

동적 성대 모델을 이용한 후두 내 유동 및 음향장에 대한 수치 연구

배영민* · 문영준**

Computation of Laryngeal Flow and Sound through a Dynamic Model of the Vocal Folds

Youngmin Bae* and Young J. Moon**

Keywords : Phonation(발성), Bio-Fluid Mechanics(생체유체역학), Fluid-Structure Interaction(유체-구조 상호작용), Hydrodynamic/Acoustic Splitting Method(유동-음향 분리기법)

Abstract

The present study numerically investigates the glottal airflow characteristics as well as acoustic features of phonation fully coupled with dynamic behavior of vocal folds. The vocal folds are described by a low-dimensional body-covered model characterized by bio-mechanical parameters such as glottal width, vocal folds stiffness, and subglottal pressure. The flow in the vocal tract is modeled as an incompressible, axisymmetric form of the Navier-Stokes equations (INS), while the acoustic field is predicted by the linearized perturbed compressible equations (LPCE). The computed result shows that a two-mass model of vocal folds is sufficient to reproduce temporal variations in oral airflow and glottis motion produced by female speakers. It is also found that i) the glottal width has a significant effect on the amplitude of glottal flow, and thus on the amplitude of acoustic wave in the vocal tract, ii) the vocal fold tension is the main control parameter for the fundamental frequency of phonation, iii) the subglottal pressure plays an appreciable role on reproduction of the self-sustained oscillation of vocal folds, and iv) the strength of pulsating airflow and vortical structures are primarily affected by glottal width and subglottal pressure, and are closely related to pitch, loudness, and voice quality. Finally, more comprehensive explanation about the difference between one- and two-mass models is presented with discussion of effectiveness of vocal folds oscillation and voice quality.

1. 서론

근래 인공성대 개발을 위해 활발히 이루어지고 있는 발성에 대한 연구는 크게 발성 시 후두 내에서 수반되는 다양한 유체역학적인 현상들에 대한 연구[1,2]와, 성대의 주기적 움직임에 의해 야기되는 매우 복잡한 유동 특성과 음향학적 연계성을 규명하고자 하는 연구[3,4]로 나눌 수 있다. 최근에는, 기존의 연구와 더불어 후두 내 유동특성이 성대의 동적 거동에 미치는 영향을 파악함으로써 보다 효율적인 성대 모델을 제안하기 위한 연구가 활발히 진행되고 있으나[5], 이러한 동적 모델의 음향학적 특성에 대한 연구는 그 실험적, 수치적 어려움으로 인해 상대적으로 부족한 실정이다.

본 연구에서는, 유체-구조 상호작용(fluid-structure interaction, FSI)을 이용하여 발성시 폐(lung)와 인두(pharynx) 사이의 압력차에 의해 유도된 호기류(airflow)가 성대를 지나면서 형성하는 성대의 자활진동, 즉, 회전운동이 중첩된 형태의 주기적 거동을 모사하고, 저 마하수 유동에서 광대역 소음을 효과적으로 예측할 수 있는 유동-음향 분리기법을 이용하여 음성원음(original sound)을 지배하는 동적 성대 모델의 주요인자 및 주기적 거동에 대한 음향학적 영향을 분석하고 이로 인해 야기

되는 유동 특성들에 대하여 고찰함으로써 후두 내의 유체역학적인 특징들과 음향장 사이의 연계성을 밝히고자 한다. 나아가 병진운동만을 가지는 동적 성대 모델(1-질량 모델)과 병진운동에 회전운동이 중첩된 형태의 성대 모델(2-질량 모델)에 대한 비교연구를 수행함으로써 성대의 회전운동이 자활진동에 미치는 영향을 파악하고자 하였다.

2. 수치해석 기법

2.1 유동-음향 분리기법

발성 시 성대 주위의 맥동 유동은 마하수가 0.1 이하인 매우 낮은 마하수 영역이므로 유동과 음향의 길이 스케일이 균형을 이루지 못하여 직접수치모사(direct numerical simulation) 방법을 사용하기에는 방대한 양의 계산을 필요로 하는 어려움이 있다. 여기서는 유동과 음향의 길이 스케일의 불균형을 해소하고, 기존의 기법에 비해 저 마하수 영역에서의 유동 및 음향장을 정확하고 효과적으로 예측할 수 있는 유동-음향 분리 기법[6]을 적용하였다.

유동-음향 분리 기법은 직접수치모사의 접근 방식을 비압축성 유동 문제와 압축성 요동 문제로 나누어 해석하는 방법으로, 본 연구에서는 먼저 전체적인 유동 현상을 비압축성 Navier-Stokes 식을 통해 해석하고 압력 변동에 의한 원천항을 얻어 선형 압축성 요동 방정식(linearized perturbed compressible

* 고려대학교 대학원, oioooo@korea.ac.kr

** 고려대학교 기계공학부, yjmoon@korea.ac.kr

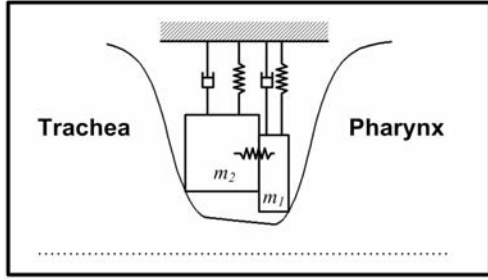


Fig. 1 Schematic of a low-dimensional vocal folds model.

equations, LPCE)을 해석하여 음향장을 예측한다. 따라서 본 연구에서는 먼저, 비압축성 유동장을 다음과 같은 축대칭 원통형 좌표계 하에서 이동 격자계의 비압축성 Navier-Stokes식을 통해 해석하였다.

$$\nabla \cdot \mathbf{U} = 0$$

$$\frac{\partial \mathbf{U}}{\partial t} + (\mathbf{U} \cdot \nabla) \mathbf{U} = -\frac{1}{\rho_0} \nabla P + \frac{\mu_0}{\rho_0} \nabla^2 \mathbf{U} \quad (1)$$

여기서 ρ_0 , μ_0 는 각각 비압축성 밀도와 점성계수로 유동장 전체에 대해 일정한 값을 가진다. 비정상 유동 해석은 iterative fractional step method를 이용하여 계산하였으며 시간적분에는 외재적 4단계 Runge-Kutta 방법을 적용하였다. 또한 대류항 계산에는 6차 컴팩트 유한 차분법(compact finite difference scheme)[7]을 사용하였다.

음향장을 예측하기 위한 지배방정식(LPCE)은 다음과 같다.

$$\frac{\partial \rho'}{\partial t} + (\mathbf{U} \cdot \nabla) \rho' + \rho_0 (\nabla \cdot \mathbf{u}') = 0$$

$$\frac{\partial \mathbf{u}'}{\partial t} + \nabla (\mathbf{u}' \cdot \mathbf{U}) = -\frac{1}{\rho_0} \nabla p'$$

$$\frac{\partial p'}{\partial t} + (\mathbf{U} \cdot \nabla) p' + \gamma P (\nabla \cdot \mathbf{u}') + (\mathbf{u}' \cdot \nabla) P = -\frac{DP}{Dt} \quad (2)$$

여기서 $DP/Dt = \partial P/\partial t + (\mathbf{U} \cdot \nabla) P$ 이고 γ 는 비열비이다. 음향장 계산을 위한 수치해석 기법으로는 비압축성 유동 해석과 동일하게 6차의 정확도를 갖는 컴팩트 유한 차분법과 10차의 공간 필터링[8]을 적용하였다. 또한 전산해석 영역의 경계에서 음향파가 반사되지 않도록 Edgar와 Visbal의 ETA(energy transfer and annihilation) 경계조건[9]을 사용하였으며 유동 변수(\mathbf{U} , P) 및 원천항(DP/Dt)은 선형 보간법(linear interpolation)을 이용해 구하였다.

2.2 유체-구조 상호작용

발성 시 성대의 움직임은 성문하압(subglottal pressure)과 성대의 탄성력에 의해 유발되는 것으로 성문하압과 성대의 임계압력에 의해 주기적으로 진동하게 되며, 이러한 성대의 거동은 특히 임계압력을 결정하는 성대 조직의 탄성력(elastic force)에 의해 결정된다. 따라서 본 연구에서 적용된 유체-구조 상호작용의 알고리즘은 크게, i) 주어진 형상 및 격자에 대한 유동 및 음향장 해석을 통해 성대 주위의 압력장을 얻고, 이를 통해 각각의 질량에 가해지는 외력을 계산한 후, ii) 성대의 거동을 지배하는 방정식을 수치적으로 해석하여 각 질량의 변위를

Table 1 Properties of vocal fold model.

Parameter	Value [Unit]
m_1	$0.0456Q$ [g]
m_2	$0.0091Q$ [g]
k_c	$17.85Q$ [N/m]
k_1	$57.14Q$ [N/m]
k_2	$5.71Q$ [N/m]
ζ_1	0.1
ζ_2	0.6
d_1	0.35 [cm]
d_2	0.07 [cm]

예측한 후 수정된 성대의 형상을 구현하고, iii) 격자를 다시 생성하여 새로운 유동 및 음향장을 예측하는 단계로 구성되어 있다.

수치해석을 위한 성대 모델은 그림 1에 나타낸 바와 같이, 일반적으로 널리 쓰이는 Ishizaka와 Flanagan[10]의 모델을 기본으로 하였으며 성대 탄성조직의 비선형 특성을 보다 정확하게 묘사하기 위해 비선형 감쇠항을 포함한 2-질량 모델(two-mass model)로 선정하였다[5]. 성대의 거동을 위한 지배방정식으로는 다음과 같은 2차 상미분 방정식을 사용하였다.

$$m_1 \ddot{x}_1 + b_1(x_1, \dot{x}_1) + s_1(x_1) + k_c(x_1 - x_2) = f_1 \quad (3)$$

$$m_2 \ddot{x}_2 + b_2(x_2, \dot{x}_2) + s_2(x_2) + k_c(x_2 - x_1) = f_2$$

여기서 b_1 과 b_2 , s_1 과 s_2 , f_1 과 f_2 는 각각 감쇠력, 탄성력, 외력을 나타내며 k_c 는 스프링상수이다. 또한 x_1 과 x_2 는 초기위치(x_0)에 위치해 있던 질량 m_1 과 m_2 의 반경방향 이동거리(displacement)를 나타낸다. 비선형적인 특성을 가지는 탄성력, 감쇠력과 성대에 작용하는 외력은 다음과 같은 식에 의해서 결정된다.

$$s_i(x_i) = k_i x_i (1 + 100x_i^2)$$

$$b_i(x_i, \dot{x}_i) = 2\zeta_i \sqrt{k_i m_i} (1 + 150|x_i|) \dot{x}_i \quad \text{for } i = 1, 2 \quad (4)$$

$$f_i = 2\pi r_i d_i P_i$$

여기서 k_i 는 탄성계수, d_i 는 축방향 길이이고 P_i 는 유동에 의한 압력 평균값을 나타낸다. 또한 r_i 는 시간에 대한 함수로 $x_0 + x_i$ 이다.

성대의 특성을 결정하는 인자 값들은 보편적인 여성의 성대를 묘사하기 위한 것으로 표1에 정리하였다. 또한 성대의 초기위치(x_0)와 비례상수 Q 는 성대의 동적 거동을 최적화하기 위한 변수로, 요인 분석(parametric study)을 통해 결정하였으며 보편적인 경우 각각 0.15cm와 1.05로 두었다.

한편, 부드러운 곡선 형태의 성대 형상은 여러 개의 절점을 지나는 2차 스플라인 곡선을 이용함으로써 효과적으로 구현하였다. 절점은 모두 4개의 고정점과 식 (3)과 (4)에 의해 반경 방향으로만 움직이는 2개의 동작점으로 구성되어 있으며 고정점의 반경방향 좌표는 다음에 의해 결정된다.

$$r(z) = \frac{D_0 - D_{\min}}{4} + \tanh(s) + \frac{D_0 + D_{\min}}{4} \quad (5)$$

$$s = \frac{1.4|z|}{D_{\max}} - \frac{1.4D_{\max}}{|z|}$$

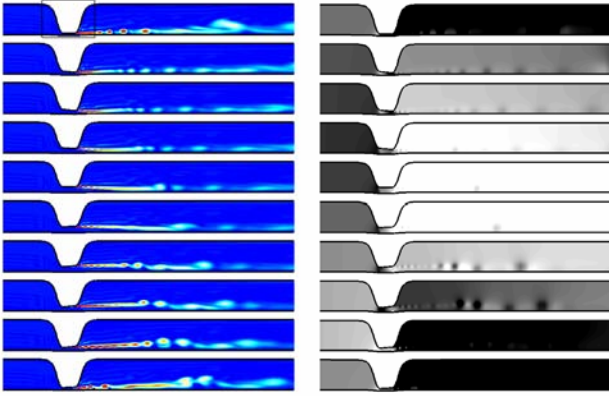


Fig. 2 Time evolution of vortical structures (left figure) and pressure fluctuations (right) generated by the self-sustained oscillation of vocal folds during one cycle.

여기서 성문 최소직경(D_{min})은 0.8mm이고, 성문 최대직경(D_{max})은 4.5mm이며, 성도 직경(D_0)은 성문 최대직경의 5배로 두었다.

3. 결과 및 고찰

3.1 발성 메커니즘 및 진동 특성

그림 2는 본 연구에서 사용한 기본 모델($x_0=0.15\text{cm}$, $Q=1.05$)에 대해 성문하압 $\Delta P=832\text{Pa}$ 일 때, 전산해석에 의해 예측된 한 주기 동안의 유동 및 음향장을 나타낸 것으로 성문의 형상 변화에 의해 형성된 맥동성 제트에 의해 주된 음성원음 성분이 생성되는 것을 확인할 수 있다. 또한 성문이 급 확대관을 형성하는 시점에서 나타나는 디퓨저 Stall 현상은 성문 하부의 와류 구조를 복잡하게 만들고 압력차의 급격한 변화를 초래하여 음성 원음의 고주파(high frequency) 성분을 형성하는 것으로 보인다.

그림 3은 성대의 거동에 따른 진폭 변화를 나타낸 것으로, 본 연구에서 사용한 기본 모델(여성의 진폭과 보편적인 여성 68명을 대상으로 하여 초당 4000 프레임의 초고속 카메라를 이용해 측정된 성대의 진폭을 비교하였다[11], 닫혀 있던 성대가 열리기 시작하여 발성 초기(vocal onset)의 과정을 거친 후, 진폭이 거의 일정한 정상상태에 도달했을 때 실제 측정값과 본 연구에서 제안된 모델의 진폭이 거의 동일한 값을 가지며 전체적인 경향성도 매우 잘 일치함을 알 수 있다. 성대의 거동이 정상상태가 될 때까지 걸리는 시간 역시 수치해석 결과와 임상자료 모두 0.04초로 잘 일치하였다. 반면, 발성 초기($t=0-0.04$)에서 나타나는 진폭의 차이는 초기변위의 차이에 의한 것으로 본 연구에서 사용된 2-질량 모델의 초기 변위가 실제 보편적인 여성의 초기 변위에 비해 다소 크게 설정되었기 때문인 것으로 보인다. 성대의 기본 주파수에 대한 수치해석 결과 역시, 발성 초기부터 정상 상태까지 대략 180Hz 정도의 값으로 일정함을 확인하였으며, 이는 일반적인 여성의 기본 주파수 180Hz~220Hz[12]와도 비슷한 값으로 본 연구에서 선정한 특성 값들이 발성 시 여성의 성대를 모사하기에 적절함을 알 수 있다.

이상의 결과에서, 본 연구에서 사용한 유체-구조 상호작용 및 성대 모델링은 실제 성대의 움직임을 적절히 모사할 수 있을 것으로 보이며, 여기서 예측된 유동장 및 음향장의 결과 역시 발성 시 보편적인 여성의 후두 내 유동 특성과 음성원음

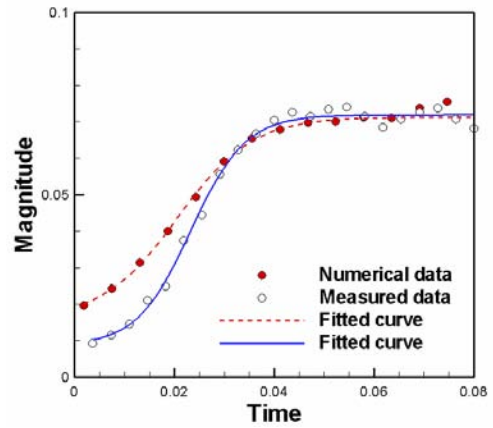


Fig. 3 Comparison of magnitudes of vocal folds oscillation for a normal phonation condition.

을 충분히 재현할 수 있을 것으로 기대된다.

3.2 발성 요인 분석

성대의 주기적 움직임은 앞서 살펴본 바와 같이 성문에 작용하는 압력과 성대의 탄성력에 의해 결정되는 임계압력(threshold pressure)의 상호작용에 의해 형성되는 것으로 발성 시 자활진동의 형태를 띄게 된다. 이러한 실제 성대의 움직임을 모사하기 위해 본 연구에서 선정한 2-질량 성대 모델은 3개의 주요 인자, 즉, 성문하압, 성문의 초기 변위, 비례 상수에 의해 진동특성이 결정된다.

그림 4는 초기변위의 변화에 따른 성문 유량의 변화를 나타낸 것으로, 초기변위가 감소함에 따라 성문 유량이 감소하게 됨을 볼 수 있다. 이는 일정한 성문하압이 가해졌을 때, 감소된 초기변위(성문면적)가 성대에 작용하는 외력을 감소시키기 때문이며, 여기에 유체-고체 상호작용에 의한 비선형성은 이후의 유동특성 및 성대의 거동을 크게 변화시키게 된다.

그림 5는 초기변위에 따른 성문하부에서의 압력 요동을 나타낸 것으로 초기변위가 감소함에 따라 음향 압력도 감소하며 유동 박리에 의한 고주파 성분도 줄어들게 됨을 확인할 수 있다. 이는 이중극성 음성원음을 주로 생성하는 맥동성 제트의 강도가 성문 유량과 동일한 경향성을 가지기 때문이며 따라서 초기변위가 감소함에 따라 압력 요동도 감소하게 된다. 또한, 성문 유량의 감소는 제트의 불안정성에 의한 유동박리 현상을 억제함으로써 4중극성 압력 요동 성분을 줄이게 되며, 이 과정에서 초기변위가 성대의 기본 주파수에 미치는 영향은 미미한 것으로 드러났다.

다음으로, 인공성대의 탄성력과 감쇠력에 의한 유동 및 음향특성의 변화를 살펴보기 위해, Q 값의 변화에 따른 성문 유량과 성문 하부에서의 압력 요동 값을 고찰하였다. 성문 유량의 경우, 성대의 탄성력이 증가함에 따라 다소 감소하는 경향을 보여주고 있으나 앞서 살펴 본 초기변위의 효과에 비해서는 미미한 것으로 드러났다. 맥동성 제트의 강도 역시 성문 유량의 변화와 밀접한 관련이 있으므로 성대의 탄성력이 증가하여도 크게 변화가 없으며 따라서 성문 하부에서의 음향 압력도 $Q=1.05$ 인 경우와 $Q=1.1$ 인 경우 모두 거의 동일한 크기의 이중극 성분으로 구성되어 있음을 알 수 있었다. 더불어, 유동 박리에 의한 고주파 성분 역시 탄성력의 변화에 의해 크게 영향을 받지 않으며, 진동 특성의 경우 탄성력이 커질수록 성대의 거동이 제한되는 것을 확인할 수 있었으나 유동 및 음향장

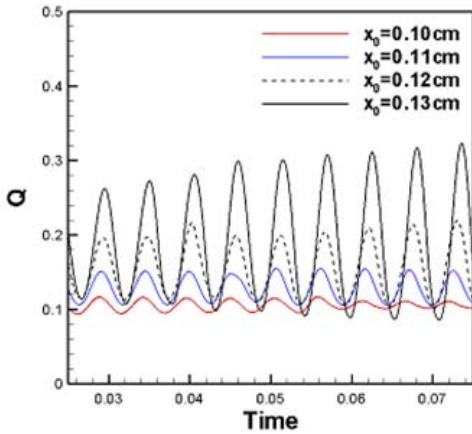


Fig. 4 Temporal variations of volume flow rate (l/s).

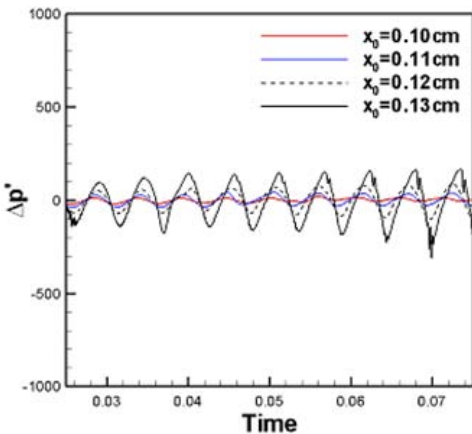


Fig. 5 Temporal variations of pressure fluctuation (Pa).

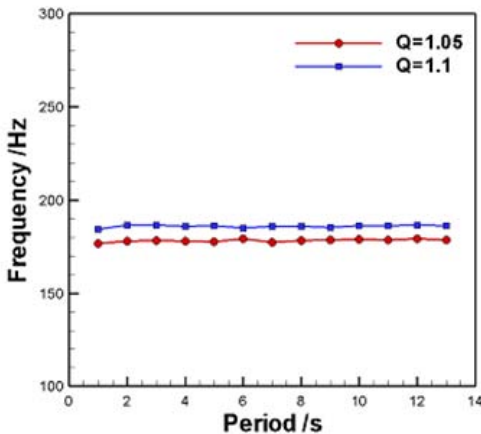


Fig. 6 Variation of fundamental frequency

과 마찬가지로 초기변위에 비해 그 효과가 한정되어 있는 것으로 나타났다. 반면, 발생 시 성대의 기본 주파수는 탄성력의 변화에 의해 주로 결정되는 것으로 나타났다 (그림 6). 이러한 결과는, 보편적인 여성의 기본 주파수가 약 200Hz로 남성의 기본 주파수 100Hz에 비해 2배 정도로 크며 성대의 탄성력 역시 남성에 비해 비교적 크다는 기존의 임상자료와도 잘 일치한다[12].

마지막으로, 병진운동만을 가지는 동적 성대 모델과 병진운동에 회전운동이 중첩된 형태의 성대 모델에 대한 비교연구를 수행함으로써 성대의 회전운동이 발생 시 성문 개폐에 의한 에너지 손실을 줄이며 따라서 성대의 자활진동을 결정하는 주요 인자임을 확인하였다.

4. 결론

본 연구에서는 발생 시 유체-구조의 상호작용을 충분히 고려할 수 있는 보편적이며 타당한 동적 성대 모델과 유동-음향 분리 기법을 이용하여 발생 시 성대 주위의 유동 및 음향장을 정확하게 예측함으로써 후두 내의 유체역학적인 특징들과 음향장 사이의 연계성을 규명하고, 나아가 동적 성대 모델의 주요인자에 대한 음향학적 영향을 분석하였다. 또한 성대의 거동 특성을 결정하는 주요인자에 대해 요인 분석을 수행함으로써, 성대의 초기 변위(x_0)는 성문 유량 및 맥동성 제트의 강도를 결정하는 주요 변수로 발생 시 음향장의 주된 쌍극자(dipole) 성분을 변화시킴을 확인하였다. 더불어, 성대의 탄성력은 발생 시 성대의 진동특성을 변화시켜 음성원음의 기본 주파수 성분을 결정하며, 이 과정에서 성대의 회전운동 및 성문하압은 각각 성대의 자활진동 및 음성원음의 음색과 밀접한 관련이 있음을 규명하였다.

참고문헌

- [1] Shadle, C. H., Barney, A., and Davies, P. O. A. L., "Fluid flow in a dynamics mechanical model of the vocal folds and tract. II. Implications for speech production studies," J. Acoust. Soc. Am. Vol. 105 (1999), pp. 456-466.
- [2] Mongeau, L., Frankel, N., Coker, C. H., and Kubli, R. A., "Characteristics of pulsating jet through a small modulated orifice, with application to voice production," J. Acoust. Soc. Am. Vol. 102 (1997), pp. 1121-1133.
- [3] Bae, Y. M., Moon, Y. J., and Son, Y. I., "Numerical Simulation of Aero-Acoustic Fields in Human Larynx," Proc. of the 6th KSME-JSME Thermal & Fluids Engineering Conference (2005).
- [4] Zhao, W., Zhang, C., Frankel, S. H., and Mongeau, L., "Computational aeroacoustics of phonation, Part I : Computational methods and sound generation mechanisms," J. Acoust. Soc. Am. Vol. 112 (2002), pp. 2134-2146.
- [5] Lucero, J. C. and Koenig, L. L., " Simulations of temporal patterns of oral airflow in men and women using a two-mass model of the vocal folds under dynamic control," J. Acoust. Soc. Am. Vol. 117 (2005), pp. 1362-1372.
- [6] Seo, J. H. and Moon, Y. J., "Linearized perturbed compressible equations for low Mach number aeroacoustics," Journal of Computational Physics, Vol. 218 (2006), pp. 702-719.
- [7] Lele, S. K., "Compact finite difference scheme with spectral-like resolution," Journal of Computational Physics, Vol. 103 (1992), pp. 16-42.
- [8] Gaitonde, D. V., Shang, J. S. and Young, J. L., "Practical Aspects of Higher-Order Numerical Schemes for Wave Propagation Phenomena," International Journal for Numerical Methods in Engineering, Vol. 45 (1999), pp. 1849-1869.
- [9] Edgar, N. B. and Visbal, M. R., "A general buffer zone-type non-reflecting boundary condition for computational aeroacoustics," AIAA Paper 2003-3300 (2003).
- [10] Ishizaka, K. and Flanagan, J. L., Speech analysis, Synthesis, and Perception, Springer-Verlag, New York (1972).
- [11] Braunschweig, T., Flaschka, J., Schelhorn-Neise, P., and Dollinger, M., "High-speed video analysis of the phonation onset, with an application to the diagnosis of functional dysphonias," Medical Engineering & Physics (2007), doi:10.1016/j.medengphy.
- [12] Titze, I. R., Principles of voice production, Prentice Hall (1994).