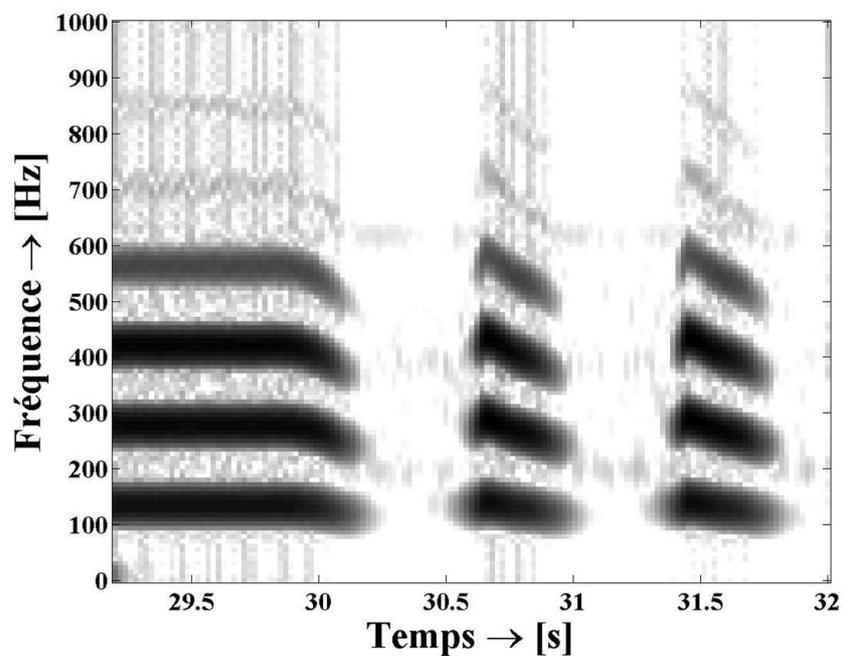
La figure C.1 (a) montre que la pression expérimentale  $P_2$  augmente avec la sévérité de la constriction : la chute de pression  $\Delta P_{cv} = P_0 - P_2$  mesurée aux cordes vocales diminue donc, altérant en conséquence l'oscillation des cordes vocales jusqu'à leur extinction. L'arrêt de la modulation acoustique de l'écoulement ne s'effectue pas de manière synchrone sur les signaux  $P_0$ ,  $P_2$  et  $P_3$ , caractérisant les effets d'inertie dans le fluide. La pression  $P_3$  mesurée négative traduit un « effet Bernoulli » à la constriction. Le spectrogramme de la figure C.1 (b) indique une baisse de la fréquence fondamentale et des harmoniques à l'extinction des oscillations.

Nous nous attachons à prédire le recouvrement de pression  $P_2$  et la pression au col de la constriction  $P_3$  observés au cours de cette séquence. Nous nécessitons pour cela d'une estimation de l'ouverture  $h_{cv}(t)$  pour  $t > 0$ . Les mesures optiques acquises grâce à la photodiode pour quantifier l'ouverture  $h_{cv}(t)$  combinent les mouvements auto-oscillants des cordes vocales et les vibrations forcées de la constriction, ce qui les rend inexploitable dans cette configuration. Nous proposons donc de simuler le comportement vibratoire des cordes vocales en présence d'une constriction avale en estimant  $h_{cv}(t)$  par le modèle à deux masses, puis d'en déduire les estimations théoriques de  $P_2(t)$  et  $P_3(t)$ . Quels paramètres mécaniques choisir pour simuler le comportement des cordes vocales *via* ce modèle ?

La seule mesure optique viable correspond au cas de référence sans constriction en aval de la maquette de cordes vocales. La fréquence des oscillations de référence mesurées valant  $f_0=152\text{Hz}$ , nous choisissons, pour une masse de corde vocale estimée à  $m_{cv} = 0.17\text{g}$ , une constante de raideur  $k_{cv}$  de l'ordre de  $(2\pi f_0)^2 m_{cv}/2$ , soit environ  $77\text{N}\cdot\text{m}^{-1}$ . La constante d'amortissement  $r_{cv}$  est choisie de sorte que le modèle simule une estimation de  $h_{cv}$  la plus proche possible en amplitude de l'ouverture mesurée



(a)



(b)

FIG. C.1 – (a) Evolutions temporelles de l'ouverture  $h_3$  et des pressions  $P_0$ ,  $P_2$ ,  $P_3$  mesurées pour  $L_{\text{ventricule}} = 155\text{mm}$ . (b) Spectrogramme du signal  $P_0$ .

dans la configuration de référence. Sous ces conditions, le modèle à deux masses fournit une estimation quantitative satisfaisante de la fréquence mesurée, au détriment d'un calage en amplitude et en phase de la vibration (*cf.* figure C.2).

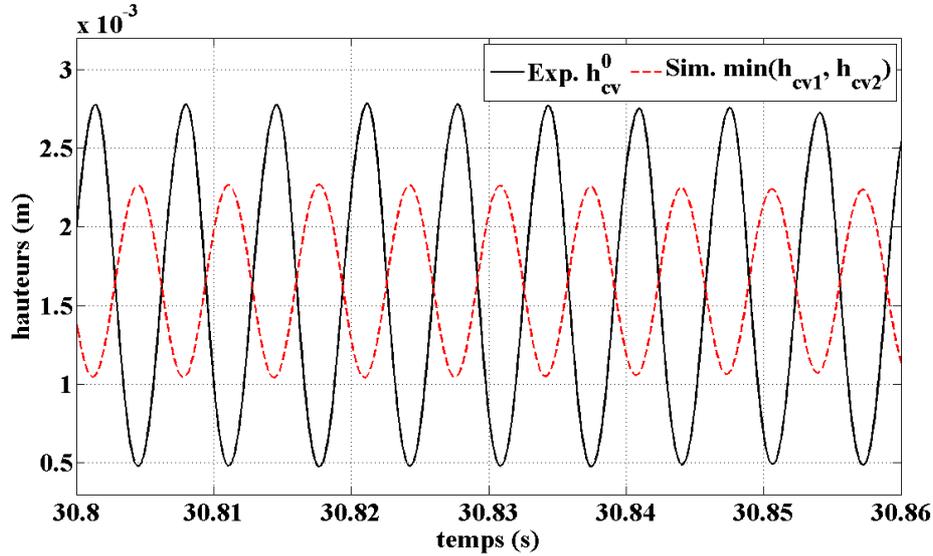
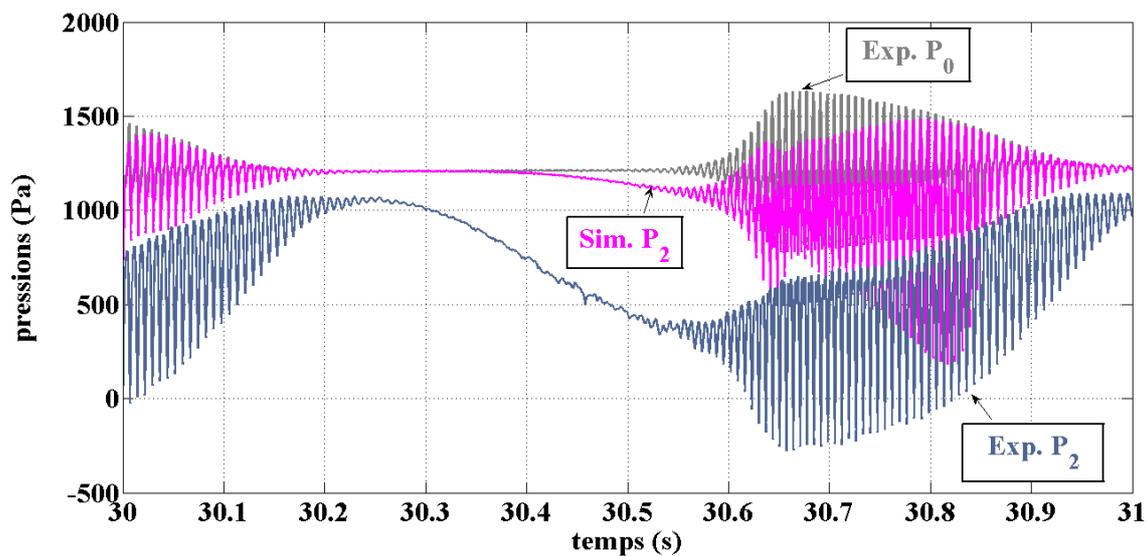


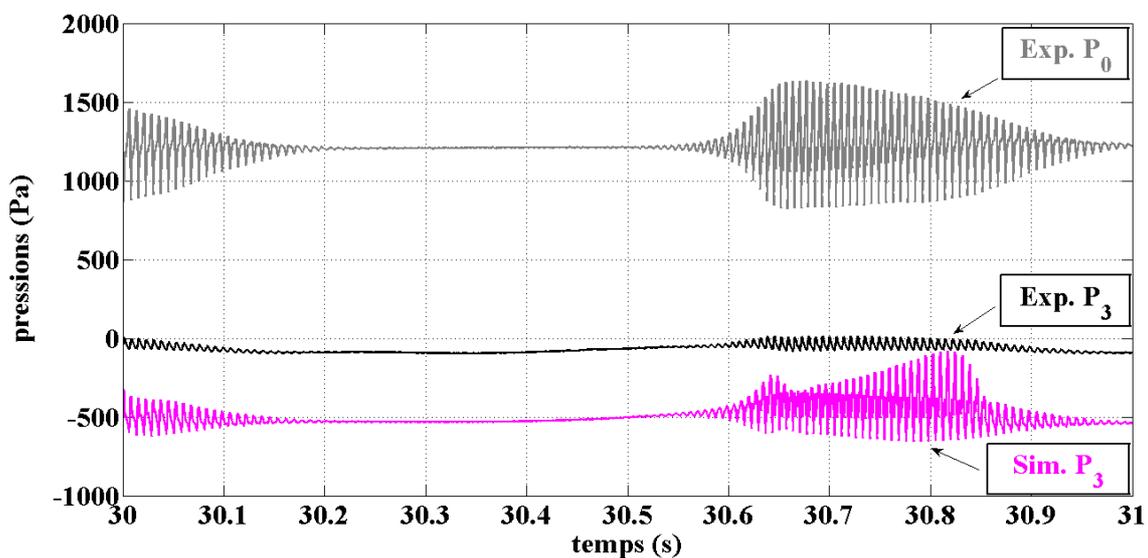
FIG. C.2 – Evolution temporelle de l'ouverture  $h_{cv}^0$  mesurée sans constriction en aval de la maquette de cordes vocales, et ouverture théorique  $\min(h_{cv1}, h_{cv2})$  simulée par le modèle à deux masses dans cette configuration de référence (*Exp.* : Expérimental. *Sim.* : Simulation).

La pression  $P_0(t)$  mesurée expérimentalement est choisie comme pression d'alimentation du modèle. La figure C.3 présente les simulations de  $P_2(t)$  et  $P_3(t)$  ainsi obtenues, confrontées aux données mesurées. On constate que ces estimations reproduisent qualitativement les fluctuations du recouvrement de pression et l'effet Bernoulli à la constriction. Le démarrage et l'extinction des oscillations mesurées et estimées concordent également. Néanmoins, le modèle surestime le recouvrement de pression, ainsi que la chute de pression à travers la constriction,  $\Delta P_c$ . Cet écart découle de la succession d'approximations théoriques effectuées dans le modèle mécanique et dans le modèle d'écoulement qui néglige la dissipation d'énergie par turbulence dans le développement du jet.

En conclusion, les résultats avec une constriction oscillante montrent une interaction forte entre la constriction et les cordes vocales dans une étude expérimentale reproduisant des transitions voyelle-plosive-voyelle. La théorie concorde qualitativement avec la mesure du recouvrement de pression induit par la constriction. L'écart quantitatif entre la théorie et l'expérience montre l'importance pour la suite d'une meilleure estimation des pertes dissipatives dans le jet.



(a)



(b)

FIG. C.3 – Evolutions temporelles des pressions  $P_0$ ,  $P_2$ ,  $P_3$  détectées par la mesure et estimations théoriques de  $P_2$ ,  $P_3$ . (Exp. : Expérimental. Sim. : Simulation).



## Résumé

Les bandes ventriculaires sont deux structures du larynx dont l'implication a été observée pour certaines réalisations vocales. L'origine de leur participation dans le geste phonatoire et les effets induits sur le son laryngé sont peu explorés et encore mal compris.

Cette étude se propose de modéliser l'impact aérodynamique des bandes ventriculaires sur la vibration glottique, par une description théorique de l'écoulement translaryngé couplée à un modèle physique de phonation. L'interaction entre les cordes vocales et les bandes ventriculaires est caractérisée par une exploration conjointe sur l'humain (par électroglottographie et cinématographie ultra-rapide synchronisées) et sur des maquettes du larynx rigides et déformables (par visualisation d'écoulement, mesures PIV et mesures de pression).

Le comportement des bandes ventriculaires est observé dans différents contextes phonatoires (phonation usuelle, chant de gorge, grognement, effort vocal). Elles peuvent rester immobiles éloignées, se rapprocher, s'accoler, vibrer périodiquement ou non, en phase ou non avec les cordes vocales. Le phénomène de doublement de période mesuré en chant de gorge fait l'objet d'une étude approfondie. La variation périodique de la durée du cycle glottique est démontrée. L'incidence de la géométrie ventriculaire sur la résistance de l'écoulement translaryngé, la fréquence, l'amplitude et les pressions de seuils d'oscillation est mesurée *in-vitro*, et comparée aux prédictions théoriques. La présence de la constriction ventriculaire en aval de la maquette des cordes vocales peut modifier son comportement vibratoire, altérant ou favorisant les auto-oscillations selon la configuration géométrique.

**Mots-clefs** Bandes ventriculaires, phonation, modélisation physique, validation expérimentale *in-vitro*, exploration *in-vivo*, cinématographie ultra-rapide, mesures PIV, doublement de période

## Abstract

The ventricular folds are two laryngeal structures, whose implication has been observed during specific vocal productions. The reason for the ventricular-folds involvement in the phonatory gesture and their effects on the laryngeal source are still barely explored and poorly understood.

This study aims to model the aerodynamic impact induced by the ventricular-folds on the glottal vibratory motion, by means of a theoretical description of the translaryngeal airflow combined to a physical model of phonation. The interaction between the vocal folds and the ventricular folds is characterized by both explorations on the human being (using synchronized electroglottography and high-speed cinematography) and on rigid and flexible *in-vitro* laryngeal replicas (using flow visualization, PIV measurement technique and pressure measurements).

The ventricular-folds behaviour is observed under different phonatory conditions (usual phonation, throat-singing, growls, vocal effort). They can remain static spaced out, move closer, make contact, vibrate periodically or not, in or out of phase with the vocal folds. The period-doubling phenomenon measured during throat-singing is specifically discussed. The periodic variation of glottal cycle duration is demonstrated. The impact of the ventricular geometry on the pressure distribution and the translaryngeal airflow resistance, on the frequency, the amplitude and the oscillation threshold pressures is measured *in-vitro* and compared to the theoretical outcomes. The presence of the ventricular constriction downstream to the vocal-folds replica can either alter or favour its self-vibratory motion, depending on the geometrical configuration.

**Keywords** Ventricular folds, phonation, physical modeling, *in-vitro* experimental validation, *in-vivo* exploration, high-speed cinematography, PIV measurements, period doubling