

TVAR HLASIVEK ČLOVĚKA PŘI FONAČNÍM POSTAVENÍ

Horáček J.*, Švec J.**, Klepáček I.***, Vetešník A.**, Veselý J.*

Abstrakt: Článek pojednává o experimentálním vyšetřování aerodynamického profilu hlasivek člověka při fonačním postavení. Při experimentech in vitro byly získány odlitky několika hrtanů při různé výšce základní fonační frekvence. Následným použitím metody optické topografie a vyhodnocením obrysů řezů těchto odlitků v elektronovém mikroskopu byly získány přibližné tvary povrchu hlasivek při fonaci. Znalost aerodynamického tvaru (profilu) hlasivek, je nezbytná pro modelování proudění vzduchu v okolí hlasivek i pro tvorbu matematických modelů interakce vzdušného proudu s kmitající hlasivkou.

Klíčová slova: biomechanika hlasu, kmitání hlasivek člověka, in vitro experiment

1. Úvod

Vyšetřování rozměrů a tvarů hlasivek je jednak dáno potřebou zpřesnit jejich konečnoprvkové modely, které pak umožňují vyšetřovat jejich dynamické (frekvenčně-modální) vlastnosti, jednak je znalost skutečného (aerodynamického) tvaru hlasivek u člověka důležitá pro vytváření aeroelastických modelů jejich kmitání vlivem proudícího vzduchu.

Berry a kol. [1] vyšetřoval předfonační tvary hlasivek na preparátech psích hrtanů. Po fixaci arythenoidní chrupavky v určité poloze a definovaném nastavení mezihlasivkové štěrbiny byla hrtanová dutina vylita speciálním voskem. Po vyjmutí tohoto voskového odlitku z hrtanu byla odlita sádrová forma, pomocí níž byly zhotoveny kopie (modely) hrtanových prostor ze slitin olova. Tvary povrchu hlasivek byly pak vyšetřovány speciálním 3D laserovým detektorem a naměřené body byly proloženy polynomickou regresí 2. řádu.

Tvary a rozměry psích hlasivek vyšetřoval nedávno také Tayama a kol. [2]. Na větším počtu hrtanových vzorků, po jejich rychlém zmrazení kapalným dusíkem okamžitě po odběru, byly v různých význačných řezech sledovány tloušťky, hloubky a délky hlasivek. Tyto veličiny byly pak statisticky zpracovány.

Přesná měření tvarů hlasivek nelze dosud provádět *in vivo* pomocí CT nebo magnetické resonance, neboť rychlost snímání a rozlišovací schopnost těchto přístrojů není dostatečná pro kmitající měkké tkáně tak malých rozměrů. Měření prováděná na formalinem fixovaných a dehydrovaných měkkých tkáních z oblasti vokálního traktu jsou zatížena až 30% chybami vlivem smrštění tkáně [2].

^{*}Ing. Jaromír Horáček, DrSc., Ing. Jan Veselý, Ústav termomechaniky AV ČR, Dolejškova 5, 182 Praha 8, e-mail: jaromirh@it.cas.cz

^{**}Dr. Jan G. Švec, PhD., RNDr. A. Vetešník, Medical Healthcom, s.r.o., Řešovská 10, 181 00 Praha 8 and W.J. Gould Voice Center, 1245 Champa Street, Denver, CO 80204, USA

^{**}MUDr. Ivo Klepáček, CSc., Anatomický ústav 1. LF UK, U nemocnice 3, 128 00 Praha 2

epiglottis false vocal folds trachea

Obr. 1

Oblast zájmu $\sim 6mm$ U₀, ρ Obr. 2 x $\rightarrow y$

V našich experimentech jsme modifikovali postup Berryho a kol. [1] a aplikovali ho na preparáty lidských hrtanů. Postup byl upraven tak, aby umožnil vyšetřit frekvenci a způsob kmitů hlasivek při daném fonačním postavení a následně vyšetřit tvar hlasivek při tomto fonačním postavení. To je velice důležité, neboť je známo, že tvar hlasivek se mění s jejich předpětím.

2. USPOŘÁDÁNÍ EXPERIMENTU, METODIKA MĚŘENÍ A VYHODNOCENÍ

Prováděné experimenty, zaměřené původně na sledování přeskoků různých režimů (bifurkací) kmitání hlasivek, byly podrobně popsány v práci [3] a proto zde stručně uvedeme jen jejich modifikaci pro zjišťování tvaru hlasivek v jejich fonačním postavení.

> Z hrtanů (viz obr. 1) byla odstraněna epiglottis a vyjmuty ventrikulární řasy. Oblast zájmu je vyznačena na schématickém obr. 2. Cílem bylo získat informace o tvaru obou hlasivek v řezu y - za o tom, jak se tento tvar mění s osou x při různé výšce tónu.

> Testovaný hrtan byl prstencovou chrupavkou připevněn k základové desce a









držákem a dvojicí jehel zapíchnutých do chrupavky štítné byl fixován ve vertikální poloze (viz příprava preparátu k měření na obr. 3). Fonační postavení hlasivek bylo nastaveno sevřením hlasivkových chrupavek pomocí šroubů na držáku, měnícím tzv. addukci hlasivek, a natáčením chrupavky štítné se měnilo napětí hlasivek. Vzduch z tlakové nádoby byl přiváděn přes průtokoměr do uzavřené nádoby s horkou vodou kde se probubláváním zvýšila jeho vlhkost a teplota (na cca 37°C). Takto upravený vzduch byl přiveden do trubice modelující subglotický prostor, kde byl polovodičovým snímačem měřen subglotický tlak. Vzduch byl vyfukován přes hrtan do okolního

prostředí, Vyzařovaný zvuk byl snímán mikrofonem. Chvění hlasivek bylo měřeno laserovým vibrometrem a opticky snímáno pomocí videostroboskopie. Měřené údaje byly zaznamenávány na videomagnetofon. K analýze signálů byl použit měřící systém B&K (frontend 3557 a PC se softwarem PULSE).

Po zaznamenání kmitů hlasivek byl uzavřen přítok vzduchu a hrtan byl z obou stran pozvolna vylit speciální řídkou sádrovou směsí namíchanou ze čtyř základních komponent (otiskovací růžová sádra, alabastrová, kamenná a supertvrdá sádra). Spodní a horní část odlitku byla z vnějšku spojena přemostěním. Po ztuhnutí sádry bylo přemostění odstraněno, odlitek zlomen na dvě části (horní a dolní) a vyjmut. Obě části odlitku byly poté pomocí původního přemostění opět přesně sesazeny a k sobě přilepeny (viz obr. 4). Sádrový odlitek byl otisknut do zalévací hmoty (silikonového polymeru) a tím byla získána forma k odlití dalších sádrových kopií, popř. k přípravě odlitků z kovové směsi typu Woodova kovu.

K vyhodnocení tvaru povrchu hlasivek byly použity dvě metody. První metodou byla optická topografie promítaného čárového rastru s využitím FFT [4, 5].



Analyzována byla takto náběžná část hlasivek ve směru proudu vzduchu, a to v okolí hlasivkové štěrbiny v několika k ní kolmých řezech. U druhé metody byl použit řádkovací eletronový mikroskop Tesla BS 300. Pomocí měřicího programu Tescan Satellite byly při zvětšeních od 15x do 100x stanoveny rozměry fonační štěrbiny v µm. K tomu bylo odlitků nutné kopie odpilovávat postupně

v několika rovinách x = const. kolmo na hlasivkový vaz.

3. VÝSLEDKY MĚŘENÍ

Uvedeme výsledky měření pro dva preparáty mužských hrtanů při různé výšce základního tónu *F0*.

3.1 HRTAN č. 2

Hrtan byl uveden do fonačního postavení, rozfonován a zafixován výše uvedeným způsobem. Charakteristická fonace je demonstrována na obr.5 spektrogramem mikrofonního signálu, pořízeném zhruba během 70 s při spojité změně průtočného množství vzduchu. Nejprve průtok klesal z hodnoty $Q \approx 0.5$ l/s na hodnotu $Q \approx 0.28$ l/s, kdy fonace po cca 18 s ustala, a po té se průtok opět zvýšil na úroveň Q = 0.6 l/s. Tato hodnota Q již byla dále udržována konstantní stejně jako výška základního tónu, která činila F0 = 112 Hz.

Časové průběhy subglotického tlaku a mikrofonního signálu jsou pro závěrečnou fázi výše uvedeného postupu uvedeny na obr.6. Na průběhu subglotického tlaku je patrný daleko větší odstup velikosti amplitud vyšších harmonických složek od amplitud základní frekvence *F0*. Poznamenejme, že vzdálenost mikrofonu od hlasivek činila cca

15 cm, což odpovídá časovému zpoždění $\Delta T \approx 0.5 ms$. Toto zpoždění je tedy vůči periodám měřených signálů v obou případech (pro F0 = 112 Hz i F0 = 160 Hz)malé.



Obr. 6 a) mikrofon, b) subglotický tlak

v subglotické části hrtanu blíží lineárním průběhům. Lineárním průběhům náběžných částí profilů hlasivek se zhruba blíží i tvary obou hlasivek znázorněné na obr.9.



 $y = -0.0172940 + 0.301224.x - 0.001909.x^2$ $y = -0.060036 + 0.357210.x - 0.005924.x^2$

Obr. 8 Profily hlasivky v mm proložené polynomy 2. řádu: a) řez A-A, (b) řez B-B

Po popsaném manévru následovalo přerušení proudu vzduchu (Q = 0) a po té byl pořízen odlitek hrtanových Část prostor. odlitku hrtanu s projekcí proužků moire pro optické vyhodnocení subglotické části hlasivek je patrná na obr.7.





V oblasti zájmu, t.j. v oblasti ležící v levé horní části snímku, byl pak vyhodnocen subglotický tvar jedné z obou hlasivek [4]. Výsledné profily vyhodnocené ve dvou řezech ležících kolmo na hlasivkový vaz jsou vyneseny na obr.8. Je patrné, že tvar hlasivek se v obou řezech



Obr. 9

Spektra subglotického tlaku a mikrofonního signálu jsou uvedena na obr.10. Z uvedených průběhů vyplývá, že subglotický tlak (viz obr.10a) neobsahuje zdaleka tak



Hlasivky zde tvoří tmavší část fotografie získané pomocí elektronového mikroskopu. Světlejší část snímku tvoří povrch sádrovým řezu odlitkem vzduchové kavity hrtanu. Směr proudění snímku vzduchu je na orientován zleva doprava. Mezihlasivková štěrbina nebyla v tomto případě ve fonačním postavení hlasivek uzavřena a proto je subglotická část odlitku hrtanu propojena sádrou s částí supraglotickou.

3.2 HRTAN č. 5a

Hrtan byl uveden do fonačního postavení a při průtočném množství vzduchu Q = 0,7 l/s fonoval se základní frekvencí F0 = 160 Hz.

výrazné vyšší harmonické složky jako zvukový signál (viz obr.10b).

Vyhodnocené průběhy tvarů obou hlasivek ve fonačním postavení metodou optické topografie jsou uvedeny na obr.11 až 13. Hlasivková štěrbina byla v tomto případě uzavřena a touto metodou byla opět vyhodnocena jen subglotická část povrchu hlasivek. Digitalizované plochy obou stran hlasivek (viz strana A na obr.11, 12 a strana B na obr.13) vykazují více či méně konvexní charakter. To je zcela zřejmé z vyhodnocených průběhů hlasivek v jednotlivých profilů řezech, kde jsou vyznačeny i průběhy regresních polynomických náhrad. vyhodnoceným Takto plochám přibližně odpovídá i snímek kolmého řezu hlasivkami na obr.14 získaný odlitku hrtanu analýzou pomocí rastrovacího mikroskopu. Horší

Obr. 10 Spektrum: a) tlak, b) mikrofon otřepy okrajů odlitku, které v tomto řezu vznikly při odpilovávání sádrové vrstvy.

3D model hlasivky (c.5, fonace 160Hz, strana A)





3D model vzduchove sterbiny (c.5, fonace 160Hz, strana A)









Obr. 14

4. ZÁVĚR

Dosud vyhodnocené tvary hlasivek při jejich fonačním postavení ukazují na to, že tyto tvary jsou dosti odlišné od tvarů běžně prezentovaných v odborné medicinské literatuře, kde se však vždy jedná o hlasivky bez napětí.

Namísto konkávního (vybouleného) tvaru se v obou měřených případech ukázaly jako běžnější profily blízké k lineárním průběhům a profily konvexní (prolomené).

Určitou roli zde může mít nepřítomnost aktivity hlasivkového svalu

m.thyroarytenoideus, jenž u živých hrtanů přispívá k zvětšení objemu hlasivek. Experimenty s preparáty hrtanů však prokazují, že hlasivky jsou schopny fonace i bez aktivity tohoto svalu a výsledky získané pomocí těchto experimentů hrají důležitou roli pro ověření výsledků získaných využitím modelů hlasivek.

Profily hlasivek lze s rozumnou přesností popsat kvadratickými funkcemi. Ve shodě s očekáváním se ukázal trend, že pro vyšší frekvence *FO* kmitů, tj. pro větší předpětí hlasivek dochází k jejich příčné kontrakci a rozměry hlasivkového svalu se v kolmých řezech zmenšují.

Oba způsoby vyhodnocení tvaru hlasivek mají své výhody a nevýhody. Nevýhodou optické topografie je, že lze obtížně promítnout rastr moire proužků, v dostatečné kvalitě pro vyhodnocení, současně na subglotickou a supraglotickou část hlasivek. Problémy jsou i s osvitem odvrácené části povrchu, tj. především druhé strany hlasivek. Přesnost metody odečtu povrchu hlasivek ze snímků řádkovacího elektronového mikroskopu je do značné míry ovlivněna přesností odpilování každé vrstvy odlitku a otřepy okrajů. Problémem je též dodržení přesnosti v kolmosti řezů na hlasivkový vaz.

Vlivem aerodynamického tvaru hlasivek na práh fonace se autoři zabývali např. v teoretické práci [7]. Výpočty ukazují, že lineární tvar profilu hlasivek umožňuje fonaci při nižším průtočném množství vzduchu, a tudíž s menším úsilím, než tvar konvexní.

5. LITERATURA

[1] Berry D.A., Clark M.J.O., Montequin D.W., Titze I.R.: Characterization of the Medial Surface of the Vocal Folds: Methodology and Preliminary Findings. Annals of Otology, Rhinology & Laryngology, 2001, Vol 110, No.5, Pt.1, 470-477.

- [2] Tayama N., Kimitaka K., Chan R., W., Titze I., R.: Functional definitions of vocal fold geometry for laryngeal biomechanical modeling. Annals of Otology, Rhinology & Laryngology, January 2002, Vol. 111, No. 1, 83-92
- [3] Horáček J., Švec J. G., Veselý J., Vilkman E., Klepáček I.:Measurement of the vocal-fold vibration. Engineering Mechanics 2001, 14.-17.5.2001, Svratka, 8 p. (CDROM)
- [4] Dambre D., Trnka J., Formánek P.: Digitalization of the vocal fold shape using optical topography method, 2001, Výzkumná zpráva ÚT AV ČR č. Z1295/00
- [5] Pappalettere C., Trentadue B.: Accuracy and sensitivity achieved in 3-D dental measurement using the fringe projection method. Proc. of the SEM Annual Conference on Experimental and Applied Mechanics, June 4-6, 2001, Portland, Oregon, 2001, pp. 697-700
- [6] Horáček J., Švec J. G.: Matematický model kmitání hlasivek v interakci s proudem vzduchu – numerické výpočty. In: Proc. Interaction and Feedbacks '2001, 27.-28.11.2001 Praha, str. 53-62
- [7] Horáček J., Švec J. G.: Aeroelastic model of vocal-fold vibration. In: Flow-Induced Vibration, (Ziada S. & Staubli T. eds.) Balkema, Rotterdam, 2000, pp.419-425

SHAPE OF THE HUMAN VOCAL FOLDS IN A DEFINED PHONATION POSITION

J. Horáček *, J. G. Švec **, I. Klepáček ^{***}, A. Vetešník**, J. Veselý ^{*}

* Institute of Thermomechanics, Academy of Sciences of the Czech Republic ** Medical Healthcom, Ltd., Centre for Communication Disorders, Prague *** Anatomy Dept.of the 1st Medical Faculty of Charles University, Prague

Abstract: The contribution presents information on the experimental investigation of the aerodynamic shape of the vocal folds measured in a defined phonation position with excised human larynges. The vocal fold vibrations were excited by airflow and monitored acoustically as well as by means of laser vibrometry, pressure transducers and stroboscopy techniques. The paper is focused on development of a method for casting laryngeal cavities using plaster and metal materials for determining the vocal fold shape. By using of the optical method of moire topography and/or the electron scanning microscope the shapes of the vocal folds in a defined phonation position were analysed.

Keywords: biomechanics of voice, vibration of human vocal folds, in vitro experiments

Acknowledgement

The research has been supported by the project No 106/98/K019 of the Grant Agency of the Czech Republic: Methods of Mathematical-Physical Modeling of Vibroacoustics Systems Important in Biomechanics of Voice and Hearing, and partially by the project MSM 1111 00005 of the Ministry of Health of the Czech Republic. The authors are very grateful to Ing. František Vaněk, CSc. and Mr. Jan Cibulka from the Institute of Thermomechanics for development of the special pressure and force transducers and for help during the measurement.