

MODELLING OF THE VIBRATION PROPERTIES OF THE HUMAN VOCAL FOLD

T. Vampola¹, J. Horáček², I. Klepáček³

Summary: A 3D finite element model of the human larynx including the vocal folds was developed. The model enables to take into account phonation position (tension and adduction) of the vocal folds by positioning of the arythenoid and thyroid cartilages. Anisotropic properties of the three layers of the vocal fold living tissue (epitel, ligament and muscle) are modelled respecting the material nonlinearities with increasing prolongation of the tissue in longitudinal direction. The frequency-modal characteristics of the model are computed for increasing tension of the vocal folds and an influence of 20% changes in uncertain values of material characteristics of the tissues is modelled. The fundamental mode shapes of vibration are qualitatively similar like for other simplified models in literature and the obtained increase of the eigenfrequencies by increasing the vocal fold tension is also realistic. The considered changes in the material properties were not found important. The motion of the vocal folds is numerically simulated for a prescribed subglottal pressure loading the vocal folds by a periodic function in the time domain. The generated motion of the vocal folds seems to be qualitatively similar to a vibration mode known from clinical measurements. The intention is to introduce the contact elements of the vocal folds surface and to model the impact stresses in the vocal fold tissue layers during the vocal folds collision.

1. Úvod

Návrh vhodného matematického modelu lidských hlasivek, který by umožňoval modelovat jejich chování v případě poruch či patologií, tvoří v současné době významnou součást hlasového výzkumu. V odborné literatuře je prezentována celá řada postupů, modelující fyziologické děje pomocí diskrétních modelů kmitajících hlasivek. Tyto modely však nemohou věrně popsat stavy hlasivky, kdy je třeba popsat viskoelastické vlastnosti jednotlivých tkání a nelze je použít pro predikci napjatosti, velikosti namáhání a charakteru poškození. S ohledem na snahu předpovědět způsob poškození hlasivky z charakteru kmitů, byl vytvořen plně parametrický MKP objemový model hrtanu včetně hlasivek respektující jejich fonační postavení a umožňující variaci geometrické konfigurace hlasivek, změny hodnot jejich předpětí i materiálových charakteristik jednotlivých tkání.

¹ Doc. Dr. Ing. Tomáš Vampola, Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky FS ČVUT v Praze, Karlovo nám. 13, 121 35 Praha 2,e-mail: tomas.vampola@fs.cvut.cz

² Ing. Jaromír Horáček, DrSc., Ústav termomechaniky AV ČR, Dolejšova 5, 182 00 Praha 8, e-mail: jaromirh@it.cas.cz

³ MUDr. Ivo Klepáček, CSc., 3. LF UK, Praha – Vinohrady, e-mail: ivo.klepacek@seznam.cz

2. Výpočetní model

Výpočetní model byl odvozen s ohledem na morfologii lidských hlasivek a je tvořen třemi vrstvami rozdílných fyzikálních vlastností (viz obr.1). Povrch hlasivky je tvořen vrstevnatým šupinovým epitelem tloušťky 0.05 mm. Epitel obklopuje měkkou tkáň podobnou svými vlastnostmi tekutině. Další vrstvu tvoří hlasivkový vaz (ligament). Tento vrstevnatý systém, tzv. lamina propria o tloušťce cca 1.1 mm, lze rozdělit na povrchovou, střední a hloubkovou vrstvu. Povrchová vrstva má ve středu hlasivky tloušťku cca 0.43mm a je tvořena elastinovými vlákny neuspořádané orientace. Střední vrstva o tloušťce cca 0.33mm je tvořena elastinovými vlákny uspořádané orientace a menším množstvím kolagenních vláken. Hloubková vrstva o tloušťce cca 0.34mm je primárně tvořena kolagenními vlákny (Titze 2006).



Obr.1 Třívrstvé schéma hlasivky

Střední a hloubková vrstva ve středním řezu hlasivky dosahují dohromady tloušťky cca 1 až 2 mm. Na hloubkovou vrstvu v lamina propria navazuje svalová vrstva tloušťky cca 7 mm, kterou je sval napojen na chrupavku štítnou. Pro následné numerické simulace bylo použito třívrstvé schéma hlasivky, kdy epitel a povrchová vrstva laminy byla sloučena v jednu vrstvu. Obdobně střední a hloubková vrstva v lamina propria byly spojeny v jednu vrstvu. Třetí vrstva je tvořena svaly. Geometrická konfigurace příčného řezu hlasivky byla převzata z (Hirano 1981). Plná parametrizace modelu umožňuje variovat tloušťky jednotlivých vrstev. Pro mechanismus předepnutí hlasivky, byl model dále rozšířen o tělesa chrupavek prstencové, štítné a hlasivkové – viz obr.2. Výchozí geometrická konfigurace těchto těles byla získána ze snímků pořízených metodou magnetické rezonance.



Obr.2 Model chrupavek použitých pro napínání hlasivky

Při předepínání hlasivky dochází k natáčení štítné chrupavky vzhledem k tělesu chrupavky prstencové, tento mechanismus předepnutí lze považovat za dominantní – viz obr.3. Dále dochází ke značně komplikovanému pohybu hlasivkových (arytenoidních) chrupavek vzhledem k tělesu prstencové chrupavky tento mechanismus předepnutí lze považovat za minoritní a v našem modelu nebyl zohledněn.



Obr.3 Dominantní mechanismus napínání hlasivky

3. Materiálový popis

Vzhledem k tomu, že vrstva ligamentu je tvořena vlákny, které jsou uspořádány ve směru propojeni hlasivkové chrupavky s chrupavkou štítnou (podélný směr) a experimentální data dále prokázala, že tuhost hlasivkových tkání je v tomto směru výrazně vyšší než tuhost v příčném směru, byl k popisu materiálových vlastností tkání hlasivky použit model rovinné isotropie, kde matice elastických konstant je definována ve tvaru [ABAQUS 2000]:

$$\mathbf{C} = \begin{bmatrix} E_p^{-1} & -\mu_p E_p^{-1} & -\mu_{lp} E_l^{-1} & 0 & 0 & 0\\ -\mu_p E_p^{-1} & E_p^{-1} & -\mu_{lp} E_l^{-1} & 0 & 0 & 0\\ -\mu_{pl} E_p^{-1} & -\mu_{pl} E_p^{-1} & E_l^{-1} & 0 & 0 & 0\\ 0 & 0 & 0 & G_p^{-1} & 0 & 0\\ 0 & 0 & 0 & 0 & G_l^{-1} & 0\\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & G_l^{-1} \end{bmatrix},$$
(1)

kde E_p je modul pružnosti, μ_p je Poissonova konstanta; G_p je smykový modul tkání v příčném směru (ve směru kolmém na uspořádaná vlákna ligamentu). Obdobné charakteristiky pro podélný směr jsou označeny indexem *l*. Nezávislé parametry v matici elastických konstant pro rovinnou isotropii jsou E_p , E_l , μ_p , G_l , μ_{lp} či μ_{pl} . Těchto pět nezávislých parametrů musí splňovat stabilitní kritéria vyplývající z podmínky positivní definitnosti matice elastických konstant:

$$E_{p}, E_{l}, G_{p}, G_{l} > 0,$$

$$\left|\mu_{p}\right| < 1, \quad \left|\mu_{pl}\right| < \sqrt{E_{p}E_{l}^{-1}}, \quad \left|\mu_{lp}\right| < \sqrt{E_{l}E_{p}^{-1}}.$$

$$1 - \mu_{p}^{2} - 2\mu_{lp}\mu_{pl} - 2\mu_{lp}\mu_{pl}\mu_{p} > 0$$
(2)

Zbývající parametry lze vyjádřit ze vztahů

$$\mu_{lp} E_l^{-1} = \mu_{pl} E_p^{-1}$$

$$G_p E_p^{-1} = 2(1 + \mu_p)^{-1}$$
(3)

Pro tělesa chrupavek byl použit materiálový model prostorové isotropie. Pro řídkou vrstvu pletiva, která spojuje po stranách hlasivkový sval se štítnou chrupavkou, byl použit model nestlačitelného materiálu. Pro numerické simulace byly výchozí materiálové charakteristiky jednotlivých tkání převzaty z (Alipour, 2000, Dedouch 1999) – viz Tab.1. Hodnoty modulu pružnosti tkání v podélném směru ovlivněnému nelinearitami v tuhosti vláken byly uvažovány závislé na hodnotě předpětí hlasivky dle obr.4.

Tab. 1 Uvažované nominální hodnoty materiálových konstant jednotlivých tkání (Alipour, 2000, Dedouch 1999).

	G _p [kPa]	G _l [kPa]	μ_{p}	E _p [kPa]	$E_t(\varepsilon)[kPa]$	ρ[kgm ⁻³]	$\mu_{pl}=\mu_{lp}$
Epitel	0.526	10	0.9	2	100	1020	0
Vaz	0.868	40	0.9	3.3	10	1020	0
Sval	1.052	12	0.9	4	5	1020	0
Chrupavka		-	0.47	30	-	1020	-
Pletivo		-	0.4999	0.12	-	1020	-



Obr.4 Moduly pružnosti tkání hlasivky v podélném směru (E – epitel, L – vaz, M – sval): a) rozmezí hodnot dle (Titze, 2000), b) ve výpočtu uvažované hodnoty.

4. Konečněprvkový model



Obr.5 Výpočetní MKP model lidské hlasivky

Výsledný konečněprvkový (MKP) model lidské hlasivky včetně mechanismu napínání je uveden na Obr.5. Propojení vrstvy řídkého pletiva s tělesem štítné chrupavky bylo realizováno pomocí rovnic vazeb umožňující volný pohyb hlasivkového svalu v předozadním směru Z. Těleso prstencové chrupavky bylo fixováno ke globálnímu nepohyblivému souřadnicovému systému. Těleso štítné chrupavky bylo propojeno s tělesem prstencové chrupavky dvěma rotačními vazbami umožňující natočení štítné chrupavky v předozadní rovině. Tímto pohybem je realizována změna předpětí v hlasivkových tkáních. Propojení hlasivkového vazu s tělesem hlasivkové a štítné chrupavky bylo realizováno tuhým uchycením pomocí rovnic vazeb. Na volných plochách hlasivkového svalu, tj. na zadním a horním řezu hlasivkou kolmém k ose Z resp. Y, byla realizována podmínka symetrie. S ohledem na výrazně vyšší tuhostní charakteristiky těles chrupavek, byly pro jejich modelování použity lineární objemové prvky. S ohledem na využití sestaveného modelu pro řešení napjatosti hlasivky v důsledku rázových dějů byly hraniční tkáně hlasivek popsány kvadratickými objemovými prvky typu čtyřstěn.

5. Numerická simulace

Pro numerické simulace kmitání hlasivek byl v prvním přiblížení testován vliv předpětí na hodnoty vlastních frekvencí. Dále byla posuzována citlivost změny materiálových charakteristik jednotlivých vrstev hlasivkových tkání na charakter vlastních tvarů kmitů a na hodnoty vlastních frekvencí. Ukázky prvých dvou vypočtených tvarů kmitu jsou uvedeny na obr.6 a 7. Z důvodu nesymetrie modelu jsou vlastní tvary kmitu levé a pravé hlasivky frekvenčně posunuty v rozsahu 3-12Hz. Charakter kmitu je však obdobný.

Pro posouzení dominantního charakteru vlastních kmitů bylo použito hledisko míry shody vlastního tvaru kmitu s vybuzeným tvarem kmitu definované dle vztahu:



Obr.6 První vlastní tvar kmitu levé hlasivky pro předpětí dané prodloužením ϵ =5%



Obr.7 První vlastní tvar kmitu pravé hlasivky pro předpětí dané prodloužením ε=5%

$$\gamma_i = \frac{\boldsymbol{\varphi}_i^{\mathrm{T}} \mathbf{M} \, \mathbf{D}}{\max\{\boldsymbol{\varphi}_i^{\mathrm{T}} \mathbf{M} \, \mathbf{D}\}},\tag{4}$$

kde ϕ_i je vlastní tvar kmitu, **M** matice hmotnosti řešené soustavy a **D** je vynucený tvar kmitu odpovídající buzení soustavy v daném směru.

Vypočtené vlastní frekvence pro nominální hodnoty materiálových charakteristik jsou uvedeny v Tab.2 v závislosti na prodloužení hlasivky. V Tab.3 jsou uvedeny hodnoty vlastních frekvence v případě 20% snížení hodnoty modulu pružnosti v podélném směru svalové tkáně tělesa hlasivky. Na charakter vlastních kmitů lze usuzovat z Tab.4. kde je uvedena míra (4) vybuzení každého tvaru kmitu při harmonickém buzení soustavy ve všech uzlech postupně ve směrech X, Y a Z vždy pro odpovídající vlastní frekvenci F1 až F6. Z tabulek vyplývá, že změna charakteru vlastních tvarů kmitu pro 20% snížení hodnoty modulu pružnosti v podélném směru svalové tkáně tělesa hlasivky je malá. Pro prvý tvar kmitu jsou dominantní kmity v horizontálním a vertikálním směru X a Y, pro druhý tvar kmitu převažují výchylky v horizontálním směru X, pro třetí resp. čtvrtý tvar kmitu je dominantní pohyb hlasivku v podélném směru Z. Pátý a vyšší tvary kmitu se uplatní při tomto způsobu buzení již málo.

Prvé dva tvary vlastních kmitů středového segmentu hlasivky jsou uvedeny na obr.8.

Eps[%]	F1[Hz]	F2[Hz]	F3[Hz]	F4[Hz]	F5[Hz]	F6[Hz]
2	94.4061	119.0722	130.7320	131.2140	150.3021	155.5352
5	107.3984	130.4958	140.4112	151.9371	157.7580	162.7252
10	123.5227	143.6539	152.4083	169.1541	175.3571	180.2986
15	137.8163	154.9954	163.4369	180.3888	187.9571	200.2144
20	151.7618	166.1885	174.4756	192.0278	200.2941	210.8273
25	165.6788	177.6594	185.7458	204.0660	212.4889	221.4115
30	179.6439	189.4944	197.3192	216.3435	224.7851	232.3110
35	193.6842	201.7090	209.2432	228.7402	237.3648	243.6176

Tab.2 Změna vlastních frekvencí hlasivky v závislosti na jejím prodloužení (předpětí) pro nominální hodnoty materiálových charakteristik

Tab.3 Změna vlastních frekvencí v závislosti na hodnotě předpětí pro 20% snížení hodnoty modulu pružnosti v podélném směru svalové tkáně tělesa hlasivky

Eps[%]	F1[Hz]	F2[Hz]	F3[Hz]	F4[Hz]	F5[Hz]	F6[Hz]
2	91.9308	117.5983	119.1694	130.2923	149.5554	154.4714
5	105.4538	129.2307	139.1929	141.4552	156.7271	161.7498
10	121.5883	142.1158	150.7163	167.7033	170.8100	174.2023
15	135.6454	153.0592	161.3057	178.6063	186.4756	195.1041
20	149.3250	163.8723	171.9534	189.9481	198.4748	208.9406
25	162.9906	174.9948	182.8843	201.7024	210.3640	219.2488
30	176.7266	186.5121	194.1669	213.7034	222.3964	229.9079
35	190.5594	198.4390	205.8416	225.8361	234.7447	240.9944

Tab.4 Míry vybuzení jednotlivých tvarů kmitání hlasivky při buzení hlasivky ve směrech os X, Y a Z pro nominální hodnoty materiálových charakteristik a pro 20% snížení hodnoty modulu pružnosti v podélném směru svalové tkáně. Uvažováno je předpětí hlasivky dané prodloužením Eps=5%.

nominální hodnoty materiálových charakteristik			modifikované hodnoty materiálových charakteristik				
F[Hz]	Xratio	Yratio	Zratio	F[Hz]	Xratio	Yratio	Zratio
107.3984	1.0000	1.0000	0.0000	105.4538	1.0000	1.0000	0.0000
130.4958	0.7862	0.4073	0.0001	129.2307	0.9515	0.4447	0.0013
140.4112	0.9630	0.0383	0.0001	139.1929	0.0010	0.0006	1.0000
151.9371	0.0002	0.0001	1.0000	141.4552	0.8929	0.1133	0.0001
157.7580	0.0781	0.1301	0.0002	156.7271	0.1835	0.1881	0.0000
162.7252	0.0491	0.2084	0.0000	161.7498	0.1862	0.1743	0.0000



Obr.8 První a druhý vlastní tvar kmitu předepjaté hlasivky (ε=5%) pro nominální hodnoty materiálových charakteristik.

Vypočtené frekvenčně modální charakteristiky jsou kvalitativně v dobré shodě s publikovanými údaji v odborné literatuře (Titze 2006, Berry 1966). Sestavený model by např. mohl sloužit k ověření hypotéz zdali na konkrétní patologii či poškození hlasivky lze usuzovat z tvaru kmitu vyvolaného v reálné situaci proudem vzduchu přicházejícího z plic, tj. při samobuzených kmitech hlasivek.

Pro ověření použitelnosti modelu pro řešení tohoto problému nebyla v prvním přiblížení simulována interakce proudící tekutiny s tělesem hlasivek a pro vybuzení kmitů hlasivky byl použit zjednodušený průběh budícího tlakového pulsu:

$$p(t) = \frac{p_0}{2} \left(\cos \left(\frac{\pi t}{T_0} \right) + 1 \right), \tag{5}$$

kde p_0 je hodnota tlaku v plicích před otevřením hlasivek a T_0 je základní frekvence kmitů hlasivky. Tento tlak byl aplikován na povrchové prvky subglotické části hlasivky a dynamická odezva byla počítána při daných počátečních podmínkách přechodovou analýzou s použitím Nemarkovy metody??. Po odeznění přechodových kmitů bylo získáno ustálené periodické řešení. V provedené analýze bylo použito zjednodušení, kdy bylo prozatím předpokládáno takové fonační postavení hlasivek, že nebylo nutné modelovat vzájemný kontakt levé a pravé hlasivky. Ukázka tvaru statické deformace hrtanových chrupavek způsobujících předpětí hlasivky a detail deformace hlasivky pro čas t=0.004 s je uveden na obr.9.

Pro posouzení změny kvality tvaru vybuzených kmitů hlasivky v závislosti na změně materiálových charakteristik jednotlivých vrstev byly vyšetřovány trajektorie několika bodů hlasivky (viz obr. 9) při ustáleném kmitání vyvolaném tlakovými pulsy (5). Na obr.10 je uvedena trajektorie středového vybraného bodu hlasivky pro nominální i změněné materiálové charakteristiky. Hlasivka kmitá všemi směry, nejvýrazněji však v horizontálním směru X, o něco menší jsou výchylky ve vertikálním směru Y a mnohem menší amplitudy jsou patrné ve směru podélném (předozadním) Z.

Na obr.11 je znázorněna diference v trajektoriích pohybu středového bodu hlasivky a její průměty do jednotlivých rovin X, Y, Z pro nominální a změněné materiálové charakteristiky hlasivkové tkáně. Je patrné, že 20 procentní snížení tuhosti způsobí zhruba o jeden až dva řády menší změny v amplitudách výchylek. Z toho lze usuzovat na to, že jen vlivem změn, popř. vlivem neurčitosti ve znalosti, materiálových vlastností živých hlasivkových tkání se znatelněji nezmění způsob jejich vibrací.



Obr.9 Vybuzený tvar hlasivky pro *t*=0.004 s, předpětí ε=15%, nominální hodnoty materiálových charakteristik



 $0 \\ -0.01 \\ -0.02 \\ -0.03 \\ -0.04 \\ -0.05 \\ 0.0 \\ 0.0 \\ -0.0 \\$

Obr.10 Trajektorie pohybu vybraného bodu hlasivky pro nominální a 20% snížení hodnoty modulu pružnosti v podélném směru svalové tkáně tělesa hlasivky.

Obr.11 Diference v trajektoriích pohybu vybraného bodu hlasivky pro nominální a 20% snížení hodnoty modulu pružnosti v podélném směru svalové tkáně tělesa hlasivky.

5. Závěr

V příspěvku je uveden postup sestavení plně parametrického třívrstvého modelu lidských hlasivek včetně mechanismu předepírání tělesa hlasivky. Prezentovaný model umožňuje snadnou modifikovatelnost geometrického tvaru a je vhodný pro následnou optimalizaci definičních parametrů s ohledem na ladění modelu. Na modelu lze simulovat patologické stavy hlasivky, kdy dochází ke změně fyzikálních parametrů jednotlivých tkání. Předběžné dynamické výpočty vykazují poměrně dobrou shodu vlastních tvaru kmitů hlasivek s daty uváděnými v odborné literatuře [1],[2]. Model bude doplněn o kontaktní prvky tak, aby bylo možno simulovat rázy hlasivek a napěťové poměry v hlasivkové tkáni v důsledku těchto rázů.

6. Poděkování

Grantové agentuře Akademie věd ČR za podporu tohoto výzkumu grantovým projektem IAA20766401 *Mathematical modelling of human vocal folds oscillations*.

7. Literatura

ABAQUS User's manual (2000), http://www.abaqus.com

- Alipour F., Berry D.A. & Titze I.R. (2000) A finite-element modelér vocal fold vibration. *Journal of Acoustical Society of America*, 108(6), 3003-3012.
- Berry D.A. & Titze I.R. (1996) Normal modes in a continuum model of vocal fold tissues. *Journal of Acoustical Society of America*, 100(5), 3345-3354.
- Dedouch K., Vampola T. & Švec J. (1999) Analýza vlivu délky kmitající části hlasivky na změnu modálních vlastností hlasivky. In: *Výpočtová Mechanika 99*, Nečtiny, ZČU Plzeň, 6str.
- Dedouch K., Vohradník M., Laub M. & Švec (1998) Návrh ortotropního modelu hlasivky. In: *Engineering Mechanics* '98, Svratka 11-14 May 1998, 107 112.
- Gray S., Hirano M. & Sato K. (1993) Molecular and cellular structure of vocal fold tissue, In: *Vocal Fold Physiology, Frontiers in Basic Science* (ed. I.R. Titze), Singular Publishing Group, Inc. San Diego, California, Chapture 1, pp.1-36
- Gray S., Titze I.R., Alipour F. & Hammond T.H. (2000) Biomechanical and histologic observations of vocal fold fibrous proteins. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.* 109, 2000, 77-85.
- Hirano M. (1975) Phonosurgery, basic and clinical investigations. In: *The* 76th Annular Convention of the Oto-Rhino-Laryngological Society of Japan, (Nara May 16, 1975).
- Hirano M. & Kakita Y. (1985) Cover-body theory of vocal cord vibration. In: *Speech Science*, 1-46, San Diego.
- Hirano M., Kurita S. & Nakashima T. (1981) The structure of the vocal folds. In:*Vocal Fold Physiology* (eds K.N. Stevens, M. Hirano), chapter 4, 33-43, University of Tokyo Press.
- Hirano M., Matsua K., Kakita Y., Kawasaki H. & Kurita S. (1985) Vibratory behaviour versus the structure of the vocal fold. In: Vocal Fold Physiology: Biomechanics, Acoustics and Phonatory Control (eds I.R. Titze, R.C. Scherer), pp. 26-39, The Denver Centre for the Performing Arts Denver, Colorado.
- Horáček J, Švec J.G., Veselý J., Vilkman E., Klepáček I. & Vetešník A. (2001) Measurement of the vocal-fold vibration behaviour in excised human larynges. In: 2nd International Workshop on Models and Analysis of Vocal Emissions for Biomedical Applications, MAVEBA 2001, September 13-15, 2001, Firenze, Italy, 6 pages (CD-ROM, University of Firenze, Dept. of Electronics and Telecommunications-Department of Physics).
- Hunter E., Titze I. & Alipour F. (2004) A three-dimensional model of vocal fold abduction/adduction. In: *Journal Acoustical Society of America*, 2004, 1747-1759
- Švec J., Horáček J., Šram F. & Veselý J. (2000) Resonance properties of the vocal folds: in vivo laryngoscopic investigation of the externally laryngeal vibrations. In: *Journal of the Acoustical Society of America*, 2000, 1397-1407.

- Tayama N., Kaga K., Chan R.W. & Titze I.R. (2001) Geometric characterization of the laryngeal cartilage framework for the purpose of biomechanical modeling. *Annals of Otology, Rhinology and Laryngology*, 110 (12), 1154-1161.
- Tayama N., Kaga K., Chan R.W. & Titze I.R. (2002) Functional definitions of vocal fold geometry for laryngeal biomechanical modeling. *Annals of Otology, Rhinology and Laryngology*, 111 (1), 83-92.
- Titze I.R. (2006) *The Myoelastic Aerodynamic Theory of Phonation*. National Centre for Voice and Speech, Denver and Iowa City.
- Titze I.R. (2000) *Principles of Voice Production*, National Centre for Voice and Speech, Denver and Iowa City.