

ZOBRAZENÍ VOKÁLNÍHO TRAKTU POMOCÍ MRI

IMAGING OF VOCAL TRACT BY MRI

původní práce

Věra Peterová¹
Jan Krásenský¹
Věra Ečerová¹
Miroslav Kron¹
Lucie Peterová¹
Jan Kryštůfek²
Tomáš Vampola²

¹MR oddělení Radiodiagnostická klinika 1. LF UK a VFN, Praha

²Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, Fakulta strojní ČVUT, Praha

Přijato: 15. 7. 2009.

Korespondenční adresa:

MUDr. Věra Peterová, CSc.
oddělení MR, Radiodiagnostická klinika 1. LF UK a VFN
Kateřinská 30, 128 08 Praha 2
e-mail: vpete@seznam.cz

Studie byla podporována z výzkumného záměru MZO 00064165 a MŠM 6840770012 Ministerstva školství ČR.

SOUHRN

Peterová V, Krásenský J, Ečerová V, Kron M, Peterová L, Kryštůfek J, Vampola T. Zobrazení vokálního traktu pomocí MRI

Cíl. Vokální trakt a zejména hlasivky jsou z anatomického a funkčního hlediska velmi složité orgány, které mají vliv na vznik různých zvuků a slov. Během řeči dochází ke změně tvaru vokálního traktu, které lze zobrazit pomocí magnetické rezonance (MR). V publikaci sledujeme, které sekvence jsou v jeho zobrazení optimální. Zaměřili jsme se zejména na zobrazení laryngu.

Metoda. U jednoho normálního zdravého mladého dospělého muže jsme provedli dynamické real-time zobrazení vokálního traktu a zejména laryngu pomocí MR zobrazení v klidu a při vyslovování samohlásek v několika různých sekvencích a získané údaje byly použity pro fyzikální modelování jeho akustických vlastností.

Výsledky. Lze shrnout, že MR je optimální metoda k posouzení vokálního traktu včetně laryngu a rovněž změn jeho tvaru při fonaci hlásek. MR umožňuje vyšetření ve všech třech běžných rovinách a kromě rutinních sekvencí jsme vyzkoušeli sekvence nové, převážně provedené 3D technikou v T1 vážených obrazech, které přinesly další rozlišení měkkotkáňových struktur přilehlých tkání.

Závěr. Na základě námi vytvořeného modelu vokálního traktu lze předpokládat změny jeho akustických vlastností vlivem změny jeho tvaru (např. u tumorů, po operacích apod.).

Klíčová slova: vokální trakt, zobrazení, magnetická rezonance.

SUMMARY

Peterová V, Krásenský J, Ečerová V, Kron M, Peterová L, Kryštůfek J, Vampola T. Imaging of vocal tract by MRI

Aim. Vocal tract and especially vocal cord are from the anatomic and function point of view very complex organs, which affect the creation of different sounds and words. During speech a change in the shape of the vocal tract appears, which can be depicted by magnetic resonance (MR). The study follows the optimal sequences for its investigation. We focused in particular on the larynx imaging.

Method. Dynamic real-time magnetic resonance imaging (MRI) of the vocal tract during pronouncing of vowels was investigated in one normal healthy young male adult in several sequences and obtained data were used for physical modeling of its acoustic properties.

Results. Finally, we can conclude that MR is the optimal method for evaluating the vocal tract including larynx, and for changes its shape during vowels pronunciation. MR allows the examination in all three planes, in addition to the normal routine sequences we proved new sequences, mainly executed by the 3D technique in T1-weighted images, which resulted in higher resolution of soft tissue structures of adjacent tissues.

Conclusion. On the basis of our established model of the vocal tract its acoustic properties under the influence of changes in its shape can be (eg. tumors, after surgery, etc.).

Key words: vocal tract, imaging, magnetic resonance.

ÚVOD

Hrtan vykonává mnoho funkcí při fyziologických dějích spojených s dýcháním a s tvorbou hlasu. Tvorba hlasu vzniká prostřednictvím hlasivky, jejíž okraje podložené hlasovými vazy se působením hrtanových svalů napínají a vzájemně přibližují nebo oddalují. Napjaté hlasové vazy se při úzké štěrbině rozechvívají proudem vzduchu cíleného výdechu, a tím vzniká tón. Jeho výška – tedy kmitočet – závisí na délce, napětí a tloušťce hlasivek a jeho intenzita – tedy amplituda kmitů – závisí na intenzitě proudu vzduchu. Vzniklý tón, sám o sobě slabý a řezavý tím, že rezonuje v dutinách nad hrtanem – tedy v celém vokálním traktu (hltnan, ústní a nosní dutina, vedlejší nosní dutiny) je dotvářen do různé barvy lidského hlasu. Samohlásky vznikají rezonancí, kdy každé z nich odpovídá určitý tvar ústní dutiny podle polohy jazyka, zubů, patra a postavení rtů. V zobrazení laryngu lze použít různé zobrazovací metody: výpočetní tomografii (CT), magnetickou rezonanci (MR) a pozitron emission tomography-CT (PET-CT) a jejich spolehlivost se v posouzení jednotlivých tkání liší (1–6).

Vzhledem k tomu, že jsme se v naší práci zaměřili na zobrazení vokálního traktu a zejména hlasivek a vnitřních, tedy převážně měkkotkáňových struktur hrtanu, jednoznačně jsme upřednostnili MR. Porovnávali jsme jednotlivé sekvence s modifikací jejich repetičních časů a tloušťky prováděných řezů s cílem zlepšit rozlišení anatomického korelátu jednotlivých struktur laryngu i celého vokálního traktu a dále zjišťovali, zda je možné pomocí MR odlišit anatomické změny, které ve vokálním traktu probíhají při tvorbě různých českých samohlásek. Výběr vhodných sekvencí je současně důležitý pro zobrazení patologických procesů v oblasti laryngu a jeho okolí, zejména infiltrativních procesů, nádorů, zvětšení lymfatických uzlin jejich metastázami apod.

MATERIÁL A METODA

V roce 2008 jsme vyšetřili 27letého zdravého muže 1,5T magnetickou rezonancí v různých sekvencích. Vyšetření bylo provedeno v klidu se zavřenými ústy bez fonace a při vyslovování českých samohlásek A, E, I, O, U v hlavové cívce na přístroji Gyroscan NT, v celém rozsahu vokálního traktu. Protokol vyšetření zahrnoval 1 a 4,5mm T2 vážené obrazy v modu turbo spin echo (T2W/TSE) v sagitální rovině (TR 6695 ms, TE 1,1 ms, FA 90°), 1, 2 a 2,5mm T2 vážené obrazy v modu turbo spin echo (T2W/TSE) v transverzální rovině (TR 3304 a 7892 ms, TE 110–120 ms, FA 80°), 1, 2 a 4mm T1 vážené obrazy v modu fast field echo (T1W/FFE) v transverzální rovině (TR 622,6, 824 a 1267 ms, TE 3,2–4,4 ms, FA 80°), 3mm T2 vážené obrazy v modu fast field echo (T2W/FFE) v transverzální rovině (TR 50 ms, TE 12 ms, FA 7°), 3mm T1 vážené obrazy v modu turbo field echo (T1W/TFE) v transverzální rovině (TR 9,3 ms, TE 4,6 ms, FA 25°), 2mm T2 vážené obrazy v modu short tau inversion recovery (STIR) v transverzální rovině (TR 2500 ms, TE 10 ms, TSE 7, TI 170, FA 90°), matrix 256 × 256 a 512 × 512. Protokol byl schválen Etickou komisí 1. lékařské fakulty UK.

VÝSLEDKY

Ukázky jednotlivých sekvencí jsou uvedeny na obrázku 1. Zobrazení a rozlišení svalu od tuku a vazivových komponent v T2 vážených obrazech v modu TSE (T2W/TSE) bylo ideální pomocí 4,5mm řezů, při použití 2mm řezů bylo ještě toto rozlišení uspokojivé, ale již nebyly dobře zobrazeny detaily přechodu jednotlivých tkání. Použitím 1mm řezů došlo k výrazné degradaci obrazu artefakty, struktury neměly hladké kontury a rozlišení nebylo možné. Nebylo možné ani odlišit měkkotkáňových struktur od kostní dřene obratle či od pevné chrupavky.

Použití T1 vážených obrazů v modu FFE (T1W/FFE) a 1mm řezů přineslo dobré rozlišení svalové a tukové tkáně, zobrazení chrupavky nebylo zcela ideální a nebyly přesně zobrazeny detaily přechodu jednotlivých tkání, zejména vazů. Při použití 2mm řezů se rozlišení měkkotkáňových struktur zlepšilo, svaly byly dobře diferencovány, jen chrupavky se zobrazily stejně, byla zde však přítomna větší degradace artefakty z pulzace cév a z pohybu hlasových vazů.

T2 vážené obrazy v modu FFE (T2W/FFE) pomocí 2mm řezů přinesly dokonalé rozlišení měkkotkáňových komponent, vazů, chrupavek i svalů, jakož i jejich odlišení od kostních struktur a okolních tkání.

Provedené vyšetření pomocí 3mm řezů v T1 vážených obrazech v modu TFE (T1W/TFE) ukázalo relativně dobré rozlišení měkkotkáňových struktur mezi sebou i rozlišení vazů a chrupavek proti tuku a svalu, jen všechny tkáně byly však jakoby okonturované.

Dvoumilimetrové řezy v T2 vážených obrazech v modu STIR přinesly degradaci obrazu artefakty, rozlišení měkkotkáňových struktur nebylo vyhovující, tkáně byly přesviceny signálem tuku, velikosti jednotlivých tkání neodpovídaly skutečnosti, jejich okraje byly neostře a nerovné.

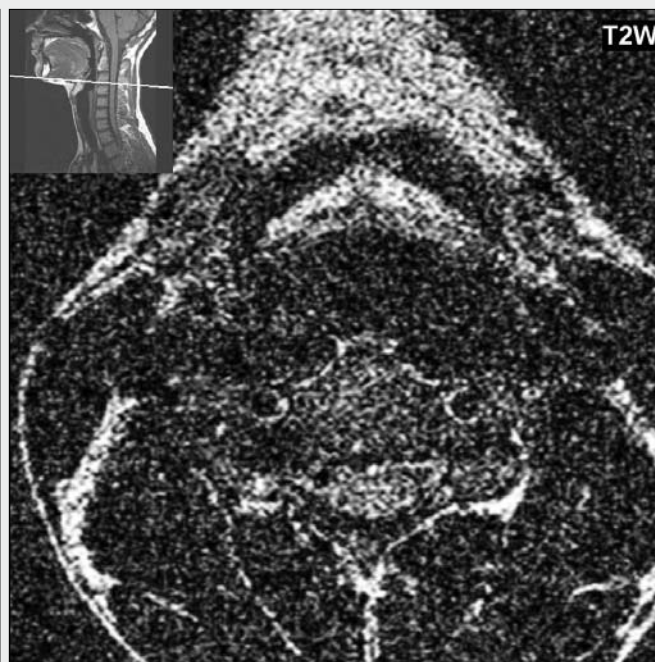
Ze získaných MR řezů jsme za použití matematických metod vytvořili 3D model vokálního traktu. Model byl vytvořen ze sagitálních snímků pořízených v sekvenci FFE v T1 vážených obrazech o 17 řezech tloušťky 4mm. Snímky byly ručně segmentovány v programu ScanView a dále zpracovány v programu Matlab, kde byl vytvořen vstupní soubor pro konečně-prvkový program ANSYS (obr. 2). Výsledkem analýzy pomocí metody konečných prvků (MKP) byla amplitudová frekvenční charakteristika vokálního traktu, která se u každého jedince liší a je dána aktuálním nastavením vokálního traktu.

DISKUSE

Při MR vyšetření vokálního traktu a zejména laryngu jsme museli dělat kompromis mezi dobrou kvalitou zobrazení a přiměřenou dobou vyšetření pro pacienta, neboť optimálního zobrazení tenkými řezy šlo docílit jen prodloužením vyšetřovací doby. Jednomilimetrové řezy ve většině sekvencí nebyly ve smyslu kvality obrazu optimální a pro častou degradaci obrazu jsme je museli nahradit řezy tlustšími, čímž by mohlo rozlišení drobných struktur uniknout. V literatuře zabývající se zobrazením laryngu jsou obvykle popisovány rutinní T1 a T2 vážené obrazy a jako výhodné se ukazuje zobrazení ve všech třech rovinách řezu, důraz je spíše kladen na provedení nativních a postkontrastních snímků než na spe-



▲ Obr. 1A



▲ Obr. 1B



▲ Obr. 1C



▲ Obr. 1D

Obr. 1. 27letý vyšetřovaný jedinec, MR mozku, 1,5T

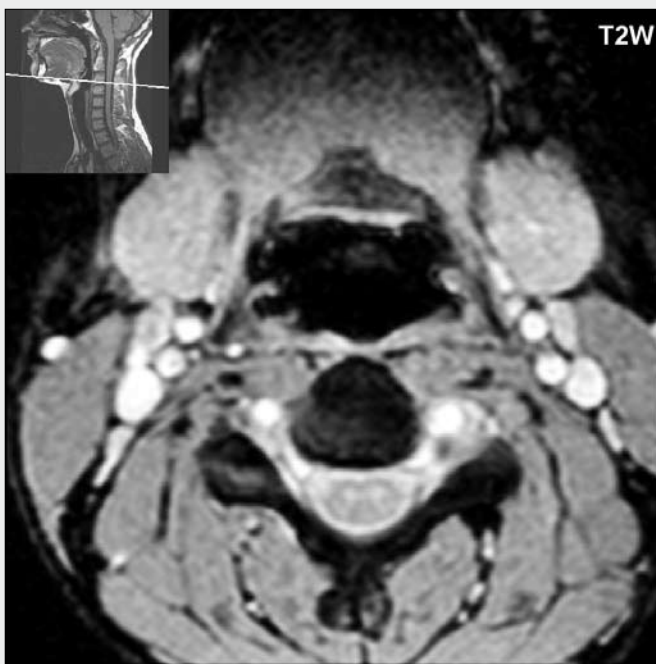
A – sagitální řez, T1 vážený obraz modu TSE, 4,5mm řezy; B – T2 vážený obraz modu TSE, 1mm řezy; C – T1 vážený obraz modu FFE, 1mm řezy; D – T2 vážený obraz modu TSE, 2mm řezy; E – T2 vážený obraz modu FFE 3D, 3mm řezy; F – T1 vážený obraz modu TFE 3D, 3mm řezy; G – T2 vážený obraz modu STIR, 2mm řezy; H – T1 vážený obraz modu FFE, 2mm řezy, transverzální roviny, nativně

Fig. 1. 27 years old investigated person, brain MR, 1.5T

A – sagittal section, T1-weighted TSE mode, 4.5mm slices; B – T2-weighted TSE mode, 1mm slices; C – T1-weighted FFE mode, 1mm slices; D – T2-weighted TSE mode, 2mm slices; E – T2-weighted FFE 3D mode, 3mm slices; F – T1-weighted 3D mode TFE, 3mm slices; G – T2-weighted image mode STIR, 2mm slices; H – T1-weighted FFE mode, 2mm slices, transverse plane, natively

ciální sekvence a jejich modifikace (4). Dominantní sekvencí je T1 vážený obraz používající maximálně krátké časy, a pokud není dosaženo optimálního poměru signálu vůči šumu, je další cestou zvýšení počtu použitých excitací (7–10). V naší práci jsme zjistili, že optimálně krátkých časů nezbytných pro

kvalitní vyšetření jsme v T1 vážených obrazech dosáhli v gradientním echu, které umožnilo zobrazit detaily při pohybu všech vnitřních struktur laryngu při různých samohláskách. Prokázali jsme, že pro další zlepšení rozlišení jednotlivých měkkotkáňových struktur laryngu a další eventuální odlišení



▲ Obr. 1E



▲ Obr. 1F



▲ Obr. 1G

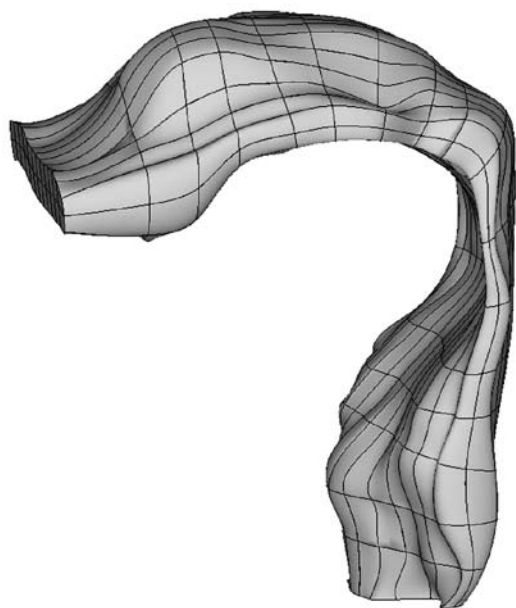


▲ Obr. 1H

patologie v této lokalizaci je velmi výhodné přidat k základním rutinním sekvencím ještě 1mm T1 vážené obrazy v modu FFE, 3mm T1 vážené obrazy v modu TFE 3D, které se zejména osvědčily v rozlišení jednotlivých měkkotkáňových struktur laryngu a přinesly by další odlišení eventuální patologie v této lokalizaci. Sekvence s potlačením signálu tuku speciálním prepulzem (STIR), od které jsme očekávali lepší rozlišení chrupavky a svalové tkáně při optimálním vyšetřovacím čase při 2mm tloušťce řezů naše očekávání nespĺnila a byla výrazně degradována artefakty z pohybu cév i vazů (11–14). Akviziční 3D techniky jsou oproti 2D technikám výhodnější v tom, že informaci o signálu z jednotlivých voxelů získávají kromě frekvenčního kódování ve zbývajících dvou směrech

i fázovým kódováním, nevyžadují proto tak velký počet tenkých řezů, protože neexcitují každý jednotlivý řez selektivně, ale excitují naráz celou oblast zájmu. Poskytují tedy kvalitní tenké řezy v optimálně krátkých časech (15–18). Proto jsme 2D techniky nepoužívali.

Rovněž T2 vážené obrazy v modu TSE mají v zobrazení laryngu svoje místo, i když příliš tenké řezy vedou k výrazné degradaci obrazu a mají relativně dlouhý vyšetřovací čas, nehodily se proto příliš ke sledování jemných pohybů hlasivek a celého laryngu. Rutinní T2 vážené obrazy by zobrazily patologické nálezy spojené s přítomností tekutiny a přinesly by ideální odlišení proti svalové tkáni a vazivu – nezbytné pro diagnostiku zánětlivých, nádorových změn. Do vyšetřovací-



Obr. 2. **Matematický model vokálního traktu vytvořený ze sagitálních 4mm řezů v sekvenci fast field echo (FFE) v T1 vážených obrazech pomocí metody konečných prvků**
 Fig. 2. **Mathematical model of the vocal tract created from 4mm sagittal slices in fast field echo (FFE) sequence in T1-weighted images using finite element method**

ho protokolu laryngu bychom doporučili zařadit a 3mm T2 vážené obrazy v modu FFE 3D, které rovněž přinesly zlepšení rozlišení měkkotkáňových struktur.

Naší unikátní prací bylo vytvoření 3D modelu laryngu ze získaných MR řezů za použití matematických metod, umožňující posoudit drobné změny vyvolané vyslovováním samohlásek. Charakteristika modelu prokazuje, které frekvence byly během fonace průchodem vokálním traktem (od hlasivek k ústům) zesíleny a které naopak potlačeny. Na základě našeho matematického modelu lze předpokládat změny akustických vlastností vokálního traktu vlivem změny jeho tvaru (např. u tumorů, po operacích apod.).

ZÁVĚR

Závěrem lze shrnout, že MR je optimální metoda k posouzení vokálního traktu a zejména laryngu a rovněž změn jeho tvaru při fonaci hlásek. MR umožňuje vyšetření ve všech třech běžných rovinách a kromě rutinních sekvencí jsme vyzkoušeli sekvence nové, převážně provedené 3D technikou v T1 vážených obrazech, které přinesly další diferenciaci měkkotkáňových struktur laryngu. Na základě námi vytvořeného modelu vokálního traktu lze předpokládat změny jeho akustických vlastností vlivem změny jeho tvaru (např. u tumorů, po operacích apod.).

LITERATURA

1. Nemeč SF, Krestan CR, Noebauer-Huhmann IM, et al. Radiological normal anatomy of the larynx and pharynx and imaging techniques. *Radiologie* 2009; 49: 8–16.
2. Zinreich ZJ. Imaging in laryngeal cancer: computed tomography, magnetic resonance imaging, positron emission tomography. *Otolaryngol Clin North Am* 2002; 35: 971–991.
3. Blitz AM, Aygun N. Radiologic evaluation of larynx cancer. *Otolaryngol Clin North Am* 2008; 41: 697–713.
4. Mukherji SK, Weissman JL, Castillo M. Larynx and hypopharynx. In Stark DD, Bradley WG Jr. *Magnetic resonance imaging 1999*, Ed: Corra E. StLouis USA, 1785–1805.
5. Nix PA, Salvage D. Neoplastic invasion of laryngeal cartilage: the significance of cartilage sclerosis on computed tomography images. *Clin Otolaryngol Allied Sci* 2004; 29: 372–375.
6. Munoz A, Ramos A, Ferrando J, et al. Laryngeal carcinoma: sclerotic appearance of the cricoid and arytenoid cartilage – CT-pathologic correlation. *Radiology* 1993; 189: 433–437.
7. Tkach JA, Haacke EM. A comparison of fast spin echo and gradient field echo sequences. *Magn Reson Imaging* 1988; 6: 373.
8. Van der Muelen P, Groen JP, Tinus AMC, et al. Fast field echo imaging: an overview and contrast calculations. *Magn Reson Imaging* 1988; 6: 355.
9. Reichert IL, Robson MD, Gatehouse PD, et al. Magnetic resonance imaging of cortical bone with ultrashort TE pulse sequences. *Magn Reson Imaging* 2005; 23: 611–618.
10. Robson MD, Bydder GM. Clinical ultrashort echo time imaging of bone and other connective tissues. *NMR Biomed* 2006; 19: 765–780.
11. de Bondt BJ, Stokroos R, Casselman JW, et al. Clinical impact of short tau inversion recovery MRI on staging and management in patients with cervical lymph node metastases of head and neck squamous cell carcinomas. *Head Neck* 2009 Mar 3. [Epub ahead of print].
12. Peterová V, Forejtová, S, Havelka S, et al. Choice of MR sequences in ankylosing spondylitis patients. *Proceedings. ASNR 42nd Annual Meeting, Seattle* 2004: 383–384.
13. Forejtová Š, Peterová V. Selection of optimal imaging methods in ankylosing spondylitis patients examination. *J Rheumatol* 2006; 9(Suppl 1): A48.
14. Forejtová Š, Peterová V, Havelka S, et al. Selection of MR sequences in ankylosing spondylitis patients. *Ann Rheum Dis* 2004; 63(Suppl 1): 537.
15. Tyler DJ, Robson MD, Henkelman RM, et al. Magnetic resonance imaging with ultrashort TE (UTE) PULSE sequences: technical considerations. *J Magn Reson Imaging* 2007; 25: 279–289.
16. Wismueller A, Behrends J, Hooile P, et al. Human vocal tract analysis by in vivo 3D MRI during phonation: a complete system for imaging, quantitative modeling, and speech synthesis. *Med Image Comput Comput Assist Interv Int Conf Med Image Comput Comput Assist Interv* 2008; 11(Pt 2): 306–312.
17. Ettema SL, Kuehn DP, Perlman AL, Alperin N. Magnetic resonance imaging of the levator veli palatini muscle during speech. *Cleft Palate Craniofac J* 2002; 39: 130–144.
18. Ha S, Kuehn DP, Cohen M, Alperin N. Magnetic resonance imaging of the levator veli palatini muscle in speakers with repaired cleft palate. *Cleft Palate Craniofac J* 2007; 44: 494–505.