

POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea in Ingegneria Aerospaziale

Tesi di Laurea

**Fluidodinamica dell'apparato  
fonatorio umano**



**Politecnico  
di Torino**

**Relatore**

prof.ssa Stefania SCARSOGLIO

**Candidato**

Alberto PALMIERI

matricola: 256223

SETTEMBRE 2021



# Sommario

In questo lavoro vengono presentate le meccaniche che sono alla base della produzione della voce e le principali metodologie d'indagine che sono state utilizzate per studiare le interazioni tra l'aria e la laringe durante la fonazione. Sono stati altresì analizzati nel dettaglio modelli analitici di ordine ridotto delle pliche vocali i cui risultati hanno evidenziato come sia necessaria una loro vibrazione simmetrica al fine di produrre efficacemente la voce.

# Indice

|                                                            |    |
|------------------------------------------------------------|----|
| <b>Elenco delle figure</b>                                 | VI |
| <b>Elenco delle tabelle</b>                                | IX |
| <b>Introduzione</b>                                        | 1  |
| <b>1 Fonazione e fisiologia della laringe</b>              | 3  |
| 1.1 La laringe                                             | 3  |
| 1.1.1 Elementi costituenti della laringe                   | 4  |
| 1.1.2 Conformazione interna                                | 5  |
| 1.2 Meccanismo di fonazione                                | 5  |
| 1.2.1 Teoria della fonazione aerodinamica-mioelastica      | 6  |
| 1.2.2 Teoria <i>Body-Cover</i>                             | 9  |
| 1.2.3 Modi vibratori                                       | 10 |
| 1.2.4 Proprietà meccaniche                                 | 10 |
| 1.3 Patologie                                              | 12 |
| 1.3.1 Paralisi delle pliche vocali                         | 13 |
| 1.3.2 Polipi e noduli                                      | 13 |
| <b>2 Modelli della produzione vocale</b>                   | 15 |
| 2.1 Modelli di ordine ridotto                              | 15 |
| 2.2 Studi sperimentali                                     | 17 |
| 2.2.1 Studi a geometria fissa                              | 18 |
| 2.2.2 Studi su campioni <i>ex-vivo</i>                     | 18 |
| 2.2.3 Modelli auto-oscillanti sintetici                    | 19 |
| 2.2.4 Tecniche di studio nei modelli fisici in laboratorio | 19 |
| 2.3 Studi dettagliati basati su CFD                        | 24 |
| 2.4 Aspetti fluidodinamici ed aeroacustici                 | 26 |
| 2.4.1 Getto asimmetrico e variabilità                      | 28 |
| 2.4.2 Strutture vorticose                                  | 29 |
| 2.4.3 Aeroacustica e sorgenti sonore                       | 29 |
| 2.4.4 Teoria <i>Source-Filter</i>                          | 31 |

|          |                                                        |           |
|----------|--------------------------------------------------------|-----------|
| <b>3</b> | <b>Modello simmetrico a due masse</b>                  | <b>33</b> |
| 3.1      | Sistemi meccanici oscillanti . . . . .                 | 33        |
| 3.2      | Descrizione del modello . . . . .                      | 34        |
| 3.2.1    | Definizione dei parametri elastici e viscosi . . . . . | 34        |
| 3.2.2    | Andamento delle pressioni . . . . .                    | 36        |
| 3.2.3    | Analogia circuitale . . . . .                          | 38        |
| 3.3      | Equazioni del sistema . . . . .                        | 39        |
| 3.4      | Osservazioni sui risultati . . . . .                   | 40        |
| <b>4</b> | <b>Confronto del modello in contesti patologici</b>    | <b>43</b> |
| 4.1      | Ridefinizione del modello . . . . .                    | 43        |
| 4.2      | Paralisi unilaterale . . . . .                         | 44        |
| 4.2.1    | Risultati e commenti . . . . .                         | 45        |
| 4.3      | Polipo unilaterale . . . . .                           | 46        |
| 4.3.1    | Risultati e commenti . . . . .                         | 46        |
| <b>5</b> | <b>Conclusioni</b>                                     | <b>49</b> |

# Elenco delle figure

|      |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   |    |
|------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 1.1  | Vista in sezione sagittale di una laringe [61]. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                           | 4  |
| 1.2  | Vista in sezione coronale di una laringe, si osservi la differenza ben marcata tra le pliche vocali (4) e ventricolari (3) [61]. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          | 5  |
| 1.3  | Schematizzazione dei movimenti rotatori delle cartilagini che comandano l'apertura e la chiusura della glottide (6 parte intermembranacea - 7 parte intercartilaginea). In colore bianco si ha la posizione <i>a riposo</i> mentre in rosso è rappresentata la configurazione a conclusione del movimento rotatorio delle cartilagini aritenoidee (1) attorno al centro di rotazione (4). A sinistra si ha l'azione del cricoaritenoideo posteriore, a destra quella dell'cricoaritenoideo laterale [61]. . . . . | 6  |
| 1.4  | Modifiche della geometria della glottide durante un ciclo fonatorio. Le linee orizzontali rappresentano gli aumenti e i decrementi di pressione mentre le frecce in blu la direzione media del getto d'aria uscente dalle pliche vocali addotte. A sinistra, sfondo verde, è riportata una rappresentazione numerica del flusso nelle tre fasi principali del ciclo fonatorio [44]. . . . .                                                                                                                       | 7  |
| 1.5  | (a) - spostamento e velocità delle pliche vocali; (b) - portata d'aria in volume; (c) - velocità media del flusso; (d) - pressione dell'aria a livello della glottide) [65]. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              | 8  |
| 1.6  | Tessuti costituenti una plica vocale in sezione sagittale [30]. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                           | 9  |
| 1.7  | Schematizzazione di alcuni modi vibratorii delle pliche vocali in sezione coronale con la rappresentazione delle forze risultanti sulle superfici mediane [63]. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                           | 10 |
| 1.8  | Esempio di differenziazione delle proprietà meccaniche dal tipo di tessuto (origine canina) accomunata da un andamento non lineare della curva sforzo-deformazione [63]. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  | 11 |
| 1.9  | Curva sforzo-deformazione in campo elastico di una plica vocale lungo la direzione anteroposteriore secondo un ciclo di carico e scarico di 1 Hz per un totale di 30 cicli completi. È chiaramente osservabile l'effetto viscoelastico dei tessuti come lo è l'andamento non lineare della rigidità in funzione della deformazione [74]. . . . .                                                                                                                                                                  | 12 |
| 1.10 | Immagini di condizioni patologiche comuni dell'apparato fonatorio [44]. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   | 13 |

|      |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 |    |
|------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 2.1  | Schematizzazione di una plica vocale con un sistema bi-massa di oscillatori meccanici secondo il modello implementato da Ishizaka e Flanagan [28], $k_{1,2,c}$ rappresentano le rigidezze delle molle, $r_{1,2}$ gli smorzatori per le due masse $m_{1,2}$ [44]. La direzione del flusso d'aria è da sinistra verso destra. . . . .                                             | 16 |
| 2.2  | Esempi di quelle che possono considerarsi le configurazioni tipiche dei modelli di ordine ridotto. (a) - singola massa, (b) - doppia massa, (c) - <i>body-cover</i> , (d) - multi-massa [5]. . . . .                                                                                                                                                                            | 17 |
| 2.3  | Laringe di origine animale installata nella postazione predisposta alle misurazioni, posta dietro ad un sensore ( <i>hot-wire sensor</i> [15]) di misura della velocità del getto d'aria in uscita [3]. . . . .                                                                                                                                                                 | 19 |
| 2.4  | Rappresentazione di una vista in sezione di una plica sintetica multistrato [45]. Sono evidenziate con linee solide tutte quelle porzioni di materiale con proprietà meccaniche differenti e studiate in maniera tale da replicare la struttura anatomica reale [45]. . . . .                                                                                                   | 20 |
| 2.5  | Visualizzazione, attraverso un metodo ottico, dell'evoluzione temporale di un getto di fluido attraverso una glottide fissa artificiale [49]. . . . .                                                                                                                                                                                                                           | 21 |
| 2.6  | Rappresentazione schematica del <i>setup</i> strumentale per effettuare una misurazione <i>LDV</i> [16]. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                | 22 |
| 2.7  | Schema dell'apparato sperimentale di misura della pressione a monte e a valle di un modello sintetico fisso di laringe [16]. . . . .                                                                                                                                                                                                                                            | 23 |
| 2.8  | Disposizioni delle prese di pressione lungo una laringe umana <i>ex-vivo</i> [8]. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                       | 23 |
| 2.9  | Andamento qualitativo delle pressioni riferite a pressione ambiente. L'asse $z$ è concorde con la direzione del flusso durante la fonazione [34]. . . . .                                                                                                                                                                                                                       | 24 |
| 2.10 | Alcuni esempi di come pragmaticamente viene effettuata la modellazione di un problema fisico in ambito dell'analisi agli elementi finiti [39]. . . . .                                                                                                                                                                                                                          | 25 |
| 2.11 | Grafici riassuntivi di una simulazione numerica diretta agli elementi finiti: (a) - misurazione lungo il piano mediano della deflessione del getto oltre la glottide in linea continua e in linea tratteggiata l'apertura della glottide, (b) - misurazione della deflessione del getto in tre punti distinti della direzione anteroposteriore con $l_z = 1.5$ cm [77]. . . . . | 28 |
| 2.12 | Formazione delle strutture vorticose in un modello bidimensionale della glottide in assenza delle pliche ventricolari [44]. . . . .                                                                                                                                                                                                                                             | 29 |
| 3.1  | Schematizzazione di un oscillatore armonico forzato. $M$ è la massa del punto materiale, $K$ la rigidezza della molla, $B$ il termine di dissipazione viscosa, $f$ il termine costante e $\xi$ la variabile spaziale che è funzione del tempo [65]. . . . .                                                                                                                     | 34 |
| 3.2  | Viste in sezione del modello a due masse [28]. A sinistra: vista in sezione longitudinale; a destra: vista della glottide in sezione trasversale [28]. . . . .                                                                                                                                                                                                                  | 35 |
| 3.3  | Risposta elastica in funzione di $x_i$ [28]. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            | 36 |
| 3.4  | Andamento delle pressioni relativo al modello di figura 3.2 [28]. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                       | 37 |
| 3.5  | Schema elettrico rappresentativo del modello della laringe [28]. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                        | 39 |
| 3.6  | Schema elettrico per la sintesi della voce [28]. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        | 39 |
| 3.7  | Risultati delle simulazioni [28]. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       | 42 |
| 4.1  | Risultati principali dello studio di <i>Steinecke e Herzel</i> [58]. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                    | 45 |

|     |                                                                                                                                                                |    |
|-----|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 4.2 | Schema di ordine ridotto che implementa un polipo sulla plica vocale destra [73]. . . . .                                                                      | 46 |
| 4.3 | Diagrammi delle biforcazioni della massa $m_{1l}$ in funzione della sua dimensione (a) e dei parametri di rigidità e viscosità della massa $m_3$ [73]. . . . . | 47 |



# Elenco delle tabelle

|     |                                                                                                                                     |    |
|-----|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 2.1 | Elenco di studi rappresentativi sui meccanismi di fonazione della laringe [67].                                                     | 18 |
| 2.2 | Tabella rappresentativa dei parametri dimensionali ed adimensionali di una laringe appartenente ad un soggetto adulto [41]. . . . . | 26 |



# Introduzione

La voce è probabilmente il più ragguardevole tra i mezzi di comunicazione che, al momento, è a disposizione degli esseri umani: questa è il risultato finale di una complessa interazione tra l'aria e le corde vocali, che inizia a livello della laringe ed evolve nel tratto vocale, nota con il termine di fonazione. Lo studio della produzione della voce è complesso ed interdisciplinare, coinvolge difatti innumerevoli settori fisici ed ingegneristici: la fluidodinamica, lo studio dei materiali, l'analisi dei segnali, l'aeroacustica, ecc. e pertanto non esiste un approccio univoco per lo studio della fonazione, tantomeno uno migliore di un altro.

Gli obiettivi del lavoro sono quelli di dare un'ampia visione d'insieme di come l'apparato fonatorio umano funzioni, offrendo punti di vista differenti, dati dalle numerose esperienze investigative sulla questione reperite nella letteratura di competenza.

Particolare attenzione è stata posta su uno specifico approccio di studio condotto su un modello matematico idealizzato della laringe, detto *Lumped-Elements Model*.

Si è prima analizzato un modello *sano* di laringe, basandosi sulla pubblicazione di *Ishizaka e Flanagan* [28], per poi confrontarlo con le successive modifiche che comprendessero delle patologie, sempre a livello della laringe [73, 58].

L'organizzazione del lavoro è la seguente:

- nel Primo Capitolo vengono descritti i meccanismi della produzione della voce, fornendo nozioni essenziali di anatomia della laringe e della composizione dei tessuti al fine di avere un'idea chiara di quelle che sono le biostrutture coinvolte nel processo di fonazione e dando inoltre una breve classificazione alle patologie più comuni;
- nel Secondo Capitolo si ha una classificazione delle tipologie d'indagine condotte e dei modelli atti a simulare il comportamento della laringe durante la fonazione;
- nel Terzo e nel Quarto ci si focalizza sulla descrizione dei modelli a due masse di ordine ridotto e come le pliche vocali vibrino in una condizione patologica e non;
- infine, nelle Conclusioni sono riportati alcuni brevi commenti finali sull'argomento.



# Capitolo 1

## Fonazione e fisiologia della laringe

La *fonazione* è quel processo fisiologico grazie al quale gli esseri viventi del regno animale posso produrre suoni mediante l'uso di organi ed apparati dedicati per questa funzione. Negli esseri umani, come d'altronde in molti altri mammiferi, è la *laringe* ad essere la principale struttura anatomica coinvolta nei meccanismi di produzione della voce. Essa è del tutto paragonabile ad uno strumento musicale *ad ancia* [61]: al suo interno, infatti, sono posizionate delle strutture vibranti, le *pliche vocali*, più comunemente note come *corde vocali*, che al passaggio dell'aria espirata dai polmoni iniziano a vibrare originando un suono caratterizzato da una frequenza fondamentale e da un'intensità sonora che dipendono da molteplici fattori. I *condotti aeriferi* superiori alla laringe sono responsabili, come verrà meglio approfondito nel capitolo successivo, delle modifiche del suono prodotto dalla laringe e quindi del timbro della voce del singolo individuo.

Per la trattazione di questo argomento è comune una suddivisione *funzionale* macroscopica delle strutture coinvolte [59]: le pliche vocali all'interno della laringe costituiscono una notevole restrizione della sezione della *trachea*, questa particolare strettoia prende il nome di *glottide*. La parte sottostante alla laringe (*subglottal system*) è quella che durante l'espirazione fornisce energia al flusso d'aria mentre quanto si trova al disopra della glottide (*supraglottal system*) è responsabile, come accennato poc'anzi, della modulazione del getto d'aria per la produzione della voce vera e propria.

### 1.1 La laringe

La laringe è quella struttura di fondamentale importanza per la fonazione. Quest'organo è posizionato nella parte media ed anteriore del collo e costituisce il naturale prolungamento della trachea, alla quale si lega con continuità nella sua parte inferiore mentre comunica superiormente con la *faringe* grazie ad un'ampia apertura. Com'è facile intuire, la laringe è un organo complesso composto da cartilagini, muscoli e mucose: nel prosieguo ne verrà approfondita la struttura secondo le necessità della trattazione.

### 1.1.1 Elementi costituenti della laringe

I costituenti, ovvero i singoli elementi che compongono la laringe possono essere schematizzati come segue [61]:

**Cartilagini laringee:** sono gli elementi che danno una certa rigidità e portanza all'organo. Le strutture cartilaginee sono 6; ossia la cartilagine *cricoidea*, *tiroidea* e quelle *aritenoidi*, *corniculate* e *cuneiformi*, queste ultime tre rispettivamente in coppie. L'*epiglottide* si pone all'apertura tra laringe e faringe e, durante la *deglutizione*, ostruisce momentaneamente l'orifizio superiore della laringe;

**Articolazioni e legamenti:** uniscono tra loro le cartilagini mantenendo pur sempre una certa mobilità tra i diversi elementi;

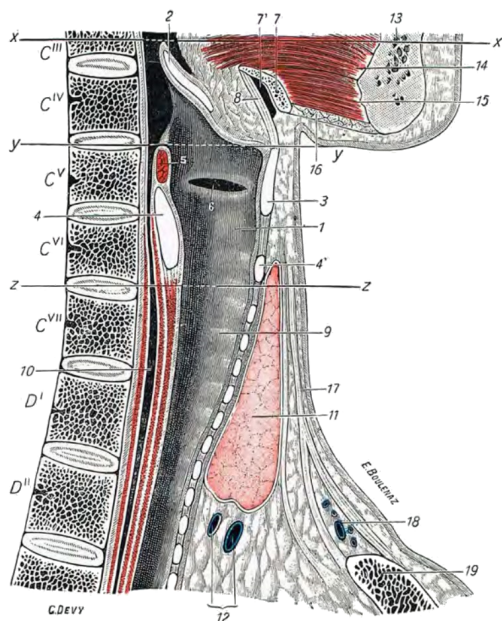


Figura 1.1: Vista in sezione sagittale di una laringe [61].

**Gruppi muscolari:** sono necessari per il movimento delle prime. A loro volta possono essere classificati tra muscoli *estrinseci*, i quali permettono un movimento d'insieme di tutta la laringe e che quindi s'inseriscono con solo una delle estremità alla laringe mentre l'altra sarà vincolata a strutture vicine, e muscoli *intrinseci* la cui funzione è quella di imprimere movimenti parziali tali da muovere le cartilagini l'una rispetto alle altre. Questi ultimi sono senz'altro molto importanti per la fonazione. Quelli estrinseci sono: il *muscolo sternotiroideo*, il *muscolo tiroideo*, il *muscolo costrittore inferiore della faringe*, il *muscolo stilo-faringeo*; quelli intrinseci: il *muscolo ariaritenoidi*, il *muscolo cricotiroideo*, il *muscolo cricoaritenoidi posteriore*, il *muscolo cricoaritenoidi laterale*, il *muscolo tiroaritenoidi*, il *muscolo ariepiglottico*;

**Mucosa laringea:** è un rivestimento delle pareti interne della laringe, composta da due *strati* distinti che, procedendo dall'esterno verso l'interno si susseguono come segue. L'*epitelio*, che presenta variazioni morfologiche lungo il tratto laringeo e la *lamina propria*, costituita principalmente da fibre di collagene elastiche ed intrecciate tra loro, aventi la funzione di collegare lo strato epiteliale superficiale con quello muscolare sottostante.

### 1.1.2 Conformazione interna

Dopo aver dato cenno a quelli che sono gli elementi fondamentali della laringe occorre senz'altro osservare nel dettaglio la parte funzionale; come introdotto l'aria espirata dai polmoni si scontra con delle ripiegature di tessuto, meglio note come pliche. Esse si distinguono in *pliche vocali* e *pliche ventricolari*, (in inglese rispettivamente *vocal folds* e *false vocal folds*).

Le pliche vocali sono posizionate al disotto delle altre e sono sorrette da fasci muscolari per tutta la loro lunghezza: sono effettivamente l'elemento vibrante attivo durante la fonazione. Le pliche ventricolari sono di forma sottile e nastriforme, inoltre non presentano gruppi muscolari nella loro struttura. Le pliche vocali costituiscono di fatto un restringimento delle vie respiratorie con una geometria ed area variabili durante le attività di espirazione, inspirazione e, naturalmente, di fonazione: quest'apertura prende il nome di glottide. L'articolazione che risulta di fondamentale importanza dal punto di vista fisiologico per la fonazione è quella tra la cartilagine cricoidea con quelle aritenoidee il cui movimento comporta l'apertura o la chiusura della glottide mediante una loro *rotazione*. All'atto pratico, la loro rotazione è assicurata da due muscoli: il cricoaritenoidio posteriore e il cricoaritenoidio laterale; il primo è un muscolo *abducente* della plica vocale, che ha come effetto l'apertura della glottide, mentre il secondo è *adduttore* della plica vocale, che quindi comporta una chiusura della glottide [61]. Si

può dunque osservare dal punto di vista fisiologico il movimento delle cartilagini con un evidente *antagonismo* tra i due fasci muscolari (figura 1.3).

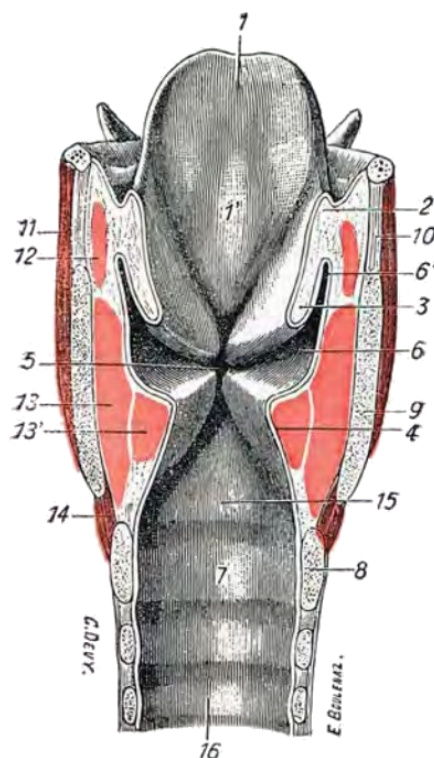


Figura 1.2: Vista in sezione coronale di una laringe, si osservi la differenza ben marcata tra le pliche vocali (4) e ventricolari (3) [61].

## 1.2 Meccanismo di fonazione

A livello della laringe, le pliche vocali costituiscono un ostacolo all'aria in movimento espirata dai polmoni. Nel momento in cui queste vengono addotte, ossia avvicinate reciprocamente chiudendo così la glottide grazie alla contrazione, si ha un incremento della pressione a monte, ovvero a livello subglottale, tale da contrastare la tensione muscolare

che forza la chiusura del passaggio. Superato un livello di pressione critico, la glottide si apre permettendo il passaggio dell'aria e modificando nel tempo della sua apertura la propria forma, inizialmente tale da essere un condotto convergente per poi successivamente passare a una forma divergente ed infine chiudersi; questo sviluppo è noto in letteratura come *glottal cycle* e si riferisce alla cosiddetta *teoria della fonazione aerodinamica-mioelastica* (*Aerodynamic-Myoelastic Theory of Phonation*) proposta da Van der Berg nel 1958 [44].

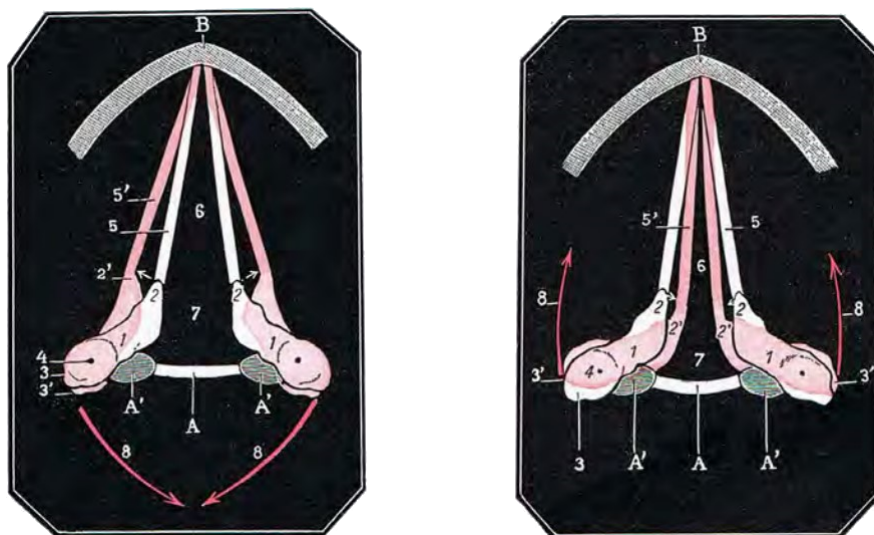


Figura 1.3: Schematizzazione dei movimenti rotatori delle cartilagini che comandano l'apertura e la chiusura della glottide (6 parte intermembranacea - 7 parte intercartilaginea). In colore bianco si ha la posizione *a riposo* mentre in rosso è rappresentata la configurazione a conclusione del movimento rotatorio delle cartilagini aritenoidi (1) attorno al centro di rotazione (4). A sinistra si ha l'azione del cricoaritenoidio posteriore, a destra quella dell'cricoaritenoidio laterale [61].

### 1.2.1 Teoria della fonazione aerodinamica-mioelastica

I principi di questa teoria [7] sono due: in primo luogo si può osservare che la frequenza di oscillazione delle pliche vocali è strettamente correlata a proprietà non correlate tra loro, fra cui ci sono le proprietà meccaniche delle pliche vocali stesse (massa, rigidità, viscoelasticità, ...) e il livello di pressione sottostante la glottide; il secondo principio proposto da Van der Berg fu quello che le forze che permettono alle due pliche vocali di vibrare continuamente (*self-sustained oscillations of the vocal folds*) sono dettate dall'interazione che ha l'aria con le strutture vibranti, che in prima approssimazione possono essere ricavate considerando un fluido incompressibile e non viscoso, riconducendosi dunque al principio di Bernoulli.

L'aspetto mioelastico della fonazione si focalizzerebbe dunque sulla regolazione della tensione ed elasticità delle pliche vocali, coadiuvate da un controllo neuromuscolare, i cui



effetti si ripercuotono sulla forma della glottide e sulle pressioni, superiore ed inferiore, alla quale è sottoposta. D'altro canto, l'aspetto aerodinamico si focalizza sull'aspetto legato alla fluidodinamica che si ha nel momento in cui le pliche vocali vengono messe in vibrazione una volta addotte e dunque, quali forze di apertura e chiusura della glottide intervengono [31].

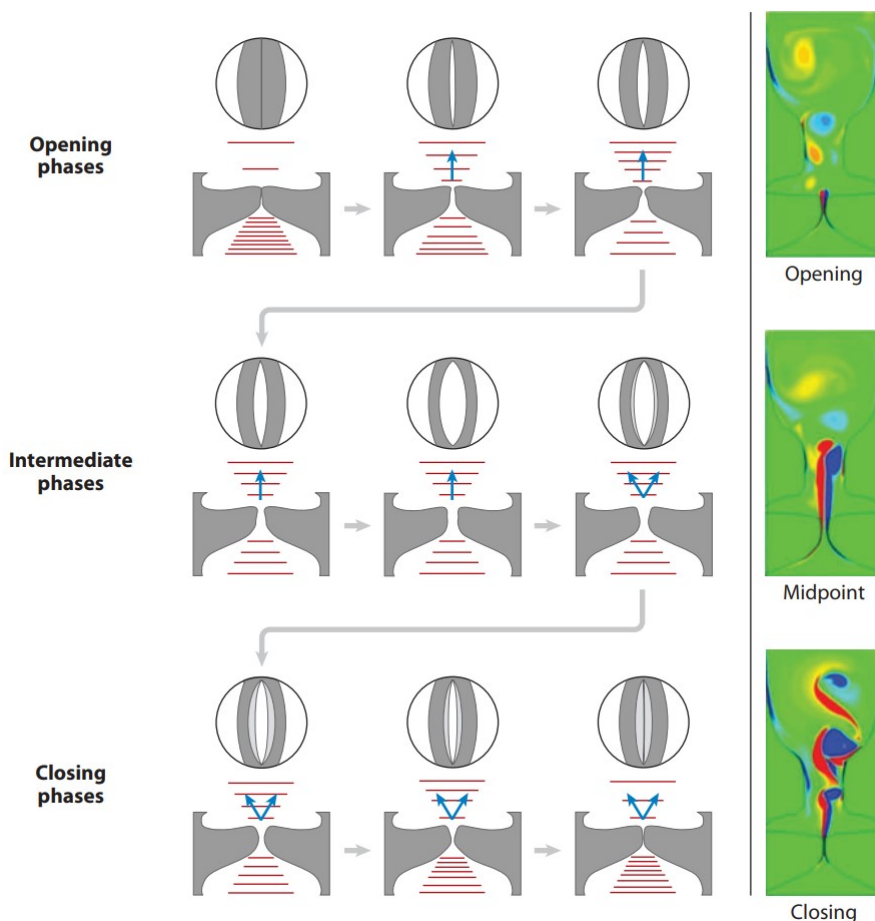


Figura 1.4: Modifiche della geometria della glottide durante un ciclo fonatorio. Le linee orizzontali rappresentano gli aumenti e i decrementi di pressione mentre le frecce in blu la direzione media del getto d'aria uscente dalle pliche vocali addotte. A sinistra, sfondo verde, è riportata una rappresentazione numerica del flusso nelle tre fasi principali del ciclo fonatorio [44].

La glottide, inizialmente serrata, ostacola il passaggio dell'aria, con un conseguente incremento della pressione media fintantoché non eccede un valore  $P_{critica}$  tale da:

- aprire la glottide spostando le pliche vocali e quindi fornendo loro una certa energia;
- mettere in moto la colonna d'aria che si trova nelle cavità aeree superiori, quindi  $P > P_{ambiente}$ .

Com'è già stato accennato e da come è possibile osservare dalla figura 1.4 il fluido *si fa strada* attraverso la glottide formando un condotto di forma convergente ed aumentando così la propria velocità rispetto a quella a monte della glottide una volta che questa è aperta. L'energia cinetica conferita alle pliche vocali è data dalla pressione che si sviluppa in quegli istanti in cui non c'è una portata d'aria espirata attraverso la glottide [65].

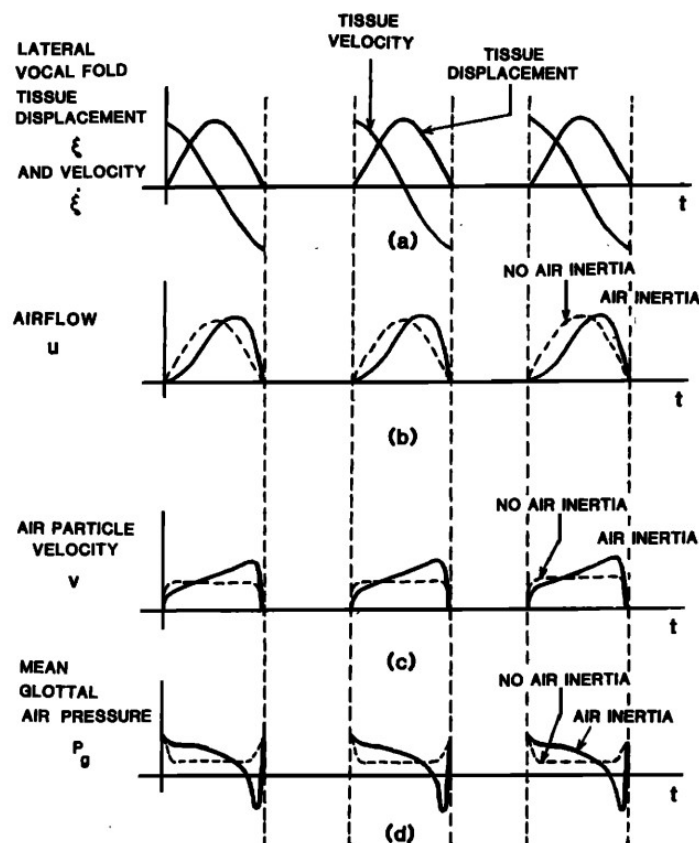


Figura 1.5: (a) - spostamento e velocità delle pliche vocali; (b) - portata d'aria in volume; (c) - velocità media del flusso; (d) - pressione dell'aria a livello della glottide) [65].

Nella fase intermedia del ciclo di fonazione la glottide risulta aperta, perciò si ha una portata d'aria attraverso la glottide: anche se si considerasse un fluido reale anziché ideale, come premesso, per l'equazione di continuità si ha che la velocità (media) dell'aria a livello della glottide risulta maggiore di quella che si potrebbe misurare a livello della trachea. La pressione glottale (pressione statica media) risultante in concomitanza del moto del fluido risulta inferiore di quella che aveva consentito nella fase iniziale l'apertura della glottide, e se riportata come riferimento alla pressione ambiente può raggiungere valori anche negativi [31]. Nella fase di chiusura si ha un ulteriore contributo alla diminuzione della pressione a livello della glottide: infatti la colonna d'aria sovrastante, che nelle fasi precedenti del ciclo ha subito un'accelerazione, tenderà a mantenere la sua quantità di moto contribuendo così ad una riduzione della pressione glottale, e quindi

della componente forzante del moto vibratorio, nella fase di chiusura [65].

In definitiva si hanno quindi tre effetti combinati che contribuiscono alla chiusura della glottide [31]: l'*effetto Bernoulli* il quale dà origine ad una forza che tende ad attrarre le pliche vocali, un contributo dovuto al recupero elastico della deformazione delle membrane che costituiscono fisicamente le pliche vocali ed infine il contributo dato dall'inerzia del flusso. Un andamento qualitativo delle principali grandezze coinvolte del ciclo di fonazione è riportato nei grafici in figura 1.5. Il getto d'aria pulsante che ne deriva è direttamente correlato alla produzione del suono laringeo [44].

Le pliche vocali hanno una frequenza di oscillazione fondamentale  $F_0$  che varia tra 80 Hz e 220 Hz con una media di 110 Hz per la voce maschile e di 200 Hz per quella femminile sempre per un registro di voce *modale* [44, 31].

### 1.2.2 Teoria *Body-Cover*

Vista la costituzione delle pliche vocali all'intero della laringe (1.1.1), Hirano nel 1974 [25] ne descrisse la struttura osservando inoltre che questa possa essere distinta in due tessuti a sé stanti, con proprietà meccaniche differenti. Il corpo della plica (*body layer*) è costituito da fibre muscolari (muscoli cricoaritenoidi) e di collagene aventi una consistente rigidità, mentre l'elemento esterno (*cover layer*) è costituito dal tessuto epiteliale e dagli strati intermedi costituiti dalla *lamina propria*, entrambi estremamente flessibili e facilmente deformabili [60].

Queste osservazioni suggeriscono che i modelli fisico-matematici della struttura interna della laringe e delle pliche vocali debbano essere trattate come elementi vibranti le cui proprietà di rigidità, chiaramente differenti tra l'uno e l'altro, subiscono variazioni in base alle relative attivazioni dei fasci muscolari [60, 25].

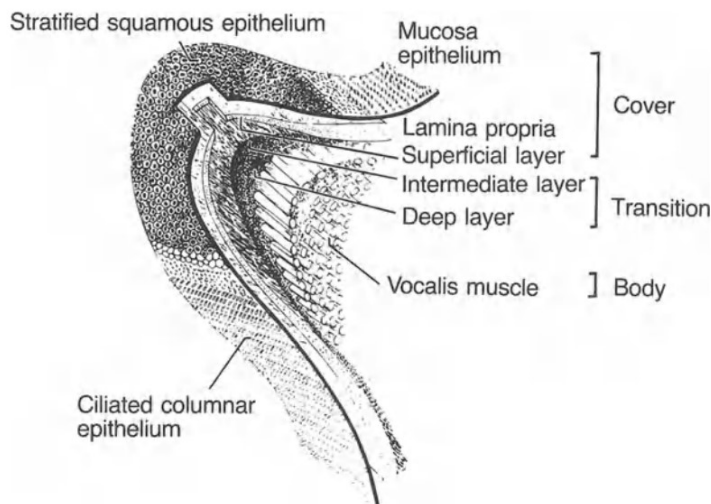


Figura 1.6: Tessuti costituenti una plica vocale in sezione sagittale [30].

### 1.2.3 Modi vibratori

Le osservazioni sul ciclo fonatorio legato alla teoria aerodinamico-mioelastica della fonazione si sono potute effettuare grazie a ispezioni visive ottenute studiando filmati ad alta frequenza di aggiornamento, per la diagnostica per immagini della laringe, tali da poter catturare nel dettaglio in modo accurato tutte le fasi della vibrazione delle pliche vocali e poterne studiare quindi il movimento. È però da precisare che questo tipo di studio è semplicemente *qualitativo* e non permette di fare misurazioni accurate [31].

Quello che è stato registrato permette di avere una descrizione coerente con le forze esterne legate al flusso d'aria e con le reazioni proprie della struttura laringea interna del movimento delle mucose secondo una combinazione di più modi vibratori delle pliche vocali. Si evince che si ha un movimento non uniforme dei tessuti [63] tale da poter essere scomposto in un certo numero di modi normali vibratori la cui origine risiede in un'asimmetria nelle componenti forzanti del moto oscillatorio.

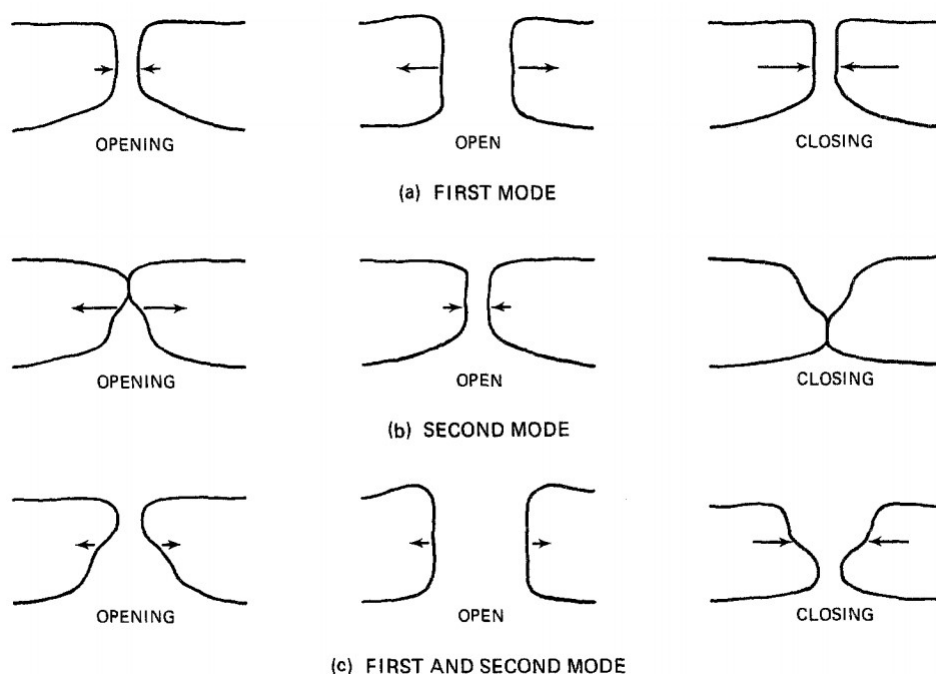


Figura 1.7: Schematizzazione di alcuni modi vibratori delle pliche vocali in sezione coronale con la rappresentazione delle forze risultanti sulle superfici mediane [63].

### 1.2.4 Proprietà meccaniche

La frequenza di oscillazione delle corde vocali è influenzata sia dallo stato di tensione dei muscoli cricoaritenoidi che dalle proprietà meccaniche (massa, viscosità e rigidità) dei tessuti che le compongono. In generale si possono identificare con la rigidità dei tessuti sia lo stato di tensione dei muscoli che i moduli elastici dei tessuti e rappresenta in termini

qualitativi la resistenza che assoggetta le forze che mantengono in oscillazione il sistema, con viscosità invece si mette in relazione la velocità di deformazione con i termini forzanti ed inoltre costituisce la componente dissipativa del sistema [31].

Come lo testimonia la letteratura riguardo le proprietà biomeccaniche dei tessuti umani le relazioni tra stato di tensione e quello di deformazione in campo elastico hanno un andamento tutt'altro che lineare e in molti casi si ricorre all'uso di funzioni di carattere esponenziale per ottenere un'interpolazione dei dati sperimentali coerente [63]. Le misurazioni di questi parametri hanno purtroppo tutta una serie di problematiche legate alle modalità (*ex-vivo*, *in-vivo*) e alla precisione della selezione del campione di tessuto da analizzare.

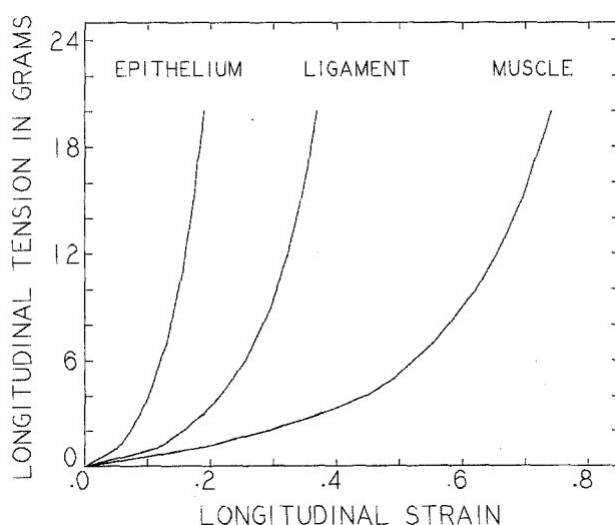


Figura 1.8: Esempio di differenziazione delle proprietà meccaniche dal tipo di tessuto (origine canina) accomunata da un andamento non lineare della curva sforzo-deformazione [63].

Le metodologie e le tecniche usate per determinare i parametri biomeccanici sono molto variegati [74]: sono stati effettuati studi su campioni di tessuto sottoposti a trazione [76, 33], reometria per sforzi di taglio [13, 12, 43], indentazione [23, 24, 66, 14] e della risposta dei tessuti in funzione della propagazione di onde meccaniche superficiali [32].

È importante sottolineare come anche l'aspetto anisotropo giochi un ruolo determinante nella fonazione e come questo possa complicare la determinazione di parametri medi dei tessuti delle pliche vocali: in particolare si può constatare grazie a diverse misurazioni che il modulo elastico delle pliche vocali dello strato superficiale in direzione anteroposteriore [4, 43, 33] è di un ordine di grandezza superiore a quello ricavato da misurazioni lungo una direzione trasversale [74]. L'anisotropia però facilita il moto medio-laterale delle pliche vocali e una completa chiusura della glottide durante la fonazione [75, 71, 74].

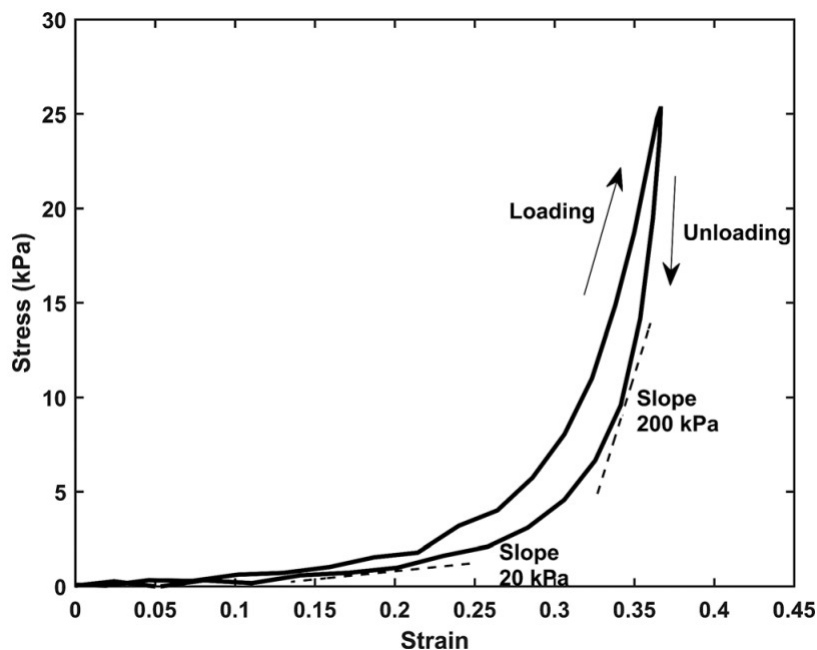


Figura 1.9: Curva sforzo-deformazione in campo elastico di una plica vocale lungo la direzione anteroposteriore secondo un ciclo di carico e scarico di 1 Hz per un totale di 30 cicli completi. È chiaramente osservabile l'effetto viscoelastico dei tessuti come lo è l'andamento non lineare della rigidità in funzione della deformazione [74].

### 1.3 Patologie

Chiariti quali sono i meccanismi che permettono la vibrazione e quindi, come fattore primo, la produzione della voce è immediato concludere che alla base delle disfunzioni che affliggono la normale fonazione c'è un'alterazione di quello che sono le strutture biomeccaniche dell'apparato fonatorio, quasi sempre se non in modo esclusivo, a livello della laringe [44].

I disordini della voce sono piuttosto comuni: si stima infatti che la probabilità che un individuo sviluppi nell'arco della sua vita una disfunzione fonatoria ammonta a circa il 30% mentre per chi fa un utilizzo impegnativo della voce, dai cantanti fino a chi si occupa d'insegnamento, vi è un'incidenza di questo tipo di disordini del 60% [51]. Molto spesso si tratta di disturbi la cui durata è limitata nel tempo (non oltre le quattro settimane), mentre in certi casi si può avere un danno irreversibile tale da condizionare le normali attività, professionali e non, dell'individuo [52]. Statisticamente le donne sono più inclini a sviluppare disordini della voce rispetto agli uomini; una possibile giustificazione la si può ricercare a livello anatomico. Infatti è un dato di fatto che le donne abbiano in media delle pliche vocali di dimensioni inferiori [61] con una frequenza d'oscillazione più elevata: si è ipotizzato dunque che i tessuti vengano maggiormente sollecitati in fase di chiusura della glottide, nel momento in cui le pliche vocali *impattano* l'una contro l'altra [57].

Le patologie legate alla voce possono essere classificate in due categorie: nella prima rientrano i disordini riconducibili ad un anormale stato di tensione delle pliche vocali, causando una paralisi dei tessuti vibranti, mentre nel secondo gruppo rientrano delle lesioni localizzate a livello delle pliche vocali, come polipi, cisti e noduli [44]. Non è detto che la presenza di lesioni sia d'entità tale da dare evidenza sintomatica del problema, e quindi di una disfunzione dell'apparato fonatorio [11].

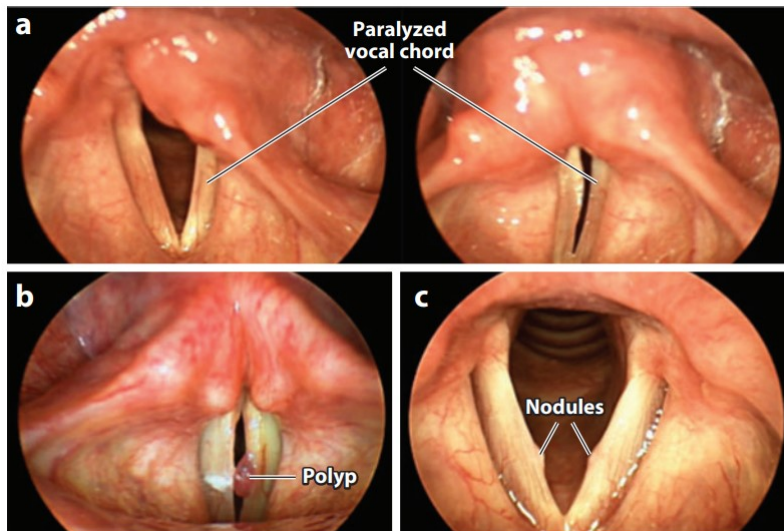


Figura 1.10: Immagini di condizioni patologiche comuni dell'apparato fonatorio [44].

### 1.3.1 Paralisi delle pliche vocali

È una condizione che può interessare una (unilaterale) o entrambe (bilaterale) le pliche vocali e non ne consente la normale vibrazione.

Le ragioni legate a questa disfunzione si possono collegare ad un inadeguato stato di tensione dei fasci muscolari da correlare ad uno stato infiammatorio a carico del nervo vago oppure ad un suo danneggiamento. Questa condizione porta ad un'incompleta chiusura della glottide, a causa dell'adduzione muscolare incompleta, impedendo un controllo della frequenza, talvolta accompagnato da bifonazione, ossia le pliche vocali vibrano simultaneamente con frequenze differenti. Questo causa delle irregolarità dei modi di vibrare a livello del processo di fonazione e la frequenza fondamentale della voce risulterà determinata dalla plica vocale meno tesa [44].

### 1.3.2 Polipi e noduli

I polipi solitamente interessano una sola plica vocale e si formano nello strato superficiale della mucosa che la ricopre mentre i noduli si manifestano a coppie e vanno a generarsi a partire dagli strati più interni dei tessuti, talvolta diventando sempre più spessi e fibrosi, meno elastici, col passare del tempo [44]. Entrambi sono solitamente correlati ad un uso

eccessivo e protratto nel tempo della voce e possono dare origine a una svariata serie di sintomi, tra cui una voce rauca, trafelata ed accompagnata da dolore a livello della laringe [44].



## Capitolo 2

# Modelli della produzione vocale

La fonazione, e quindi in primo luogo lo studio delle interazioni tra pliche vocali e l'aria in movimento, può chiaramente essere uno studio complesso, anche perché è chiaro che un'analisi assoluta compiuta su un apparato fonatorio umano risulta un'opzione da escludere a priori vista l'inaccessibilità della laringe e di tutte quelle cavità e strutture che non potrebbero essere mai analizzate simultaneamente.

Gli sviluppi sulla teoria aerodinamica e mioelastica sono stati resi possibili grazie un'analisi qualitativa basata sull'osservazione del moto delle corde vocali e, successivamente verificata grazie all'uso di modelli, inizialmente estremamente semplificati che col tempo si sono affinati potendo simulare realisticamente diversi aspetti notevoli su quanto accade non solo all'interno della laringe ma anche come il suono da essa proveniente viene modificato nel tratto vocale.

Lo studio su come analizzare quindi anche quantitativamente gli aspetti della struttura delle pliche vocali e del modo in cui il flusso, chiaramente non stazionario, interagisce con esso si può classificare, ragionando su quanto finora è stato pubblicato in letteratura a riguardo, in modelli *discreti* o *di ordine ridotto* (*Lumped-Elements Models* o *Reduced-Order Vocal Folds*), *studi sperimentali* e *studi dettagliati basati su CFD* (*Computational Fluid Dynamics*) [44, 53].

### 2.1 Modelli di ordine ridotto

Questo tipo di idealizzazione consente uno studio semplificato di come il sistema fluido-struttura evolve nel tempo durante la fonazione. Quest'analisi non si prefigge l'obiettivo di portare ad uno studio estremamente dettagliato, infatti questa consiste in un'astrazione delle strutture e dei campi di forze generati dal fluido tale da poter riprodurre i meccanismi principali della vibrazione delle pliche vocali.

L'idealizzazione della struttura dei tessuti consiste in una discretizzazione, più o meno raffinata, ottenuta accoppiando una serie masse oscillanti (massa, molla, smorzatore) in una configurazione simmetrica, per buona parte delle implementazioni del modello ricercabili in letteratura, secondo l'asse del tratto laringeo (per chiarezza, s'immagini una

sezione della laringe secondo un piano coronale: il gruppo di masse oscillanti appartenente alla plica vocale di destra avrà un modo simmetrico rispetto al gruppo di sinistra secondo un piano di simmetria coincidente con il piano sagittale o mediano).

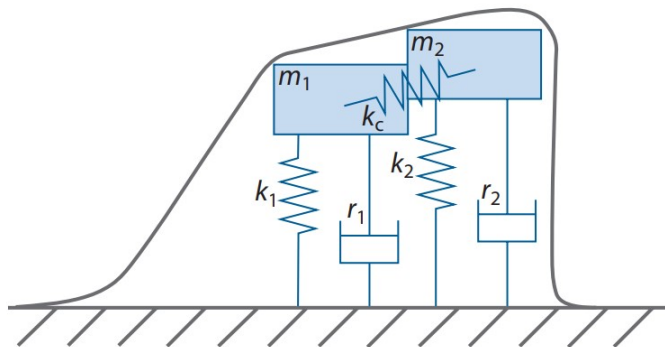


Figura 2.1: Schematizzazione di una plica vocale con un sistema bi-massa di oscillatori meccanici secondo il modello implementato da Ishizaka e Flanagan [28],  $k_{1,2,c}$  rappresentano le rigidità delle molle,  $r_{1,2}$  gli smorzatori per le due masse  $m_{1,2}$  [44]. La direzione del flusso d'aria è da sinistra verso destra.

Il primo modello [44, 53] di questa categoria fu proposto da Flanagan e Landgraf nel 1968 [22]. Il modello consisteva in una massa vibrante (figura 2.2a) per plica vocale sollecitata da un flusso d'aria tale da produrre la condizione di *self-sustained oscillations* se e solo se l'impedenza acustica del tratto vocale fosse di carattere *inertivo*, ossia tale da avere una risposta del campo di velocità in ritardo di fase rispetto al campo di pressione [5]: il limite di questa configurazione è il suo unico grado di libertà, infatti non è possibile riprodurre in questo modello la condizione di asimmetria verticale, o differenza di fase, tra la parte inferiore e quella superiore della plica vocale.

Un'evoluzione si ebbe poco più tardi con gli anni, nel 1972, grazie ad un lavoro condotto da Flanagan e Ishizaka [28], nel quale venne aggiunta una seconda massa vibrante (perciò un sistema a due masse), figura 2.2b, tale da simulare anche il moto ondulatorio in differenza di fase che si configura durante la fonazione e che nel modello ad una massa non avveniva [5]. Inoltre la vibrazione auto sostenuta delle pliche vocali si configura anche senza considerare il carico generato dal tratto vocale [65].

Il modello a due masse [28] fu un punto di partenza per tutta una serie di varianti del modello, costruite per lo studio di contesti patologici introducendo un'asimmetria tra il moto della plica vocale di destra e quella di sinistra [29, 58].

Con l'introduzione di una terza massa [60] si è potuto implementare un modello basato sulla teoria *body-cover* [25] (figura 2.2c) e, in una configurazione asimmetrica, gli effetti sul moto vibratorio di un polipo unilaterale [60]. Andando di complessità via via sempre più crescente si raggiungono configurazioni multi-massa [64, 34] (figura 2.2d) il cui scopo è quello di cogliere modi di vibrare che nella realtà sono osservabili nel processo di fonazione, ma che dipendono da parametri non sempre chiaramente identificabili [5].

Sebbene il costo computazionale per la risoluzione dei sistemi e contenuto (le ipotesi di fluido ideale e quasi stazionario riducono notevolmente la complessità del problema [53])

il punto debole del modello è la determinazione dei parametri da associare agli elementi discreti idealizzati, ossia le masse, le rigidità delle molle ed i fattori di smorzamento viscoso da associare agli smorzatori [5].

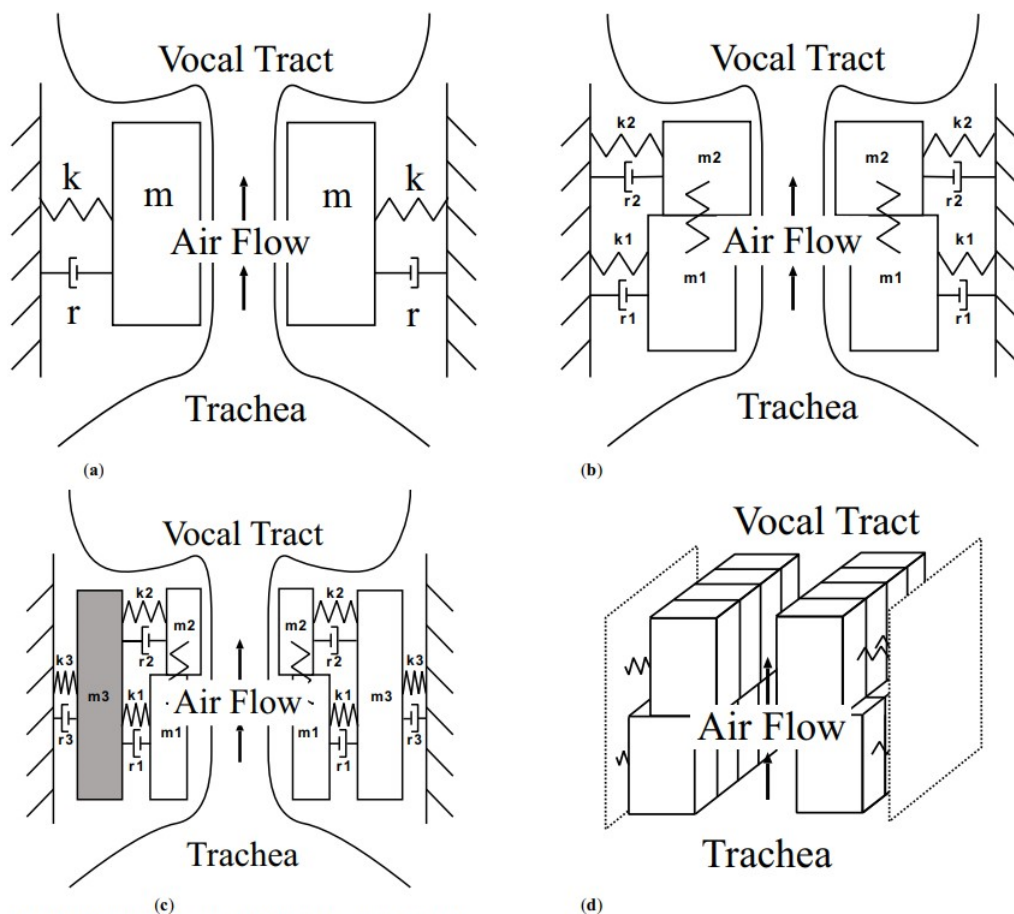


Figura 2.2: Esempi di quelle che possono considerarsi le configurazioni tipiche dei modelli di ordine ridotto. (a) - singola massa, (b) - doppia massa, (c) - *body-cover*, (d) - multi-massa [5].

## 2.2 Studi sperimentali

Parallelamente alla idealizzazione di modelli teorici legati alla fonazione, sono stati svolti una serie di esperimenti sia su campioni di tessuto veri e propri 1.2.4 che su modelli fisici replicati in laboratorio con materiali sintetici.

È possibile classificare questi studi su modelli fisici artificiali nel seguente modo [44, 53]:

- Geometria delle pliche focali fissa;

- Studi su laringi espiantate, solitamente di origine canina;
- Struttura della laringe e delle pliche vocali in polimeri silconici.

|                          | Dimension |    | Medium |       | Model  |        |         | Main focus                 | Methods         |
|--------------------------|-----------|----|--------|-------|--------|--------|---------|----------------------------|-----------------|
|                          | 2D        | 3D | Air    | Water | Static | Driven | Excited |                            |                 |
| Van den Berg 1958        | ×         |    | ×      |       | ×      |        |         | Volume flow                | Theoretical, PT |
| Ishizaka 1972            | ×         |    | ×      |       | ×      |        | ×       | Volume flow                | Theoretical, PT |
| Scherer 1983             | ×         |    | ×      |       | ×      |        |         | Volume flow                | PT              |
| Gauffin 1983             | ×         |    | ×      |       | ×      |        |         | VFs, volume flow           | PT              |
| Pelorson 1994            | ×         |    | ×      |       | ×      |        |         | Separation point, Coanda   | FV, HWA, PT     |
| Mongeau 1997             |           | ×  | ×      |       |        | ×      |         | Pulsating jet, unconfined  | HWA, PT, FV     |
| Barney 1999              | ×         |    | ×      |       |        | ×      |         | Jet structure, unconfined  | HWA, PT, AM     |
| Alipour 2002             | ×         |    | ×      |       | ×      |        |         | Jet turbulence             | HWA, PT         |
| Zhang 2002               |           | ×  | ×      |       |        | ×      |         | Pulsating jet in a tube    | PT, AM          |
| Agarwal 2004             | ×         |    | ×      |       | ×      |        |         | VFs, 7.5:1 model           | PT              |
| Zhang 2004               | ×         |    | ×      |       | ×      |        |         | Confined stationary jets   | PT, AM          |
| Neubauer 2004 (2007)     |           | ×  | ×      |       |        |        | ×       | Jet evolution, unconfined  | HWA, FV, (DPIV) |
| Brücker 2004, Triep 2005 |           | ×  |        | ×     |        | ×      |         | Jet evolution, 3:1 model   | TR-PIV          |
| Krane 2004 (2007)        | ×         |    |        | ×     |        | ×      |         | Jet evolution, 10:1 model  | DPIV            |
| Alipour 2006             |           | ×  | ×      |       |        |        | ×       | Jet turbulence             | PT, HWA         |
| Kucinski 2006            | ×         |    | ×      |       | ×      | ×      |         | Flow rate, scaled-up 7.5:1 | PT, FV          |
| Berry 2006               | ×         |    | ×      |       |        |        | ×       | Irregular vibrations       | FV, AM, PT      |
| Erath 2006               | ×         |    | ×      |       | ×      |        |         | Pulsating jet, 7.5:1 model | DPIV, HWA, LDV  |
| Drechsel 2008            |           | ×  | ×      |       |        |        | ×       | Jet evolution, VFs         | TR-PIV          |
| Bailly 2008              | ×         |    | ×      |       | ×      |        | ×       | VFs, 3:1 model             | PT              |

Tabella 2.1: Elenco di studi rappresentativi sui meccanismi di fonazione della laringe [67].

### 2.2.1 Studi a geometria fissa

Inizialmente le simulazioni in laboratorio consistevano nell’analisi di modelli fissi, bidimensionali [10, 54, 55] e tridimensionali [20, 56]. Altri si sono concentrati sull’aspetto legato alla non stazionarietà del fluido pur mantenendo fissa la geometria [26, 49, 48, 50, 18] studiando quindi l’interazione del fluido in termini della sua evoluzione nel tempo e di distribuzione delle pressioni [8, 69].

Il fatto che venissero svolte misurazioni ed osservazioni partendo da strutture fisse è già di per sé un aspetto limitante per quanto riguarda la replicazione del movimento delle pliche vocali; in letteratura sono presenti studi svolti su laringi di origine animale che hanno permesso di approfondire la cinematica delle pliche vocali [44].

### 2.2.2 Studi su campioni *ex-vivo*

L’uso di laringi vere e proprie, sebbene non di origine umana, ha permesso di studiare con maggiore precisione quelle che sono le caratteristiche del getto oltre la glottide e quella che è la sua evoluzione senza dover ricreare le strutture fonatorie necessarie per queste investigazioni. Chiaramente è necessario predisporre di apparati e protocolli che possano mantenere, per quanto limitato nel tempo, il tessuto utilizzabile. Solitamente necessitano di una procedura meglio descritta negli stessi studi [1, 3] basata su trattamenti con soluzioni saline in tempi immediatamente successivi all’espianzione.

Lo svantaggio maggiore legato all'uso di tessuti espantati è sicuramente la necessità di ricreare le condizioni di adduzione dei muscoli ideali per la fonazione [53], senza contare che i tessuti subiscono una degradazione e perciò si hanno complicazioni nel mantenerle in oscillazione per lunghe sessioni di misurazione [44] necessarie per avere misurazioni attendibili.

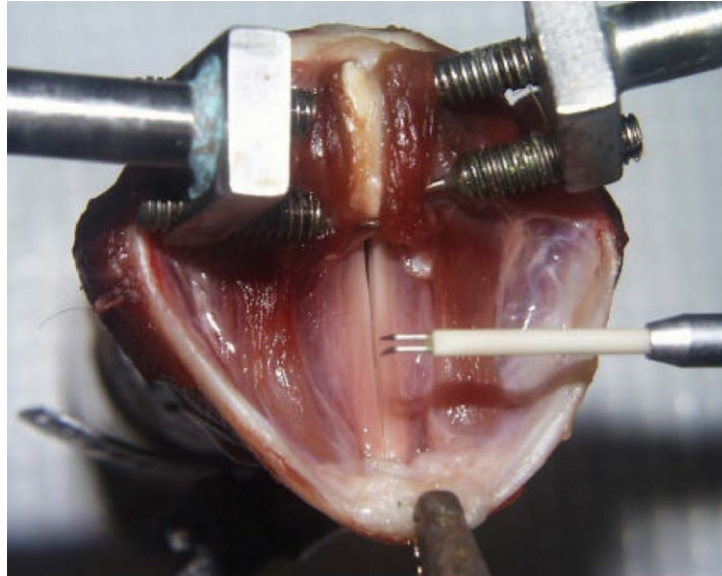


Figura 2.3: Laringe di origine animale installata nella postazione predisposta alle misurazioni, posta dietro ad un sensore (*hot-wire sensor* [15]) di misura della velocità del getto d'aria in uscita [3].

### 2.2.3 Modelli auto-oscillanti sintetici

Alternativamente all'uso di tessuti *ex-vivo*, si è sviluppato lo studio di strutture artificiali, costituito da materiale polimerico, tali da riuscire a riprodurre l'interazione auto-oscillante delle pliche vocali per il passaggio di un fluido [62]. Il composto siliconico alla base del tessuto artificiale di per sé non riproduce anche l'anisotropia delle pliche: uno studio successivo [45] ha consentito di riprodurre la struttura multistrato delle pliche vocali (epitelio, lamina propria, fibre muscolari) consentendo inoltre la regolazione della tensione delle pliche stesse (figura 2.4).

### 2.2.4 Tecniche di studio nei modelli fisici in laboratorio

In questa sezione verranno riassunte quali sono le tecniche principali che sono state usate durante le investigazioni compiute in laboratorio.

**Visualizzazione del flusso (*Flow Visualization*)** È una modalità di visualizzazione largamente usata sia in aerodinamica che fluidodinamica sperimentale e che consente una

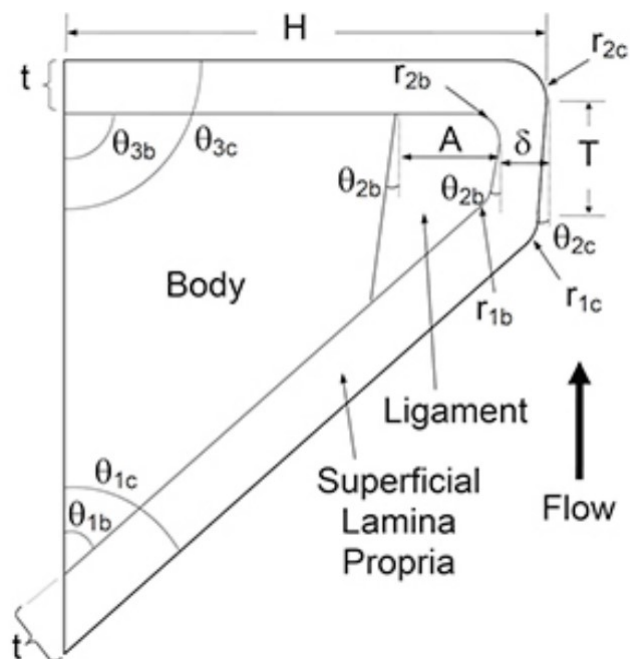


Figura 2.4: Rappresentazione di una vista in sezione di una plica sintetica multistrato [45]. Sono evidenziate con linee solide tutte quelle porzioni di materiale con proprietà meccaniche differenti e studiate in maniera tale da replicare la struttura anatomica reale [45].

visualizzazione dettagliata e qualitativa del moto del fluido, sia esso liquido che gassoso, e in termini più quantitativi grazie all'acquisizione e la loro successiva elaborazione di immagini delle strutture che si sono formate nel tempo della misurazione. Tendenzialmente si fa uso di sostanze *traccianti*, ossia particelle d'inerzia trascurabile che vengono più o meno disperse equamente nel fluido e che, venendo trasportate dalla corrente, consentono di osservarne il movimento, esaltando quelle che sono le traiettorie e le strutture che si formano. Negli studi sopra citati, si fa spesso riferimento ad una tecnica particolare, *particle image velocimetry* o *PIV*, la quale consiste nel disperdere all'interno di un liquido delle microparticelle che, venendo illuminate direttamente da un fascio di luce emesso da un diodo *laser*, riflettono a loro volta la luce che le colpisce, permettendone perciò un tracciamento mediante l'uso di macchine da presa convenzionali o ad elevata frequenza di aggiornamento. La scelta delle particelle traccianti si basa su diversi fattori: il primo, forse il più importante, essere chiaramente visibile, almeno quando illuminato dal fascio di luce; in secondo luogo, la minimizzazione della differenza tra la velocità del fluido e quella della particella in quel punto; ed infine far tendere la velocità di sedimentazione,  $v_s = \frac{gd_p^2}{18\nu_F} [(\rho_p/\rho_F) - 1]$ , a zero così da poter considerare la particella come galleggiante.

Per meglio definire quelle che sono le dimensioni medie delle particelle, nel caso in cui la differenza tra le densità del fluido e del materiale costituente le particelle stesse fosse troppo elevata, si fa uso di questa formula,

$$d_p \leq \frac{18\nu_F}{g\Delta t_{exp} [(\rho_p/\rho_F) - 1]}$$

dove,  $d_p$  è il diametro medio delle particelle selezionate,  $\nu_F$  la viscosità cinematica del fluido,  $g$  il modulo dell'accelerazione di gravità,  $\Delta t_{exp}$  il tempo di osservazione dell'esperimento,  $\rho_p$  e  $\rho_F$  rispettivamente le densità del materiale delle particelle e del fluido.

Un'altra variante per visualizzare un fluido in movimento si basa sulla variazione delle proprietà ottiche, l'indice di rifrazione, della porzione osservata che, sempre investita da un fascio luminoso, permette di osservarne le strutture del moto [42].

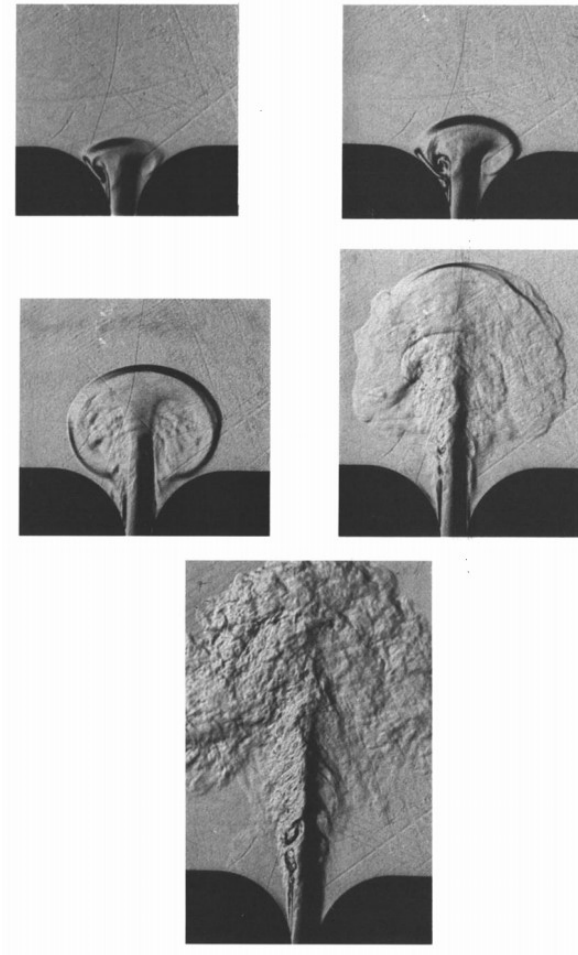


Figura 2.5: Visualizzazione, attraverso un metodo ottico, dell'evoluzione temporale di un getto di fluido attraverso una glottide fissa artificiale [49].

**Anemometro *Hot-Wire*** Il sistema permette la misura puntuale della velocità di un flusso e le sue fluttuazioni turbolente. Il sensore (figura 2.3) è composto da un filo metallico in lega di platino e/o tungsteno dalle dimensioni contenute, a seconda dei modelli può variare tra 0.1 mm e 1.0 mm di lunghezza per un diametro di qualche micrometro, e dalle proprietà fisiche ben note. Il filamento è collegato ad un apparato elettronico di misura capace di erogare corrente elettrica attraverso il sensore con intensità costante fino a che questo non raggiunge una temperatura di equilibrio in aria calma intorno ai 300 °C per il noto fenomeno di riscaldamento elettrico, ossia l'*effetto Joule* [40].

Il principio di funzionamento dell'apparato di misura si basa sulla variazione della resistività del materiale, in funzione della temperatura alla quale si trova: infatti, l'aria, o più in generale in fluido, raffredda il filo (o meglio, viene ceduto calore e perciò il filo diminuisce la propria temperatura) con una fluttuazione, nota per ipotesi, della resistività del sensore. L'apparato elettronico a cui esso è collegato, grazie alla misura di tensione ai capi del filo permette di determinare, processando il segnale rilevato, il modulo della velocità in un punto del campo di moto e, a seconda di quanto sia sofisticato lo strumento, la temperatura [15].

**Laser-Doppler Velocimetry** È una tecnica che consente la misura di un fluido trasparente o semi-trasparente tramite la dispersione di luce e della variazione della sua frequenza nel momento in cui lo attraversa. Per queste misurazioni si fa uso di un laser Elio-Neon il cui fascio viene diviso per mantenerne la coerenza. I due nuovi fasci di luce vengono successivamente fatti collidere in un punto focale all'interno del campo di misura dove un sensore posto in prossimità provvede a raccogliere la successione di frange chiare e scure dovute al fenomeno d'interferenza che si viene a creare. Al passaggio puntuale di una particella si crea una perturbazione che viene rilevata e dalla quale si riesce a quantificare il modulo della velocità della particella stessa [16].

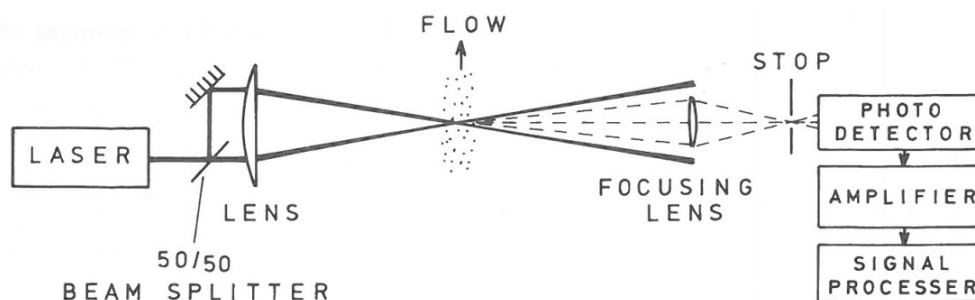


Figura 2.6: Rappresentazione schematica del *setup* strumentale per effettuare una misurazione LDV [16].

**Misure acustiche** In alcuni studi [6, 9] sono stati usati apparati di misura consistenti in microfoni a condensatore e sistemi ausiliari usati appunto per avere un riscontro anche di quanta energia acustica potesse emettere il modello artificiale.



**Misura delle pressioni** Al fine di avere una rappresentazione veritiera di quella che è la risposta di un sistema oscillante massa-molla-smorzatore è stata necessaria la misurazione diretta del campo di pressioni che s'instaura sia a monte che a valle della glottide: in altre parole si vuole quantificare la resistenza che le strutture interne della laringe offre al passaggio dell'aria.

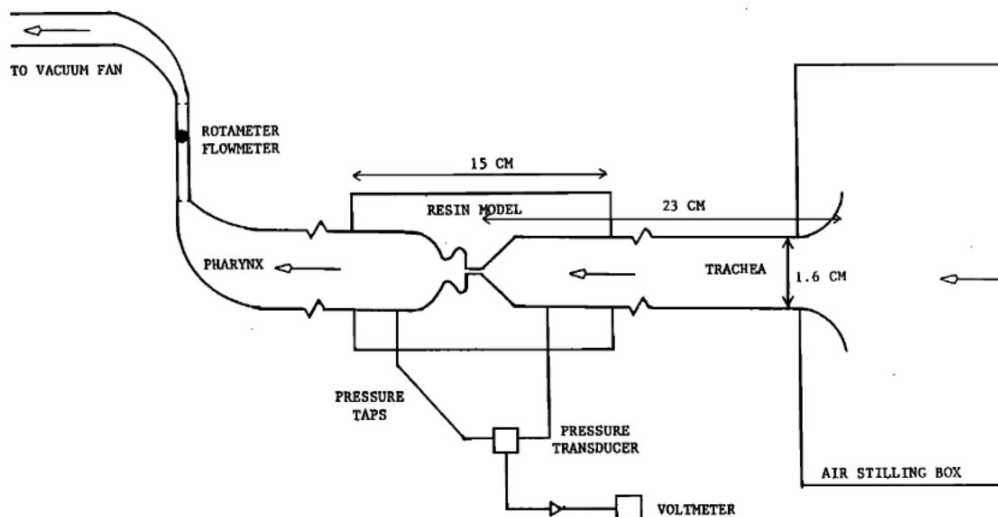


Figura 2.7: Schema dell'apparato sperimentale di misura della pressione a monte e a valle di un modello sintetico fisso di laringe [16].

Le pressioni sono state rilevate mediante una serie d'inserzioni innestate nella laringe funzionando come delle prese di pressione il cui andamento è riportato in figura 2.9.

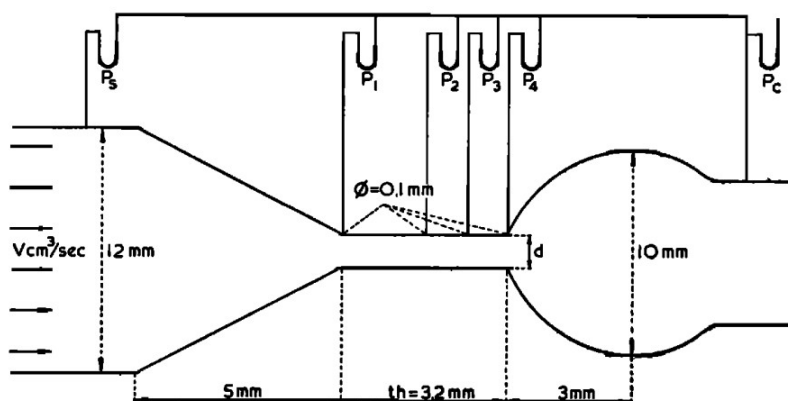


Figura 2.8: Disposizioni delle prese di pressione lungo una laringe umana *ex-vivo* [8].

Si possono fare ora le seguenti osservazioni di carattere qualitativo (considerazioni quantitative verranno fatte nel capitolo successivo). Partendo da sinistra della figura 2.9 si

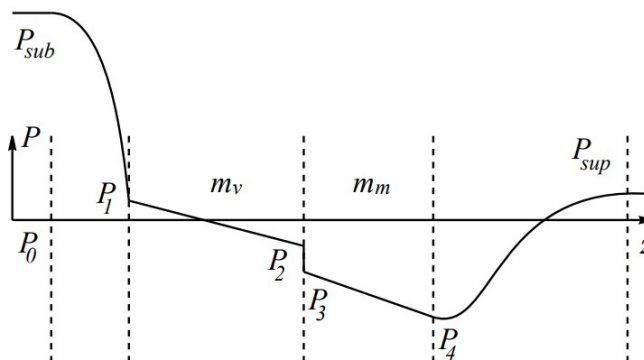


Figura 2.9: Andamento qualitativo delle pressioni riferite a pressione ambiente. L'asse  $z$  è concorde con la direzione del flusso durante la fonazione [34].

osserva come il fluido acquisti energia cinetica a causa della restrizione all'avvicinarsi alla glottide [35]. Nell'ipotesi di velocità dell'aria bassa a livello della trachea e delle strutture sottostanti la glottide si può concludere che  $P_s \simeq P_{alveolare}$  considerando perciò come trascurabili le perdite di pressione lungo la trachea in condizione di regime, anche perché il regime di fluido al disotto della glottide è considerabile completamente laminare [41] caratterizzabile pertanto come un *flusso di Poiseuille*. Tra  $P_1$  e  $P_2$ , immediatamente prima della glottide, e tra  $P_3$  e  $P_4$  si concentrano di fatto gli effetti dissipativi maggiori in quanto il fluido si trova a dover attraversare ad elevata velocità [59] una sezione limitata. Inoltre la glottide, in quanto strozzatura della laringe, costituisce un ulteriore elemento di degradazione energetica, intrinsecamente immagazzinata in  $P_{sub}$ , a favore di fenomeni dissipativi. Infine, per quanto osservato poc'anzi, un recupero della pressione completo non lo si può avere a causa dell'irreversibilità del processo [35] e per il trasferimento energetico verso le pliche vocali per la fonazione. Il fatto che si abbia  $P_{sup}$  superiore alla pressione ambiente lo si può giustificare col fatto che l'aria in uscita dalla glottide debba percorrere ancora tutto il tratto vocale e quindi che debba esserci un gradiente di pressione sufficiente a muovere la colonna d'aria sovrastante.

## 2.3 Studi dettagliati basati su CFD

Con l'acronimo *CFD*, ossia *Computational Fluid Dynamics*, s'intende un insieme di approcci di natura numerico-matematica, volte alla risoluzione di problemi legati alla meccanica dei fluidi mediante l'uso di sistemi di elaborazione elettronica di dati, la cui risoluzione in generale, non ammette una soluzione che è possibile ottenere per via analitica. L'implementazione di questi algoritmi è legata alla risoluzione di un *set* di equazioni differenziali, le equazioni di *Navier-Stokes*, che, in senso largo, riescono ad abbracciare la fisica del fluidi [70]. Gli algoritmi, in generale, si basano su una riscrittura del sistema di equazioni alle derivate parziali in una forma algebrica, ricorrendo al calcolo matriciale, più "semplice" da trattare in ambito numerico.

Modernamente si fa spesso uso di approcci numerici per descrivere la dinamica di sistemi complessi, tramite simulazioni, che sono possibili grazie a potenze di calcolo importanti, tali da poter approssimare lo studio della fonazione anche secondo questa via, cosa che si è ampiamente fatta a partire dall'ultima decade del secolo scorso [44].

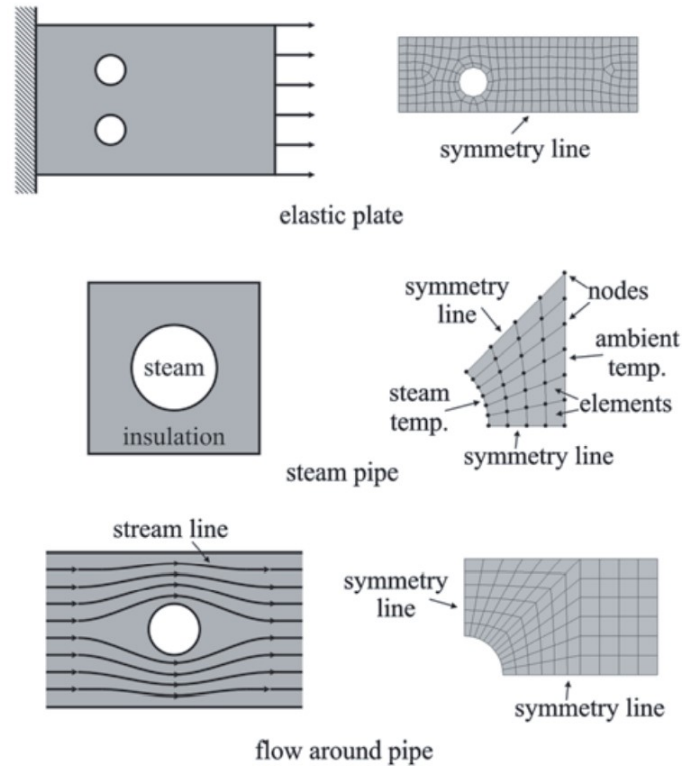


Figura 2.10: Alcuni esempi di come pragmaticamente viene effettuata la modellazione di un problema fisico in ambito dell'analisi agli elementi finiti [39].

Inizialmente le implementazioni dei solutori erano limitate a geometrie statiche e rigide o con un moto prescritto [53], mentre il primo lavoro che includesse sia lo studio del fluido che la risposta meccanica dei tessuti in un ottica di corpo continuo [2] fu reso possibile grazie ad una modellazione agli elementi finiti (*FEM - Finite-element modeling*) tridimensionale delle pliche vocali. Questo tipo di simulazioni è largamente diffuso nell'ambito dell'ingegneria e della progettazione strutturale e con la *CFD* condivide in un certo senso il fatto che il corpo-dominio d'interesse, identificato nella realtà come *un continuo*, necessita di un processo di decomposizione, cosiddetto di *discretizzazione*, in sub-domini elementari discreti la cui numerosità è normalmente associata ad una maggiore precisione dell'analisi [39].

Altri studi significativi, successivi al sopracitato [2], introdussero proprietà meccaniche quali la viscoelasticità lineare dei tessuti in configurazione bidimensionale [38] e tridimensionale [46].

Tra i limiti principali di questo approccio vi è senz'altro la necessità di elaboratori

tali da erogare potenze di calcolo sufficienti alla risoluzione del problema fluidodinamico e strutturale i cui tempi di computazione non consentono la simulazione in tempo reale, cosa che con modelli di ordine ridotto è consentita vista l'elevata semplificazione delle condizioni costitutive del problema stesso. Questo però è giustificato dal fatto che l'implementazione *CFD* e *FEM* consente l'investigazione di aspetti legati all'evoluzione del getto d'aria attraverso la glottide, non sempre consentito dall'elevata idealizzazione dei modelli basati sull'oscillatore meccanico. D'altro canto, l'accuratezza della descrizione matematica del fluido e della struttura risulta una sfida ancora aperta: in primo luogo la descrizione dei fenomeni turbolenti che avvengono nel tratto superiore alla glottide risulta complessa e non completa visto che si tratta di fenomeni di carattere caotico; successivamente le tradizionali tecniche di generazione d'immagini per la diagnostica pone certe difficoltà nel riprodurre con assoluta fedeltà la struttura interna delle pliche vocali; ed infine la caratterizzazione all'interno della descrizione fisica del problema di tutte le proprietà meccaniche dei tessuti risulta fondamentale per ottenere risultati quanto più veritieri [44].

## 2.4 Aspetti fluidodinamici ed aeroacustici

Gli aspetti della topologia del fluido, ossia che tipo di forma acquisisce, sia essa laminare o turbolenta, varia considerevolmente a seconda che si consideri il tratto al disotto della glottide o se invece ci si concentra sul tratto in direzione della faringe e quindi delle vie aeree superiori.

| Parametri                                  | Simbolo                | Valori                       |
|--------------------------------------------|------------------------|------------------------------|
| Apertura massima della glottide            | $d$                    | 1 – 3 mm                     |
| Area massima della glottide                | $S$                    | 20 – 60 mm <sup>2</sup>      |
| Variazione di pressione                    | $\Delta p$             | 0.05 – 0.5 kPa               |
| Velocità del fluido attraverso la glottide | $U$                    | 20 – 40 m/s                  |
| Frequenza di vibrazione                    | $f$                    | 100 – 200 Hz                 |
| Portata                                    | $Q = US$               | $O(10^2)$ cm <sup>3</sup> /s |
| Numero di Reynolds                         | $Re = Ud/\nu$          | $O(10^2) - O(10^4)$          |
| Numero di Strouhal                         | $Str = fd/U$           | $O(10^{-3}) - O(10^{-2})$    |
| Numero di Mach                             | $Ma = U/c$             | $O(10^{-1})$                 |
| Numero di Womersley                        | $Wo = \sqrt{fd^2/\nu}$ | $O(10^1) - O(10^2)$          |

Tabella 2.2: Tabella rappresentativa dei parametri dimensionali ed adimensionali di una laringe appartenente ad un soggetto adulto [41].

Il fluido si può considerare come laminare sotto la glottide [35], mentre si assiste alla separazione del fluido dalla parete nel momento in cui viene raggiunta l'area minima di

passaggio: in altre parole si ha separazione dalle pliche vocali una volta che il fluido supera la glottide, formando un getto nella regione supra-glottale. Essendo che il getto s'immette in una porzione di fluido la cui velocità è molto inferiore a quella in uscita dalla glottide, si assiste a fenomeni principalmente turbolenti [41].

Per quantificare meglio le caratteristiche del fluido si fa normalmente ricorso, soprattutto in ambito ingegneristico e di ricerca, a parametri adimensionali, cioè capaci in qualche modo di astrarre un comportamento fenomenologico di natura aerodinamica scollendosi da quelle che sono le grandezze effettive del contesto, per poter trarre conclusioni più generali.

La tabella 2.2 riporta nella sua prima parte una certa varietà di grandezze dimensionali legate ad osservazioni specifiche compiute attraverso studi su modelli *ex-vivo* ed artificiali la cui entità è rappresentativa delle misurazioni consultabili in letteratura. Per riuscire a trarre conclusioni trasversali e dedurre comportamenti generali si fa uso di parametri adimensionali (numero di Reynolds, Mach, Strouhal, ...) di fondamentale importanza nello studio della dinamica dei fluidi.

Il numero di Reynolds è espresso come rapporto tra la componente inerziale e quella viscosa di un fluido ed è comunemente associabile al tipo di regime che il fluido assume. Un regime di tipo laminare è osservabile in un condotto di forma circolare fino ad un  $Re \simeq 2300$ , che è un valore comunemente assunto per identificare la regione che separa il regime laminare da quello turbolento. Assumendo un'area trasversale media della trachea pari ad  $S_{trachea} = 2.5 \text{ cm}^2$  [59], è facile ricavarne un numero di Reynolds indicativo,  $Re_{trachea} \simeq 300$ , il che è un valore al disotto della soglia critica. Al contrario, a livello della glottide si raggiunge una superficie minima, che porta ad un numero di Reynolds che facilmente supera la soglia critica di transizione a regime turbolento; inoltre il fatto che oltre la glottide si abbia un brusco ingrandimento di sezione favorisce una transizione ad un regime caotico del flusso.

Il numero di Mach è un parametro rappresentativo della velocità del fluido rapportata con la sua proprietà di velocità di propagazione delle onde acustiche al suo interno. In questo contesto è un parametro di confronto valido per quanto riguarda l'ipotesi di fluido incompressibile: infatti un fluido è considerabile come mezzo incompressibile, ossia la cui densità rimane costante, se presenta un numero di Mach contenuto. Considerando  $Ma = 0.3$  ed usando la teoria dei fluidi incompressibili si commette un errore di poco inferiore al 10%, perciò questo è considerato il limite ultimo per poter porsi nell'ipotesi di fluido incompressibile.

Il numero di Strouhal è un parametro rappresentativo della non stazionarietà del fluido ed è espresso come rapporto tra un termine identificativo della frequenza delle fluttuazioni non stazionarie e il modulo della velocità. Come si può vedere dalla tabella 2.2 si tratta di valori molto contenuti e che identificano un grado di non stazionarietà irrilevante [35] per quanto concerne la dinamica del fluido [41].

Infine, il numero di Womersley è un parametro adimensionale largamente usato per lo studio dei flussi pulsanti e che trova applicazione in studi di carattere bio-fluidodinamico. A grandi linee si può interpretare come quel parametro che mette in correlazione la frequenza di oscillazione del flusso pulsante, in questo caso legato al ciclo fonatorio, e lo strato limite che si forma a parete. Durante la fonazione il numero di Womersley porta a concludere che lo spessore di strato limite sia molto contenuto nella regione sub-glottale [41].

I comportamenti che il fluido ha nei confronti delle strutture della laringe (*fluid-structure interaction, FSI*) è stata schematizzata come segue [41]:

- asimmetrie nel getto uscente dalla glottide, figure 2.11;
- strutture vorticose;
- variabilità tra i cicli di fonazione, figure 2.11.

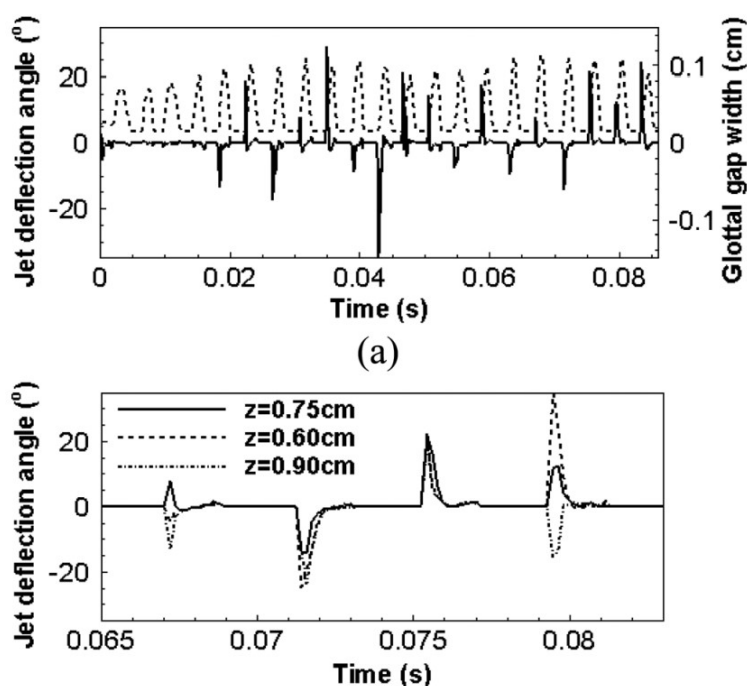


Figura 2.11: Grafici riassuntivi di una simulazione numerica diretta agli elementi finiti: (a) - misurazione lungo il piano mediano della deflessione del getto oltre la glottide in linea continua e in linea tratteggiata l'apertura della glottide, (b) - misurazione della deflessione del getto in tre punti distinti della direzione anteroposteriore con  $l_z = 1.5\text{ cm}$  [77].

### 2.4.1 Getto asimmetrico e variabilità

Questo fenomeno è il più facilmente osservabile sia in modelli bidimensionali che in quelli tridimensionali. Esso consiste in una variazione della direzione del getto, inizialmente concorde al versore normale ad un piano che idealmente seziona trasversalmente la glottide.

Nei primi istanti d'apertura della glottide il getto è di carattere rettilineo; l'evoluzione temporale però mostra uno scostamento dalla direzione *ideale* sia lungo una direzione laterale che anteroposteriore [77]. Un accenno di spiegazione del fenomeno la si può riscontrare con l'*effetto Coanda*.

L'effetto Coanda, la cui paternità del nome è d'attribuirsi a *Henri Coanda*, è la tendenza che un fluido ha nel rimanere aderente ad una parete solida. Per certi versi è considerabile come l'effetto opposto della separazione di un fluido e in regime turbolento presenta una maggiore intensità che in quello laminare; infatti è noto come la separazione avvenga più facilmente in caso di regime laminare che in caso di flusso turbolento, e ciò è in qualche modo giustificabile con l'*entrainment* [68, 47].

Le giustificazioni sulla deflessione del getto però sono spesso contrastanti. L'effetto Coanda fu definito per un getto non confinato e stazionario, mentre il contesto osservato nella glottide è di natura totalmente opposta, caratterizzato da perturbazioni legate principalmente alle condizioni del getto che si vanno a creare oltre la glottide, le quali influenzano la direzione del getto *a monte*. Perciò la fisica del getto uscente dalla glottide non può trovare una giustificazione principale nell'effetto Coanda [44].

### 2.4.2 Strutture vorticosi

Oltre a strutture vorticosi di grande scala che si formano nella regione superiore della glottide, la cui permanenza causa la deflessione del flusso e quindi l'evoluzione asimmetrica del getto, è possibile osservare nelle fasi iniziali della fonazione la presenza di una struttura simmetrica, nota come *vortex-shedding*.

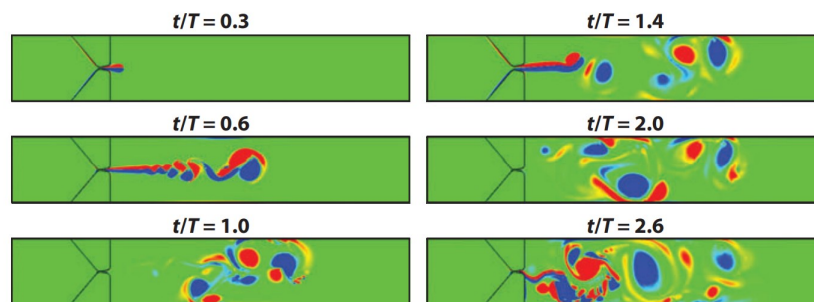


Figura 2.12: Formazione delle strutture vorticosi in un modello bidimensionale della glottide in assenza delle pliche ventricolari [44].

La loro analisi è resa possibile semplificando la geometria della laringe e rimuovendo dal modello le pliche ventricolari, la cui rilevanza nella fonazione si ricerca in casi rari ed estremi [41]. Una loro struttura è osservabile in figura 2.12.

La presenza delle pliche ventricolari non è di marginale importanza nello studio della fonazione. In primo luogo la loro posizione è determinante per la direzione della traiettoria e l'asimmetria del getto [17]; contribuisce alla riduzione della resistenza totale che ha la laringe in confronto del fluido [44] ed infine costituisce una possibile sorgente sonora di medio-alta frequenza nella fonazione [72].

### 2.4.3 Aeroacustica e sorgenti sonore

La propagazione di onde sonore in un mezzo consiste in piccole fluttuazioni di densità  $\rho'$  e di pressione  $p'$  la cui velocità di propagazione  $c$  è determinabile matematicamente come

una trasformazione isentropica, ossia la cui entropia del mezzo  $s$  è costante:

$$c^2 = \left( \frac{\partial p}{\partial \rho} \right)_{s=const.}.$$

Secondo l'analogia aeroacustica di *Lighthill* [36, 37, 27] la propagazione del suono in un fluido in quiete, identificando  $Q(\mathbf{x}, t)$  la sorgente sonora, per un'ascoltatore posto in  $\mathbf{x}_0$  esterno alla sorgente sonora ( $Q(\mathbf{x}_0, t) = 0$ ) e con la velocità del suono nella posizione dell'ascoltatore  $c_0$  costante nel tempo, è data dalla seguente formula delle onde:

$$\frac{\partial^2 \rho'}{\partial t^2} - c_0^2 \frac{\partial^2 \rho'}{\partial x_i^2} = Q(\mathbf{x}, t), \quad (2.1)$$

dove la sorgente può essere riscritta come

$$Q = \frac{\partial^2 T_{ij}}{\partial x_i \partial x_j}, T_{ij} = \rho v_i v_j - \sigma_{ij} + (p - c_0^2 \rho') \delta_{ij},$$

con

$$T_{ij} = \rho v_i v_j - \sigma_{ij} + (p - c_0^2 \rho') \delta_{ij}$$

che prende il nome di  *tensore degli sforzi di Lighthill* . Inoltre,  $\rho v_i v_j$  è il tensore degli sforzi di Reynolds,  $\sigma_{ij}$  rappresenta il tensore degli sforzi viscosi e  $\delta_{ij}$  il Delta di Kronecker con  $i, j = 1, 2, 3$ .

Decomponendo il fluido nelle sue componenti rotazionali ed irrotazionali [44] si riescono ad identificare le sorgenti sonore all'interno della laringe; si parla in termini di monopoli, bipoli e quadripoli. La loro identificazione può avvenire risolvendo il sistema di equazioni di *Ffowcs-Williams* e *Hawkings* [21] la cui pressione acustica  $p'$  è esprimibile come:

$$\begin{aligned} p' = & \overbrace{\frac{1}{2c_\infty A_0} \frac{\partial}{\partial t} \iiint_V [T_{11}]_{t^*} dV(y)}^I + \\ & \overbrace{-\frac{1}{2A_0} \iint_{S_w} [p\delta_{11} - \sigma_{ij}]_{t^*} n_j dS(y)}^{II} + \\ & \overbrace{-\frac{1}{2A_0} \iint_{S_w} [p_\infty c_\infty u_j]_{t^*} n_j dS(y)}^{III} + \\ & \overbrace{+\frac{1}{2A_0} \iint_{S_w} p' + [p_\infty c_\infty u_1]_{t^*} dS(y)}^{IV}, \end{aligned} \quad (2.2)$$



indicando con  $c_\infty$  la velocità di propagazione del suono nel mezzo,  $T_{ij}$  la componente  $ij$ -esima del tensore degli sforzi di Lighthill (2.4.3),  $\delta$  (in questo caso) la funzione *Delta di Dirac*,  $A_0$  l'area trasversale,  $V$  il volume della sorgente e con  $S$  la superficie che la racchiude.

Il primo termine (*I*) rappresenta una sorgente di tipo quadripolare il cui significato è riconducibile alla turbolenza; il secondo (*II*) è dipolare, associato alle forze di tipo non stazionario che le pliche vocali esercitano sul fluido ed infine il terzo (*III*) e quarto (*IV*) sono monopoli legati al moto oscillatorio delle pliche vocali e al flusso pulsatile.

Il dipolo e i monopoli sorgenti sono i termini periodici e preponderanti nello spettro delle frequenze mentre il quadripolo è aperiodico [44, 41].

#### 2.4.4 Teoria *Source-Filter*

In un certo grado d'astrazione funzionale è possibile suddividere l'intero apparato fonatorio in tre segmenti:

- la sorgente del suono, identificata nella laringe;
- il filtro acustico passivo, ossia il tratto vocale;
- la terminazione anecoica, costituita dai polmoni.

Definita dunque la sorgente sonora, il suono da essa proveniente viene *interpretato* in questo modello come un segnale analogico che dev'essere successivamente processato. È facile intuire come questo tipo di approcci si basi sull'analisi dei segnali e come questo possa ben essere implementato con sistemi "semplici" di elettronica analogica [19].

Il modello presenta delle semplificazioni, infatti i comportamenti non lineari dell'interazione laringe-tratto vocale non possono essere replicati. Nonostante ciò il modello è largamente diffuso e, entro certi limiti, valido [41].



## Capitolo 3

# Modello simmetrico a due masse

In questo capitolo verrà discusso nel dettaglio il modello di ordine ridotto simmetrico a due masse per la produzione della voce proposto da *Ishizaka e Flanagan* nel 1972 [28] e basato sui principi fino ad ora discussi. Verranno proposte le ipotesi, gli schemi e le formulazioni del modello così come vengono discusse nella pubblicazione di riferimento.

Verranno proposti dei brevi richiami su sistemi oscillanti ad un grado di libertà, per poi passare al modello vero e proprio a due masse, discutendo le ipotesi di partenza, i dati sperimentali per determinare i termini di pressione e di rigidità e per ultimo la risoluzione del sistema.

### 3.1 Sistemi meccanici oscillanti

Un'oscillatore armonico (figura 3.1) è un'astrazione di quello che può essere identificato con *sistema oscillante ad un grado di libertà*: avere un grado di libertà in parole povere si può associare al tipo di moto che il sistema può compiere nello spazio.

Per un oscillatore armonico senza forzante, il problema si riconduce alla risoluzione di un'equazione differenziale di second'ordine la cui soluzione dipende dalle condizioni iniziali e dai parametri (sforzamento forte, critico o debole), che in questo caso vengono assunti come costanti.

Essendo  $\xi = \xi(t)$ ,  $\dot{\xi} = \frac{d\xi}{dt}(t)$  e  $\ddot{\xi} = \frac{d^2\xi}{dt^2}(t)$  con  $t \in \mathbb{R}_+$ , si ha il seguente problema di Cauchy:

$$\begin{cases} M\ddot{\xi} + B\dot{\xi} + K\xi = 0, \\ \xi(0) = \xi_0, \\ \dot{\xi}(0) = \dot{\xi}_0. \end{cases} \quad (3.1)$$

la cui soluzione è una funzione  $\xi(t)$  che decade esponenzialmente nel tempo, e risulta pseudo-periodica in caso di smorzamento debole [40].

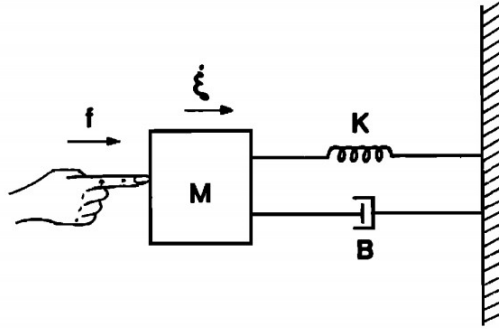


Figura 3.1: Schematizzazione di un oscillatore armonico forzato.  $M$  è la massa del punto materiale,  $K$  la rigidezza della molla,  $B$  il termine di dissipazione viscosa,  $f$  il termine costante e  $\xi$  la variabile spaziale che è funzione del tempo [65].

## 3.2 Descrizione del modello

La schematizzazione della laringe (figura 3.2) consiste in un condotto le cui estremità d'ingresso e di uscita sono di sezione circolare e dalle dimensioni fisse. Il moto delle due pliche è simmetrico, ossia durante la loro oscillazione si avrà uno scostamento uguale e simmetrico delle masse opposte appartenenti all'una ed all'altra plica vocale. La glottide è di dimensioni rettangolari, per semplicità di trattazione dei parametri che la dimensionano. Per l'ipotesi di simmetria le aree della regione glottale avranno la seguente forma:

$$A_{g1} = A_{g01} + 2l_g x_1,$$

$$A_{g2} = A_{g02} + 2l_g x_2;$$

dove  $l_g$  è la profondità delle pliche vocali *idealizzate*,  $x_{1,2}$  gli scostamenti delle masse dalla posizione neutra e  $A_{g01, g02}$  le aree della glottide sempre in posizione neutra, ossia di equilibrio statico delle masse.

Le pliche vocali sono quindi schematizzate come due sistemi di due oscillatori armonici (molla e smorzatore) le cui due masse di ogni plica vocale sono interconnesse da un elemento elastico.

### 3.2.1 Definizione dei parametri elastici e viscosi

Nel modello sono implementate due classi d'elasticità. La prima, di tipo lineare e che si trova nell'elemento elastico che unisce le due masse di una plica, e una seconda, non lineare che lega le masse alla struttura cartilaginea.

La molla che accoppia le masse è caratterizzata da una costante elastica  $k_c$  alla quale è associata la rigidezza nella direzione laterale delle pliche vocali.

Le molle  $s_1$  ed  $s_2$  quantificano nel modello la tensione delle pliche vocali. Queste sono di tipo non lineare e sono rappresentate matematicamente nella seguente formulazione:

$$f_{si} = k_i x_i \left( 1 + \eta_{ki} x_i^2 \right), \quad i = 1, 2$$

dove  $f_{si}$  è la forza della molla  $s_i$  applicata alla massa  $m_i$  dislocata di una quantità  $x_i$ . Inoltre si osserva che  $k_i$  e  $\eta_{ki}$  sono rispettivamente il coefficiente elastico lineare e quadratico, entrambi positivi. Il carattere di  $f_{si}$  è di natura cubica.

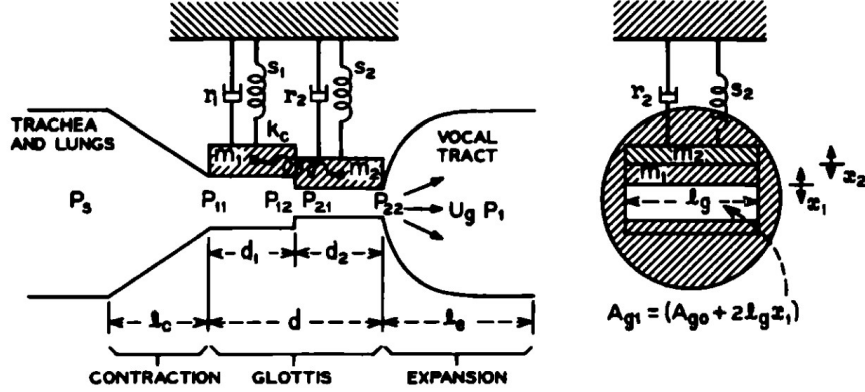


Figura 3.2: Viste in sezione del modello a due masse [28]. A sinistra: vista in sezione longitudinale; a destra: vista della glottide in sezione trasversale [28].

Un altro contributo in qualche modo di natura elastica, che non è direttamente rappresentato in figura 3.2, è l'applicazione di un impulso alle pliche vocali in fase di chiusura della glottide: infatti, l'impatto delle due pliche è descritto introducendo un elemento elastico fittizio dovuto ad una deformazione dei tessuti esterni. In termini matematici tutto questo viene tradotto come segue:

$$f_{hi} = h_i \left( x_i + \frac{A_{g0i}}{2l_g} \right) \left[ 1 + \eta_{hi} \left( x_i + \frac{A_{g0i}}{2l_g} \right)^2 \right],$$

valida se e solo se

$$x_i + \frac{A_{g0i}}{2l_g} \leq 0, \quad i = 1, 2.$$

In definitiva, in fase di collisione si ha un doppio effetto elastico dato dalla somma di  $f_{si}$  e  $f_{hi}$  riassunto graficamente nel grafico 3.3.

I contributi viscosi *damping forces* variano durante il ciclo fonatorio. In termini di rapporto di smorzamento  $\zeta$  i termini di resistenza viscosa sono:

$$r_i = 2\zeta_i \sqrt{m_i k_i}, \quad i = 1, 2.$$

Nella pubblicazione viene osservato che il rapporto di smorzamento è maggiore nella fase di chiusura rispetto alla fase di apertura e vengono proposti dei valori indicativi:

$$\zeta_1 = \begin{cases} 0.1 & \text{apertura} \\ 1.1 & \text{chiusura} \end{cases} \quad \zeta_2 = \begin{cases} 0.6 & \text{apertura} \\ 1.6 & \text{chiusura} \end{cases}$$

dove per un rapporto superiore all'unità (smorzamento critico) non è data possibilità al sistema di oscillare [34].

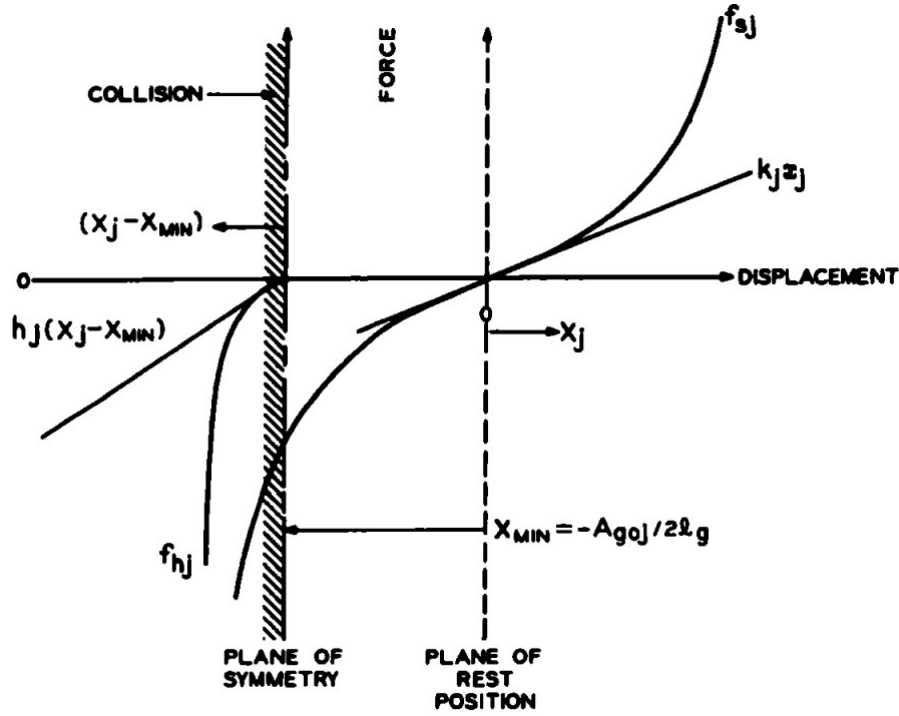


Figura 3.3: Risposta elastica in funzione di  $x_i$  [28].

### 3.2.2 Andamento delle pressioni

La distribuzione delle pressioni lungo la glottide è ricavata partendo dalla legge di Bernoulli, assumendo il fluido come quasi-stazionario, con delle considerazioni di carattere sperimentale per quantificare le perdite nelle tre macro-regioni del modello derivanti principalmente da misurazioni compiute da Van der Berg [8].

**Contrazione** La brusca variazione di sezione tra trachea e glottide comporta un coefficiente correttivo che tenga conto dell'incapacità del fluido reale di seguire perfettamente le forme del condotto e che quindi è come se le dimensioni della glottide fossero più piccole. La variazione di pressione nella contrazione viene dunque maggiorata del 37% [8].

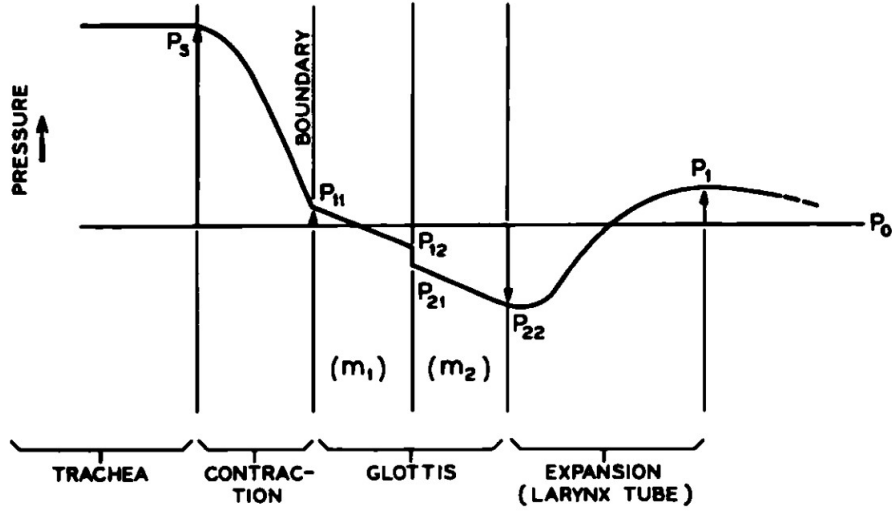


Figura 3.4: Andamento delle pressioni relativo al modello di figura 3.2 [28].

**Glottide** Nella glottide si concentrano le perdite di natura viscosa. Esse sono descritte dalla legge

$$\Delta p_i = \mu_{aria} d_i \frac{l_g^2}{A_{gi}^3}, \quad i = 1, 2 \quad (3.2)$$

indicando con  $i$  il gruppo di masse (inferiore o superiore) a cui si sta facendo riferimento.

La variazione di sezione tra le due masse non comprende, per semplicità, termini di perdita di pressione a causa della viscosità:

$$\Delta p_{junc} = \frac{1}{2} \rho_{aria} (u_{g1}^2 - u_{g2}^2) = \frac{1}{2} \rho_{aria} U_g^2 \left( \frac{1}{A_{g2}^2} - \frac{1}{A_{g1}^2} \right) \quad (3.3)$$

dove  $U_g$  è la portata in volume.

**Espanzione nella laringe** Il recupero di pressione che si ha in direzione della faringe lo si ottiene applicando il secondo principio della dinamica tra la sezione 22 e la sezione 1 ottenendo:

$$\Delta p = \frac{\rho}{2} \left( \frac{U_g}{A_{g2}} \right)^2 2 \frac{A_{g2}}{A_1} \left( 1 - \frac{A_{g2}}{A_1} \right). \quad (3.4)$$

Tenendo conto anche dell'inerzia del fluido si ha la seguente formulazione delle equazioni 3.2, 3.3, 3.4:

$$\begin{aligned}
 P_s - P_{11} &= 1.37 \frac{\rho}{2} \left( \frac{U_g}{A_{g1}} \right)^2 + \int_0^{l_c} \frac{\rho}{A_c(x)} dx \frac{dU_g}{dt}, \\
 P_{11} - P_{12} &= 12 \frac{\mu l_g^2 d_1}{A_{g1}^3} U_g + \frac{\rho d_1}{A_{g1}} \frac{dU_g}{dt}, \\
 P_{12} - P_{21} &= \frac{\rho}{2} U_g^2 \left( \frac{1}{A_{g2}^2} - \frac{1}{A_{g1}^2} \right), \\
 P_{21} - P_{22} &= 12 \frac{\mu l_g^2 d_2}{A_{g2}^3} U_g + \frac{\rho d_2}{A_{g2}} \frac{dU_g}{dt}, \\
 P_{22} - P_1 &= -\frac{\rho}{2} \left( \frac{U_g}{A_{g2}} \right)^2 2 \frac{A_{g2}}{A_1} \left( 1 - \frac{A_{g2}}{A_1} \right).
 \end{aligned} \tag{3.5}$$

### 3.2.3 Analogia circuitale

Il moto dell'aria all'interno dell'apparato fonatorio può essere paragonato al flusso di corrente elettrica attraverso un circuito, dove i parametri concentrati di resistenza costituiscono le pretese di pressione, mentre l'induttanza costituisce la componente d'inerzia dell'aria. Facendo riferimento alla figura 3.5, le equazioni 3.5 sono così riscritte mediante i parametri di resistenza ed induttanza elettrica.

I parametri del circuito vengono così determinati:

$$\begin{aligned}
 R_c &= 1.37 \frac{\rho}{2} \frac{|U_g|}{A_{g1}^2}, & L_c &= \int_0^{l_c} \frac{dx}{A_c(x)}, \\
 R_{v1} &= 12 \frac{\mu l_g^2 d_1}{A_{g1}^3}, & L_{g1} &= \frac{\rho d_1}{A_{g1}}, \\
 R_{12} &= \frac{\rho}{2} \left( \frac{1}{A_{g2}^2} - \frac{1}{A_{g1}^2} \right) |U_g|, \\
 R_{v2} &= 12 \frac{\mu l_g^2 d_2}{A_{g2}^3}, & L_{g2} &= \frac{\rho d_2}{A_{g2}}, \\
 R_e &= -\frac{\rho}{2} \frac{2}{A_{g2} A_1} \left( 1 - \frac{A_{g2}}{A_1} \right) |U_g|.
 \end{aligned}$$

la cui impedenza risultante è riscrivibile come segue:

$$Z_g(\omega) = \frac{\rho}{2} |U_g| \left\{ \frac{0.37}{A_{g1}^2} + \frac{1 - 2 \frac{A_{g2}}{A_1} \left( 1 - \frac{A_{g2}}{A_1} \right)}{A_{g2}^2} \right\} + R_{v1} + R_{v2} + j\omega (L_{g1} + L_{g2} + L_c) \tag{3.6}$$



e la cui integrazione con il modello *Source-Filter* è immediata (figura 3.6).

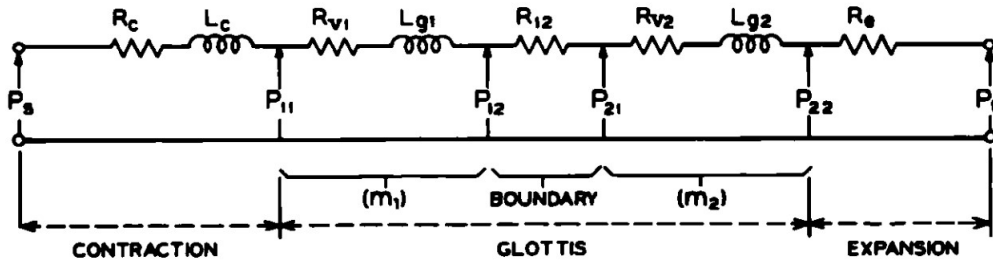


Figura 3.5: Schema elettrico rappresentativo del modello della laringe [28].

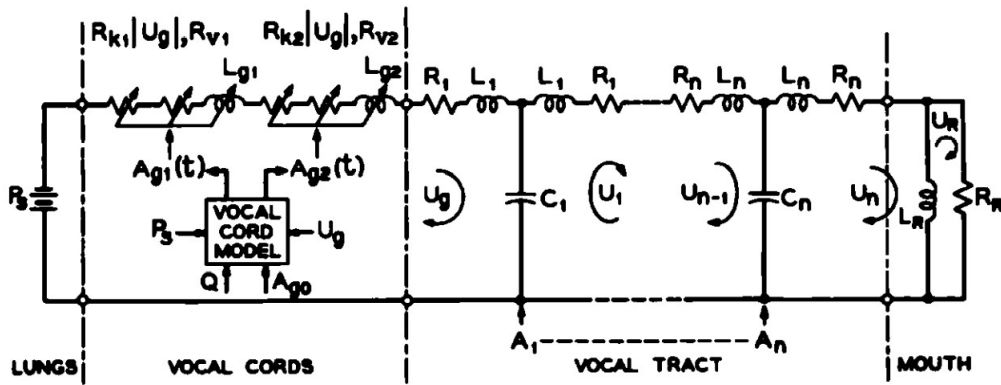


Figura 3.6: Schema elettrico per la sintesi della voce [28].

### 3.3 Equazioni del sistema

In termini matematici, l'impostazione del sistema a partire da una condizione statica è la seguente:

$$\begin{cases} m_1 \ddot{x}_1 + r_1 \dot{x}_1 + s_1(x_1) + k_c(x_1 - x_2) = F_1(x_1, x_2), \\ m_2 \ddot{x}_2 + r_2 \dot{x}_2 + s_2(x_2) + k_c(x_2 - x_1) = F_2(x_1, x_2), \\ x_1(t=0) = x_2(t=0) = 0, \\ \dot{x}_1(t=0) = \dot{x}_2(t=0) = 0; \end{cases} \quad (3.7)$$

dove  $s_i(x_i)$ , con  $i = 1, 2$  è la funzione della risposta elastica.

Dichiarando  $x_{i \min} = -A_{g0i} / (2l_g)$ , si ha che:

$$s_i = \begin{cases} k_i (x_i + \eta_{ki} x_i^3), & \text{per } x_i > x_{i \min}, \\ k_i (x_i + \eta_{ki} x_i^3) + h_i \left\{ (x_i - x_{i \min}) + \eta_{hi} (x_i - x_{i \min})^3 \right\}, & \text{per } x_i \leq x_{i \min}, \end{cases}$$

L'applicazione delle forzanti  $F_i$  avviene considerando  $P_{mi} = \frac{1}{2}(P_{i1} + P_{i2})$ , ossia la pressione media, agente sulla superficie della  $i$ -esima massa  $m_i$  quantificata con  $S_i = l_g d_i$ . La casistica è la seguente:

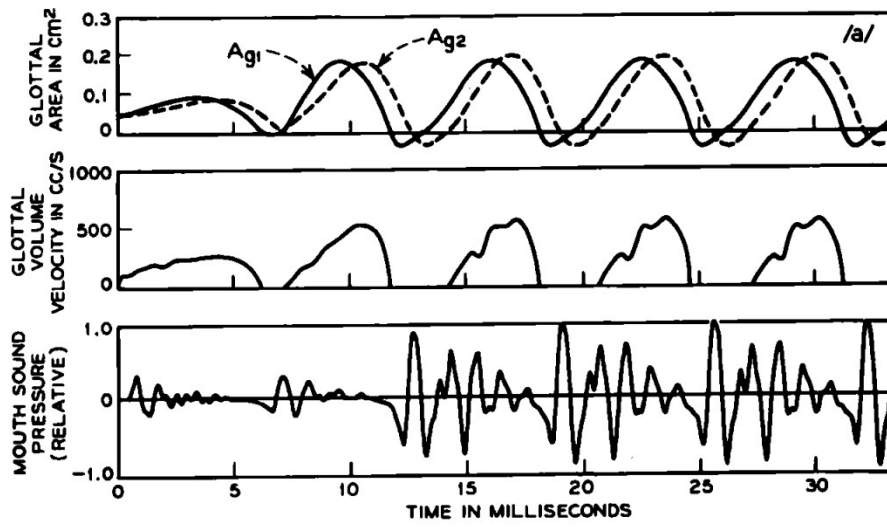
- $x_1 > x_{1 \min}$ :
  - $x_2 > x_{2 \min}$ : allora  $F_1 = P_{m1} S_1$  e  $F_2 = P_{m2} S_2$ ;
  - $x_2 \leq x_{2 \min}$ : allora  $F_1 = P_s S_1$  e  $F_2 = P_s S_2$ ;
- $x_1 \leq x_{1 \min}$ :
  - $x_2 > x_{2 \min}$ : allora  $F_1 = P_s S_1$  e  $F_2 = 0$ ;
  - $x_2 \leq x_{2 \min}$ : allora  $F_1 = P_s S_1$  e  $F_2 = 0$ ;

### 3.4 Osservazioni sui risultati

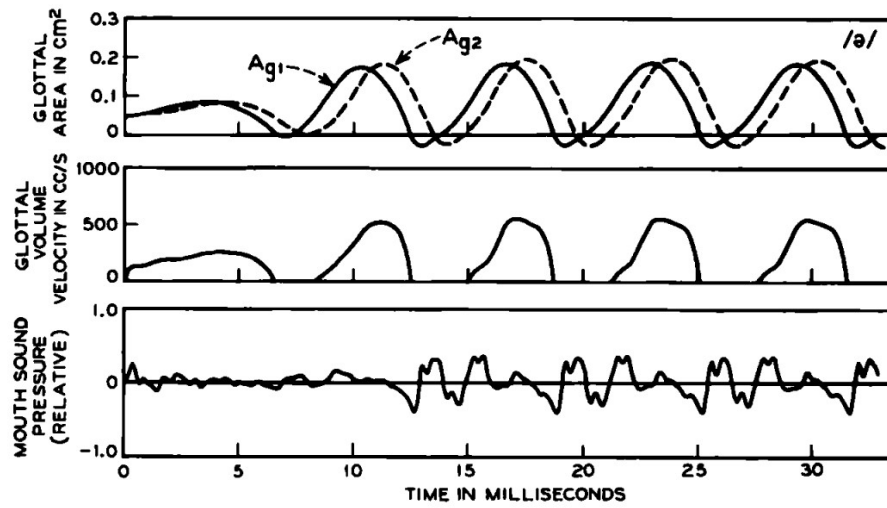
La risoluzione del sistema 3.7 e delle equazioni dello schema 3.6 è avvenuta per via numerica: le equazioni sono state riformulate per un dominio discreto e sono state risolte applicando metodi alle differenze finite con un intervallo temporale discreto dell'ordine di  $10^{-4}$  s tale da rendere la soluzione stabile [28].

Il modello è in grado di riprodurre realisticamente il movimento bimodale delle corde vocali. I risultati evidenziano una differenza di fase tra la plica inferiore e quella superiore costante pari a circa  $55^\circ$ . Si riassumono brevemente le osservazioni ed i risultati più importanti [28]:

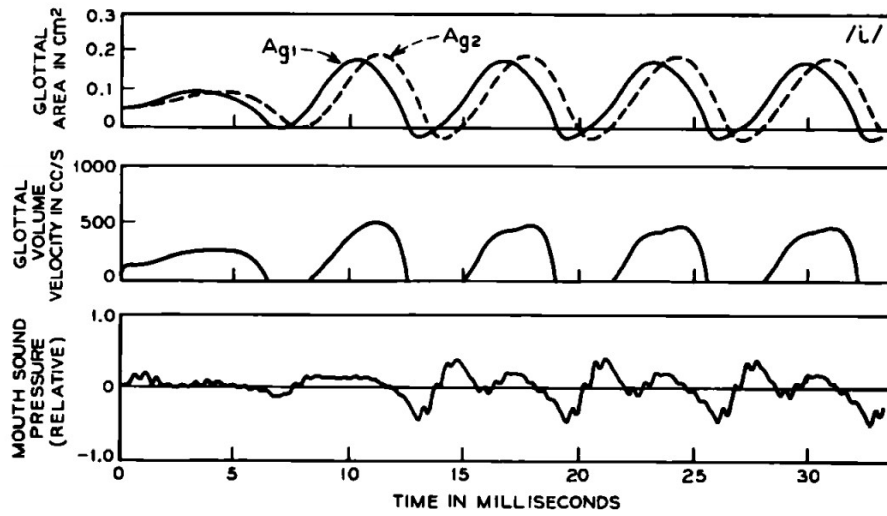
- il significato fisico delle aree negative è da ricercarsi nella formulazione del problema stesso. Infatti per riuscire a definire l'impulso dato dalla collisione dei tessuti in fase di chiusura, si supera in termini di valore in ordinata  $x$  l'asse di simmetria. In un certo senso si può però pensare che in fase di collisione il centro di massa delle pliche continui la sua corsa in direzione trasversale seguendo l'andamento riportato nei grafici;
- si è evidenziato un limite ultimo di apertura della glottide tale da poter permettere il moto oscillatorio. Per  $A_{g0} = 0.3 \text{ cm}^2$  si ha una lievissima oscillazione rispetto alla posizione neutra mentre per un'area  $A_{g0} = 0.15 \text{ cm}^2$  si ha la massima ampiezza di oscillazione per questa configurazione;
- il tratto vocale non ha influenza diretta sulle oscillazioni;
- la pressione sub-glottale influenza direttamente le oscillazioni, in particolare un suo incremento comporta una diminuzione del tempo di apertura della glottide rapportato al periodo d'oscillazione.



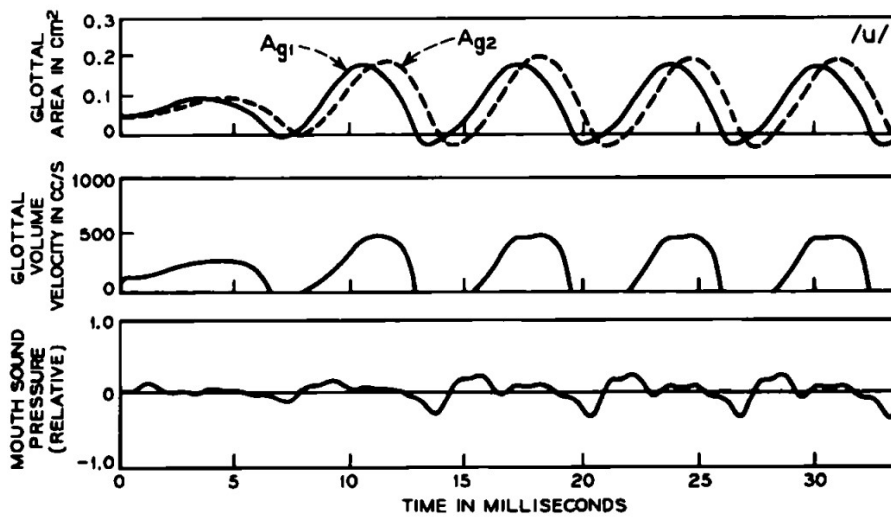
(a)



(b)



(c)



(d)

Figure 3.7: Risultati delle simulazioni [28].

## Capitolo 4

# Confronto del modello in contesti patologici

Le patologie legate alla voce sono da ricondursi principalmente ad un impedimento della laringe nel far vibrare le pliche vocali simultaneamente ed efficacemente al fine di poter produrre un suono. Quest'impossibilità è da ricondursi nella maggior parte dei casi ad un'asimmetria tra una plica e l'altra tale da produrre uno stato oscillatorio non regolare ed addirittura caotico in certi contesti.

Il modello di *Ishizaka e Flanagan* [28] è per sua costituzione fondato sull'ipotesi di totale simmetria di moto tra una plica e l'altra.

Sulla base del modello a due masse sono dunque ora discussi due studi che affrontano lo studio sulla presenza di masse estranee come noduli o polipi [73] e di paralisi unilaterale di una plica vocale [58].

### 4.1 Ridefinizione del modello

Il modello simmetrico a due masse, sebbene estremamente idealizzato, riesce ad implementare un sistema di produzione vocale basato su evidenze consistenti sulla fluidodinamica della glottide e sulle biomeccaniche dei tessuti: in particolare implementa dei termini che tengono conto delle perdite d'attrito viscoso del fluido e la non linearità della risposta meccanica delle pliche vocali.

Lo studio dei comportamenti del modello in caso di asimmetrie comporta la scrittura di altre due equazioni differenziali di secondo grado analoghe a 3.7 rappresentante la coppia opposta e non più simmetrica.

*Steinecke e Herzel* [58] semplificarono ulteriormente la descrizione matematica:

- la rigidità del materiale è assunta completamente lineare con lo spostamento, non ci sono più i termini cubici;
- il fluido è considerato inviscido, pertanto l'andamento delle pressioni è diretta applicazione della legge di Bernoulli;

- assenza del tratto vocale, in quanto non interessa la *qualità* della voce ma bensì il modo con cui le pliche vibrano, ipotesi giustificata da misurazioni sperimentali *ex-vivo*;
- nessun effetto di *vena contracta* nella porzione di condotto convergente.

Le equazioni generali per il modello asimmetrico sono presto scritte. Indicando con  $i, j = 1, 2$  rispettivamente la massa inferiore e quella superiore, mentre con  $\alpha = l, r$  il gruppo sinistro e destro, si ha che:

$$m_{i\alpha}\ddot{x}_{i\alpha} + r_{i\alpha}\dot{x}_{i\alpha} + k_{i\alpha}x_{i\alpha} + \Theta(-a_1)c_{i\alpha}\left(\frac{a_i}{2l}\right) + k_{c\alpha}(x_{i\alpha} - x_{j\alpha}) = F_i(x_{1l}, x_{1r}, x_{2l}, x_{2r}) \quad (4.1)$$

con

$$\Theta(x) = \begin{cases} 1 & x > 0, \\ 0 & x \leq 0; \end{cases}$$

le aree di sezione:

$$\begin{aligned} a_{i\alpha} &= a_{0i\alpha} + lx_{i\alpha}, \\ a_i &= a_{il} + a_{ir}, \\ a_{0i} &= a_{0il} + a_{0ir}; \end{aligned}$$

e infine il termine forzante

$$F_i = ld_i P_i, \quad \text{con } P_i = P_s \left\{ 1 - \Theta(a_{min}) \left( \frac{a_{min}}{a_i} \right) \right\} \Theta(a_i).$$

## 4.2 Paralisi unilaterale

*Steinecke e Herzel* [58] hanno indagato l'effetto che ha una paralisi di una plica vocale andando a modificare i parametri rappresentanti la porzione della laringe corrispondente. Indicando con  $Q \in (0, 1]$  il parametro adimensionale di controllo, vengono così ridefinite le proprietà della plica di destra:

$$\begin{aligned} m_{il} &= m_{i0}, & k_{il} &= k_{i0}, & r_{il} &= r_{i0}; \\ m_{ir} &= m_{i0}/Q, & k_{ir} &= Qk_{i0}, & r_{ir} &= Qr_{i0}; \end{aligned}$$

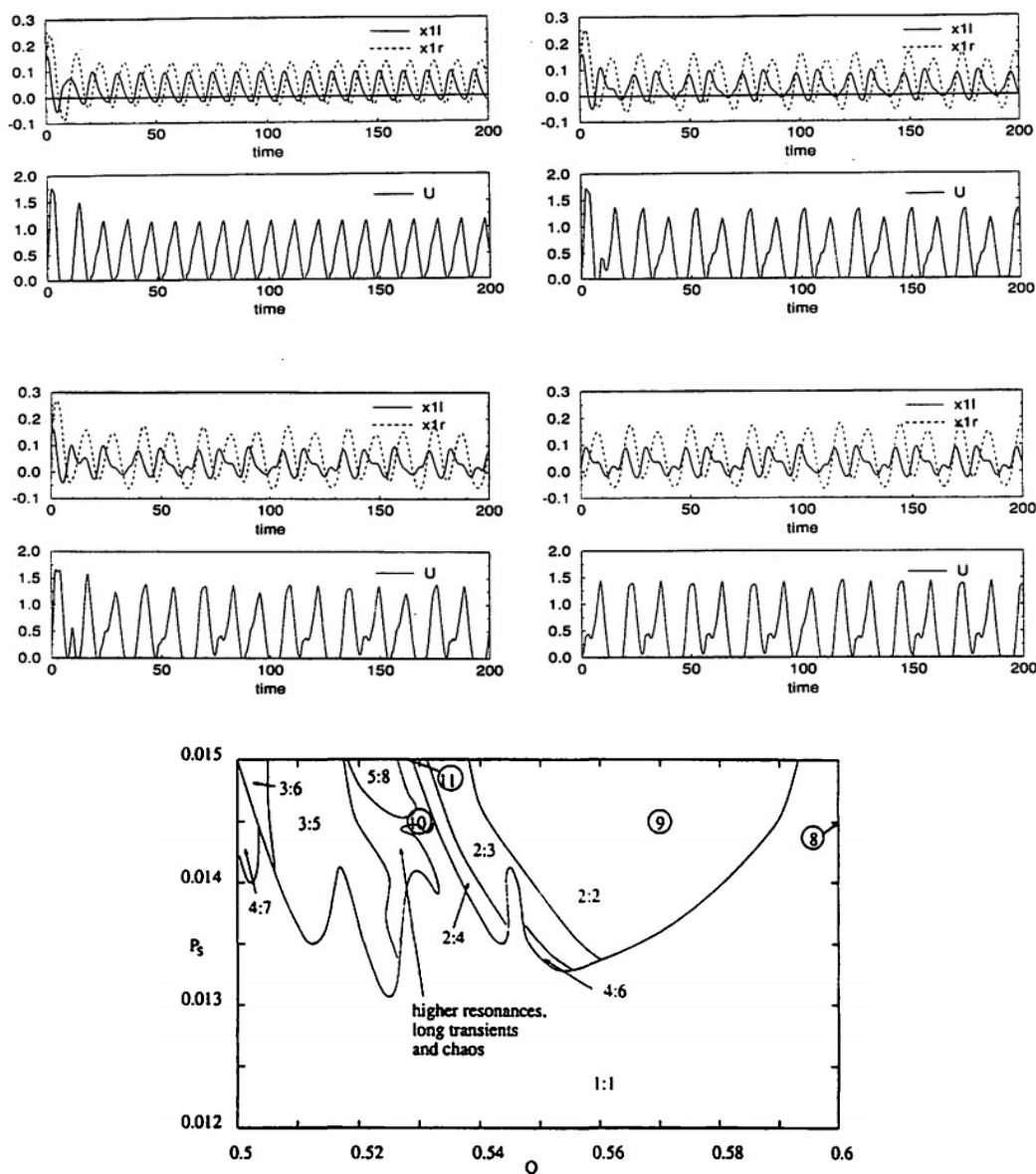


Figura 4.1: Risultati principali dello studio di *Steinecke e Herzel* [58].

### 4.2.1 Risultati e commenti

Lo studio delle biforcazioni del sistema dinamico in funzione dei valori di pressione subglottale,  $P_s$ , e del parametro che tiene conto dell'asimmetria destra,  $Q$ , ha portato ad evidenziare regioni nello spazio delle fasi (figura 4.1 in basso) caratterizzate da rapporti specifici tra le oscillazioni e di come queste oscillazioni, osservabili nello spazio dei tempi, non abbiano un andamento simile a quanto visto nel modello simmetrico. Pertanto non è definibile una frequenza di oscillazione univoca del sistema [58].

### 4.3 Polipo unilaterale

La descrizione matematica di una massa estera richiede l'introduzione del sistema di una terza massa (o quinta, figura 4.2, visto che ormai l'ipotesi di simmetria è definitivamente caduta per questo tipo di studi) che è fissata a sua volta ad una massa del gruppo oscillante della corda vocale affetta dalla patologia, richiamando pertanto il modello che implementa la teoria *Body-Cover* [25]. Le sue dimensioni sono più piccole, in larghezza, altezza e profondità, rispetto alle altre: perciò non si potrà avere una completa chiusura della glottide.

Le equazioni 4.1 rimangono tuttavia valide ma se ne deve aggiungere un'altra relativa all'oscillatore numero 3 di destra:

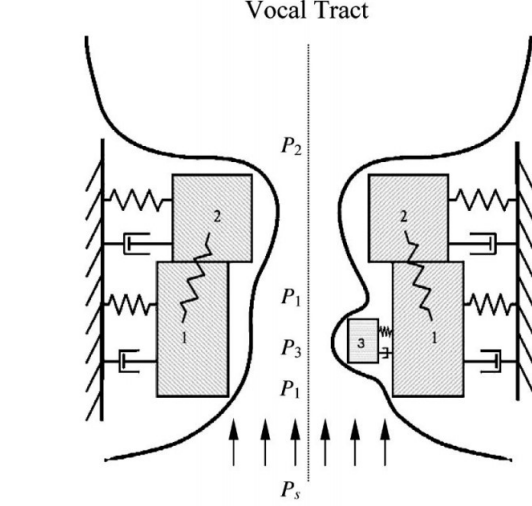


Figura 4.2: Schema di ordine ridotto che implementa un polipo sulla plica vocale destra [73].

$$m_3 \ddot{x}_{3r} - T_{1r} + T_{1l} = F_3. \quad (4.2)$$

Le interazioni con la massa  $m_{1r}$  sono di tipo viscoso ed elastico non lineare:

$$T_{1r} = r_{3r} (\dot{x}_{1r} - \dot{x}_{3r}) + k_{3r} \left[ x_{1r} - x_{3r} + \eta_{k3} (x_{1r} - x_{3r})^3 \right];$$

quelle con la massa  $m_{1l}$  derivano dalla collisione tra il polipo e la plica vocale di sinistra e pertanto saranno descritti da un'espressione analoga al modello simmetrico a due masse:

$$T_{1l} = \Theta(-a_3) c_{3r} \left[ \frac{a_3}{2l_3} + \eta_{h3} \left( \frac{a_3}{2l_3} \right)^3 \right].$$

#### 4.3.1 Risultati e commenti

Si riportano ora le principali considerazioni dello studio [73].

La presenza di un polipo conferma la mancata chiusura della glottide durante la fonazione come preannunciato prima e da osservazioni *ex-vivo*. È possibile osservare un comportamento del tutto analogo al modello di *Steinecke e Herzel* [58] per dimensioni del polipo piccole,  $S_0 \ll 1$ , dando origine ad una vibrazione regolare e periodica. Per  $S_0 \rightarrow 1$  si ha una degenerazione delle vibrazioni periodiche e regolari osservabile in un comportamento caotico (figura 4.3(a)). Un altro aspetto da considerare sono i parametri elastici e viscosi della massa  $m_3$ : in generale, quando il polipo è rigidamente legato alla massa  $m_{1l}$  si osserva regolarità nelle vibrazioni mentre nel momento in cui i parametri permettono una maggiore mobilità della massa, si ha un'evoluzione caotica [73].



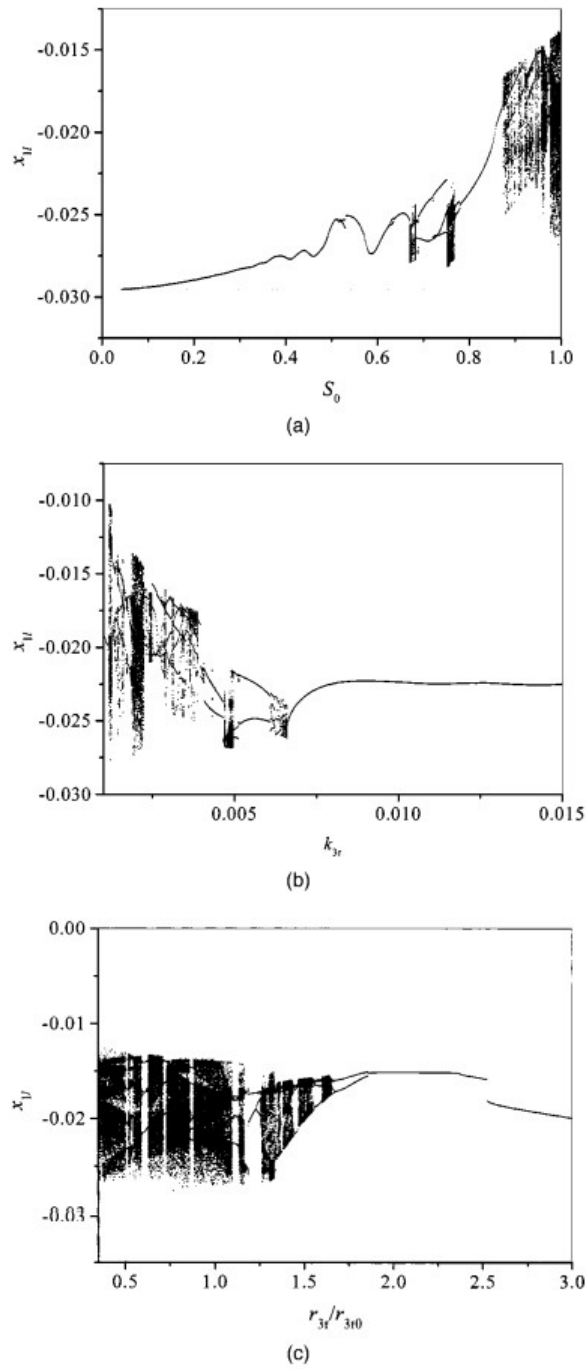


Figura 4.3: Diagrammi delle biforcazioni della massa  $m_{1l}$  in funzione della sua dimensione (a) e dei parametri di rigidezza e viscosità della massa  $m_3$  [73].



## Capitolo 5

# Conclusioni

In questo lavoro si è cercato di dare una visione d'insieme di quello che sono gli aspetti fondamentali della fonazione, di quali sono i meccanismi fluidodinamici che stanno alla base della vibrazione delle pliche vocali e di come le patologie dell'apparato fonatorio ne influenzino l'oscillazione. I modelli semplificati proposti dalla letteratura hanno mostrato come la presenza di componenti asimmetriche nella costituzione delle pliche vocali possano compromettere la normale fonazione in certe condizioni, mentre gli studi sperimentali condotti su modelli fisici della laringe o basate su simulazioni numeriche hanno enfatizzato l'importanza dell'aspetto fluidodinamico nell'identificare quali sono le sorgenti sonore, dettate dal moto dell'aria attraverso la laringe.

Confrontando i risultati ottenuti a partire dai modelli a due masse ad ordine ridotto con quanto è possibile osservare in misurazioni *in-vivo* ed *ex-vivo*, si conclude che i modelli così idealizzati consentono una rappresentazione adeguata del moto oscillatorio delle pliche. Il sistema di equazioni differenziali ha un costo computazionale di risoluzione estremamente contenuto; tuttavia, visto il suo elevato grado di astrazione, non è in grado di fornire informazioni più dettagliate per ciò che concerne le interazioni fluido-strutturali ed aero-acustiche. Per riuscire ad approfondire la dinamica del fluido durante il processo di fonazione è necessaria l'implementazione di sistemi di equazioni meno semplificati tali da fornire una descrizione matematica, sia del fluido che della struttura, più dettagliata. Pertanto occorre integrare le tre equazioni fondamentali della fluidodinamica con delle *condizioni al bordo* rappresentative di una struttura laringea realistica, sia dal punto di vista geometrico che da quello fisiologico-meccanico.

Oltre alla possibilità di approfondire i meccanismi coinvolti nella produzione della voce e quindi come poterla simulare realisticamente, gli sviluppi in campo medico per la cura e lo studio dei disordini della voce potrebbero dunque passare per questo tipo di modelli e simulazioni dettagliate, adattandoli, da caso a caso e da paziente a paziente, alla situazione specifica [44].



# Bibliografia

- [1] F. Alipour, R. C. Scherer e V. C. Patel. «An Experimental Study of Pulsatile Flow in Canine Larynges». In: *Journal of Fluids Engineering* 117.4 (dic. 1995), pp. 577–581. DOI: [10.1115/1.2817304](https://doi.org/10.1115/1.2817304).
- [2] Fariborz Alipour, David A. Berry e Ingo R. Titze. «A finite-element model of vocal-fold vibration». In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 108.6 (dic. 2000), pp. 3003–3012. DOI: [10.1121/1.1324678](https://doi.org/10.1121/1.1324678).
- [3] Fariborz Alipour e Ronald C. Scherer. «Characterizing glottal jet turbulence». In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 119.2 (2006), p. 1063. DOI: [10.1121/1.2151809](https://doi.org/10.1121/1.2151809).
- [4] Fariborz Alipour e Sarah Vigmostad. «Measurement of Vocal Folds Elastic Properties for Continuum Modeling». In: *Journal of Voice* 26.6 (nov. 2012), 816.e21–816.e29. DOI: [10.1016/j.jvoice.2012.04.010](https://doi.org/10.1016/j.jvoice.2012.04.010).
- [5] Fariborz Alipour et al. «Mathematical Models and Numerical Schemes for the Simulation of Human Phonation». In: *Current Bioinformatics* 6.3 (set. 2011), pp. 323–343. DOI: [10.2174/157489311796904655](https://doi.org/10.2174/157489311796904655).
- [6] Anna Barney, Christine H. Shadle e P. O. A. L. Davies. «Fluid flow in a dynamic mechanical model of the vocal folds and tract. I. Measurements and theory». In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 105.1 (gen. 1999), pp. 444–455. DOI: [10.1121/1.424504](https://doi.org/10.1121/1.424504).
- [7] Janwillem van den Berg. «Myoelastic-Aerodynamic Theory of Voice Production». In: *Journal of Speech and Hearing Research* 1.3 (set. 1958), pp. 227–244. DOI: [10.1044/jshr.0103.227](https://doi.org/10.1044/jshr.0103.227).
- [8] Jw. van den Berg, J. T. Zantema e P. Doornenbal. «On the Air Resistance and the Bernoulli Effect of the Human Larynx». In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 29.5 (mag. 1957), pp. 626–631. DOI: [10.1121/1.1908987](https://doi.org/10.1121/1.1908987).
- [9] David A. Berry et al. «Mechanisms of irregular vibration in a physical model of the vocal folds». In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 120.3 (set. 2006), EL36–EL42. DOI: [10.1121/1.2234519](https://doi.org/10.1121/1.2234519).
- [10] N Binh e J Gauffin. «Aerodynamic measurements in an enlarged static laryngeal model». In: *STL-QPSR* (1983).
- [11] Francoise P. Chagnon. «Differences between vocal polyps, nodules, and cysts and their clinical significance». In: *Current Opinion in Otolaryngology & Head and Neck Surgery* 6.3 (giu. 1998), pp. 166–168. DOI: [10.1097/00020840-199806000-00005](https://doi.org/10.1097/00020840-199806000-00005).

- 
- [12] Roger W. Chan e Maritza L. Rodriguez. «A simple-shear rheometer for linear viscoelastic characterization of vocal fold tissues at phonatory frequencies». In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 124.2 (ago. 2008), pp. 1207–1219. DOI: [10.1121/1.2946715](https://doi.org/10.1121/1.2946715).
- [13] Roger W. Chan e Ingo R. Titze. «Viscoelastic shear properties of human vocal fold mucosa: Measurement methodology and empirical results». In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 106.4 (ott. 1999), pp. 2008–2021. DOI: [10.1121/1.427947](https://doi.org/10.1121/1.427947).
- [14] Dinesh K Chhetri, Zhaoyan Zhang e Juergen Neubauer. «Measurement of Young's modulus of vocal folds by indentation». In: *Journal of Voice* 25.1 (2011), pp. 1–7.
- [15] G Comte-Bellot. «Hot-Wire Anemometry». In: *Annual Review of Fluid Mechanics* 8.1 (gen. 1976), pp. 209–231. DOI: [10.1146/annurev.fl.08.010176.001233](https://doi.org/10.1146/annurev.fl.08.010176.001233).
- [16] L. E. Drain. *The laser doppler technique*. Chichester England New York: J. Wiley, 1980. ISBN: 0471276278.
- [17] James S. Drechsel e Scott L. Thomson. «Influence of supraglottal structures on the glottal jet exiting a two-layer synthetic, self-oscillating vocal fold model». In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 123.6 (giu. 2008), pp. 4434–4445. DOI: [10.1121/1.2897040](https://doi.org/10.1121/1.2897040).
- [18] Byron D. Erath e Michael W. Plesniak. «The occurrence of the Coanda effect in pulsatile flow through static models of the human vocal folds». In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 120.2 (ago. 2006), pp. 1000–1011. DOI: [10.1121/1.2213522](https://doi.org/10.1121/1.2213522).
- [19] Gunnar Fant. «The source filter concept in voice production». In: *STL-QPSR* 1.1981 (1981), pp. 21–37.
- [20] Jayrin Farley e Scott L. Thomson. «Acquisition of detailed laryngeal flow measurements in geometrically realistic models». In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 130.2 (ago. 2011), EL82–EL86. DOI: [10.1121/1.3609125](https://doi.org/10.1121/1.3609125).
- [21] JE Ffowcs Willams. «Hawkings. Sound Generated by Turbulence and Surfaces in Arbitrary Motion». In: *Philosophical Transactions of the Royal Society* (1969), A264.
- [22] J. Flanagan e L. Landgraf. «Self-oscillating source for vocal-tract synthesizers». In: *IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics* 16.1 (mar. 1968), pp. 57–64. DOI: [10.1109/tau.1968.1161949](https://doi.org/10.1109/tau.1968.1161949).
- [23] Tomoyuki Haji et al. «Experimental Studies on the Viscoelasticity of the Vocal Fold». In: *Acta Oto-Laryngologica* 112.1 (gen. 1992), pp. 151–159. DOI: [10.3109/00016489209100797](https://doi.org/10.3109/00016489209100797).
- [24] Tomoyuki Haji et al. «Mechanical Properties of the Vocal Fold». In: *Acta Oto-Laryngologica* 112.3 (gen. 1992), pp. 559–565. DOI: [10.3109/00016489209137440](https://doi.org/10.3109/00016489209137440).
- [25] Minoru Hirano. «Morphological Structure of the Vocal Cord as a Vibrator and its Variations». In: *Folia Phoniatica et Logopaedica* 26.2 (1974), pp. 89–94. DOI: [10.1159/000263771](https://doi.org/10.1159/000263771).

- [26] A Hirschberg et al. «Starting transient of the flow through an in-vitro model of the vocal folds». In: *Vocal fold physiology: Controlling complexity and chaos*. Singular Publishing Group, 1996, pp. 31–46.
- [27] Avraham Hirschberg. «Some fluid dynamic aspects of speech». In: *Bulletin de la Communication Parlée* 2 (1992), pp. 7–30.
- [28] K. Ishizaka e J. L. Flanagan. «Synthesis of Voiced Sounds From a Two-Mass Model of the Vocal Cords». In: *Bell System Technical Journal* 51.6 (lug. 1972), pp. 1233–1268. DOI: [10.1002/j.1538-7305.1972.tb02651.x](https://doi.org/10.1002/j.1538-7305.1972.tb02651.x).
- [29] K. Ishizaka e N. Isshiki. «Computer simulation of pathological vocal-cord vibration». In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 60.5 (nov. 1976), pp. 1193–1198. DOI: [10.1121/1.381221](https://doi.org/10.1121/1.381221).
- [30] Nobuhiko Isshiki. *Phonosurgery*. Springer Japan, 1989. DOI: [10.1007/978-4-431-68358-2](https://doi.org/10.1007/978-4-431-68358-2).
- [31] Jack Jiang, Emily Lin e David G. Hanson. «Vocal Fold Physiology». In: *Otolaryngologic Clinics of North America* 33.4 (ago. 2000), pp. 699–718. DOI: [10.1016/s0030-6665\(05\)70238-3](https://doi.org/10.1016/s0030-6665(05)70238-3).
- [32] Siavash Kazemirad et al. «Non-invasive in vivo measurement of the shear modulus of human vocal fold tissue». In: *Journal of Biomechanics* 47.5 (mar. 2014), pp. 1173–1179. DOI: [10.1016/j.jbiomech.2013.11.034](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.11.034).
- [33] Jordan E. Kelleher et al. «Empirical measurements of biomechanical anisotropy of the human vocal fold lamina propria». In: *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* 12.3 (ago. 2012), pp. 555–567. DOI: [10.1007/s10237-012-0425-4](https://doi.org/10.1007/s10237-012-0425-4).
- [34] Malte Kob. «Physical modeling of the singing voice». Tesi di dott. Bibliothek der RWTH Aachen, 2002.
- [35] Michael H. Krane e Timothy Wei. «Theoretical assessment of unsteady aerodynamic effects in phonation». In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 120.3 (set. 2006), pp. 1578–1588. DOI: [10.1121/1.2215408](https://doi.org/10.1121/1.2215408).
- [36] M. J. Lighthill. «On sound generated aerodynamically I. General theory». In: *Proceedings of the Royal Society of London. Series A. Mathematical and Physical Sciences* 211.1107 (mar. 1952), pp. 564–587. DOI: [10.1098/rspa.1952.0060](https://doi.org/10.1098/rspa.1952.0060).
- [37] M. J. Lighthill. «On sound generated aerodynamically II. Turbulence as a source of sound». In: *Proceedings of the Royal Society of London. Series A. Mathematical and Physical Sciences* 222.1148 (feb. 1954), pp. 1–32. DOI: [10.1098/rspa.1954.0049](https://doi.org/10.1098/rspa.1954.0049).
- [38] Haoxiang Luo, Rajat Mittal e Steven A. Bielamowicz. «Analysis of flow-structure interaction in the larynx during phonation using an immersed-boundary method». In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 126.2 (ago. 2009), pp. 816–824. DOI: [10.1121/1.3158942](https://doi.org/10.1121/1.3158942).
- [39] Erdogan Madenci e Ibrahim Guven. *The Finite Element Method and Applications in Engineering Using ANSYS®*. Springer US, 2015. DOI: [10.1007/978-1-4899-7550-8](https://doi.org/10.1007/978-1-4899-7550-8).
- [40] Paolo Mazzoldi. *Fisica*. Napoli: SES, 1998. ISBN: 9788879591522.

- [41] Michael Jesse Mcphail. «Glottal Aerodynamics From A Lagrangian Perspective». Tesi di dott. The Pennsylvania State University, 2016.
- [42] Wolfgang Merzkirch. *Flow visualization*. Orlando: Academic Press, 1987. ISBN: 0124913512.
- [43] Amir K. Miri et al. «Quantitative assessment of the anisotropy of vocal fold tissue using shear rheometry and traction testing». In: *Journal of Biomechanics* 45.16 (nov. 2012), pp. 2943–2946. DOI: [10.1016/j.jbiomech.2012.08.030](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.08.030).
- [44] Rajat Mittal, Byron D. Erath e Michael W. Plesniak. «Fluid Dynamics of Human Phonation and Speech». In: *Annual Review of Fluid Mechanics* 45.1 (gen. 2013), pp. 437–467. DOI: [10.1146/annurev-fluid-011212-140636](https://doi.org/10.1146/annurev-fluid-011212-140636).
- [45] Preston R. Murray e Scott L. Thomson. «Synthetic, Multi-Layer, Self-Oscillating Vocal Fold Model Fabrication». In: *Journal of Visualized Experiments* 58 (dic. 2011). DOI: [10.3791/3498](https://doi.org/10.3791/3498).
- [46] Marcelo de Oliveira Rosa et al. «A contribution to simulating a three-dimensional larynx model using the finite element method». In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 114.5 (2003), p. 2893. DOI: [10.1121/1.1619981](https://doi.org/10.1121/1.1619981).
- [47] T. Panitz e D. T. Wasan. «Flow attachment to solid surfaces: The Coanda effect». In: *AICHE Journal* 18.1 (gen. 1972), pp. 51–57. DOI: [10.1002/aic.690180111](https://doi.org/10.1002/aic.690180111).
- [48] X Pelorson et al. «Description of the flow through in-vitro models of the glottis during phonation». In: *Acta acustica* 3 (1995), pp. 191–202.
- [49] X. Pelorson et al. «Theoretical and experimental study of quasisteady-flow separation within the glottis during phonation. Application to a modified two-mass model». In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 96.6 (dic. 1994), pp. 3416–3431. DOI: [10.1121/1.411449](https://doi.org/10.1121/1.411449).
- [50] Xavier Pelorson et al. «Description of the flow through in-vitro models of the glottis during phonation. Application to voiced sounds synthesis». In: *Acta Acustica united with Acustica* 82.2 (1996), pp. 358–361.
- [51] Nelson Roy et al. «Prevalence of Voice Disorders in Teachers and the General Population». In: *Journal of Speech, Language, and Hearing Research* 47.2 (apr. 2004), pp. 281–293. DOI: [10.1044/1092-4388\(2004\)023](https://doi.org/10.1044/1092-4388(2004)023).
- [52] Nelson Roy et al. «Voice Disorders in the General Population: Prevalence, Risk Factors, and Occupational Impact». In: *The Laryngoscope* 115.11 (nov. 2005), pp. 1988–1995. DOI: [10.1097/01.mlg.0000179174.32345.41](https://doi.org/10.1097/01.mlg.0000179174.32345.41).
- [53] Shakti Saurabh e Daniel Bodony. «Direct numerical simulation of human phonation». In: *APS Division of Fluid Dynamics Meeting Abstracts*. APS Meeting Abstracts. Nov. 2016, G39.003, G39.003. URL: <https://ui.adsabs.harvard.edu/abs/2016APS..DFDG39003S>.
- [54] Ronald C. Scherer e Chwen G. Guo. «Effect of vocal fold radii on pressure distributions in the glottis». In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 88.S1 (nov. 1990), S150–S150. DOI: [10.1121/1.2028673](https://doi.org/10.1121/1.2028673).



- [55] Ronald C. Scherer, Ingo R. Titze e James F. Curtis. «Pressure-flow relationships in two models of the larynx having rectangular glottal shapes». In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 73.2 (feb. 1983), pp. 668–676. DOI: [10.1121/1.388959](https://doi.org/10.1121/1.388959).
- [56] Ronald C. Scherer et al. «Intraglottal pressures in a three-dimensional model with a non-rectangular glottal shape». In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 128.2 (ago. 2010), pp. 828–838. DOI: [10.1121/1.3455838](https://doi.org/10.1121/1.3455838).
- [57] Lukas Schickhofer. «Sound Generation and Propagation in the Human Upper Airways». Tesi di dott. KTH Royal Institute of Technology, 2017.
- [58] Ina Steinecke e Hanspeter Herzel. «Bifurcations in an asymmetric vocal-fold model». In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 97.3 (mar. 1995), pp. 1874–1884. DOI: [10.1121/1.412061](https://doi.org/10.1121/1.412061).
- [59] Kenneth Stevens. *Acoustic phonetics*. Cambridge, Mass: MIT Press, 1998. ISBN: 9780262284387.
- [60] Brad H. Story e Ingo R. Titze. «Voice simulation with a body-cover model of the vocal folds». In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 97.2 (feb. 1995), pp. 1249–1260. DOI: [10.1121/1.412234](https://doi.org/10.1121/1.412234).
- [61] Léo Testut e André Latarjet. *Trattato di anatomia umana*. Utet, 1971.
- [62] Scott L. Thomson, Luc Mongeau e Steven H. Frankel. «Aerodynamic transfer of energy to the vocal folds». In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 118.3 (set. 2005), pp. 1689–1700. DOI: [10.1121/1.2000787](https://doi.org/10.1121/1.2000787).
- [63] Ingo R. Titze. «Comments on the Myoelastic - Aerodynamic Theory of Phonation». In: *Journal of Speech, Language, and Hearing Research* 23.3 (set. 1980), pp. 495–510. DOI: [10.1044/jshr.2303.495](https://doi.org/10.1044/jshr.2303.495).
- [64] Ingo R. Titze. «The Human Vocal Cords: A Mathematical Model». In: *Phonetica* 28.3-4 (mag. 1973), pp. 129–170. DOI: [10.1159/000259453](https://doi.org/10.1159/000259453).
- [65] Ingo R. Titze. «The physics of small-amplitude oscillation of the vocal folds». In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 83.4 (apr. 1988), pp. 1536–1552. DOI: [10.1121/1.395910](https://doi.org/10.1121/1.395910).
- [66] Quang T. Tran et al. «Measurement of Young’s Modulus in the in Vivo Human Vocal Folds». In: *Annals of Otology, Rhinology & Laryngology* 102.8 (ago. 1993), pp. 584–591. DOI: [10.1177/000348949310200803](https://doi.org/10.1177/000348949310200803).
- [67] Michael Triep e Christoph Brücker. «Three-dimensional nature of the glottal jet». In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 127.3 (mar. 2010), pp. 1537–1547. DOI: [10.1121/1.3299202](https://doi.org/10.1121/1.3299202).
- [68] D. J. Tritton. *Physical fluid dynamics*. New York: Van Nostrand Reinhold Co, 1977. ISBN: 9789400999923.
- [69] R. L. Wegel. «Theory of Vibration of the Larynx». In: *Bell System Technical Journal* 9.1 (gen. 1930), pp. 207–227. DOI: [10.1002/j.1538-7305.1930.tb01256.x](https://doi.org/10.1002/j.1538-7305.1930.tb01256.x).
- [70] John Wendt. *Computational fluid dynamics : an introduction*. Berlin London: Springer, 2008. ISBN: 9783540850557.

- [71] Yue Xuan e Zhaoyan Zhang. «Influence of Embedded Fibers and an Epithelium Layer on the Glottal Closure Pattern in a Physical Vocal Fold Model». In: *Journal of Speech, Language, and Hearing Research* 57.2 (apr. 2014), pp. 416–425. DOI: [10.1044/2013\\_jslhr-s-13-0068](https://doi.org/10.1044/2013_jslhr-s-13-0068).
- [72] Cheng Zhang et al. «Computational aeroacoustics of phonation, Part II: Effects of flow parameters and ventricular folds». In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 112.5 (nov. 2002), pp. 2147–2154. DOI: [10.1121/1.1506694](https://doi.org/10.1121/1.1506694).
- [73] Yu Zhang e Jack J. Jiang. «Chaotic vibrations of a vocal fold model with a unilateral polyp». In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 115.3 (mar. 2004), pp. 1266–1269. DOI: [10.1121/1.1648974](https://doi.org/10.1121/1.1648974).
- [74] Zhaoyan Zhang. «Mechanics of human voice production and control». In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 140.4 (ott. 2016), pp. 2614–2635. DOI: [10.1121/1.4964509](https://doi.org/10.1121/1.4964509).
- [75] Zhaoyan Zhang. «The influence of material anisotropy on vibration at onset in a three-dimensional vocal fold model». In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 135.3 (mar. 2014), pp. 1480–1490. DOI: [10.1121/1.4863266](https://doi.org/10.1121/1.4863266).
- [76] Zhaoyan Zhang, Juergen Neubauer e David A. Berry. «The influence of subglottal acoustics on laboratory models of phonation». In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 120.3 (set. 2006), pp. 1558–1569. DOI: [10.1121/1.2225682](https://doi.org/10.1121/1.2225682).
- [77] X. Zheng et al. «Direct-numerical simulation of the glottal jet and vocal-fold dynamics in a three-dimensional laryngeal model». In: *The Journal of the Acoustical Society of America* 130.1 (lug. 2011), pp. 404–415. DOI: [10.1121/1.3592216](https://doi.org/10.1121/1.3592216).