

Puheen äänittäminen magneettiresonanssikuvauksen aikana

Teemu Lukkari, Jarmo Malinen, Pertti Palo
Teknillinen korkeakoulu

Lyhennelmä: *Esitämme mittausjärjestelyn puheen äänittämiseksi koehenkilön ääntöväylän anatomisen MRI:n aikana. Järjestelyllä hankittua kuva- ja äänidataa käytämme jatkossa ääntöväylän numeerisen mallin rakentamiseen ja validoimiseen.*

Avainsanat: *Puheen äänittäminen, MRI*

1 Johdanto

Tässä artikkelissa raportoimme suomen kielisten vokaalien FEM-pohjaisen numeerisen simulaattorin kehitystyön edistymistä. Anatomian geometrisen mallin pohjaksi ja akustisen mallin validoimiseen tarvitsemme formantteja puhesignaalista, joka on äänitetty MRI kuvauksen aikana.

Magneettiresonanssikuvausta (MRI) on käytetty ääntöväylän kuvantamiseen jo pitkään (Baer *et al.* 1987), ja nykyisin koko ääntöväylä voidaan kuvantaa reilusti alle 30 sekunnissa (Engwall 2004). MRI:llä tuotettu anatominen data sopii laskennallisen verkon rakentamiseen elementtimenetelmää (FEM) varten. Aaltoyhtälön elementtiratkaisijoita on käytetty simuloitaessa normaalin puheentuoton akustiikkaa (Hannukainen *et al.* 2007; Lu *et al.* 1993; Švancara *et al.* 2004) sekä anatomisten poikkeamien ja suu- ja leukakirurgian vaikutuksia (Dedouch *et al.* 2002; Nishimoto *et al.* 2004; Švancara and Horáček 2006).

Suoritamme mittaukset Siemens Magnetom Avanto 1.5 T laitteella. MRI-huone on äänittämisen kannalta haastava ympäristö. MRI-laitteen käämin sisällä on 1.5 T staattinen magneetikenttä, ja huoneessa vallitseva hajakenttäkin voi olla merkittävä. Kuvaussekvenssi tuottaa noin 64 MHz radiotaajuuden kentän, koska protonien Larmor-taajuus on 42.58 MHz/T. Kentän huipputeho voi nousta useisiin kilowatteihin. Lisävaikeutena laite tuottaa sekvenssin aikana akustista melua, jonka voimakkuus on noin 90 dB (SPL) laajalla taajuuskaistalla.

Melu estää koehenkilöä kuulemasta omaa ääntään kuvauksen aikana normaalilla tavalla. Tästä syystä on hyödyllistä syöttää melusta puhdistettu viiveetön äänisignaali takaisin koehenkilön kuulokkeisiin puheen luonnollisuuden parantamiseksi. Koska kokeissa on mukana koehenkilö, turvallisuus- ja mukavuustekijät pitää huomioida tarkoin.

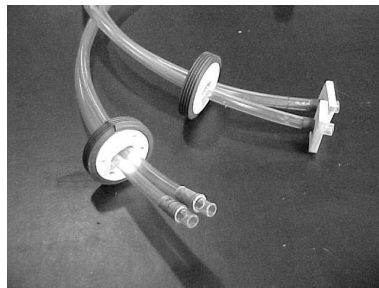
Karkeasti ottaen tehtävä on erottaa tasoalto (eli idealisoitu puhesignaali) sylinterisymmetrisestä melulähteestä (eli ympäristöstä), kuitenkin huomioiden edellä kuvatut vaikeudet.

2 Vaatimusmäärittely

Magneettikentän takia ferromagneettisia materiaaleja voidaan käyttää MRI-huoneessa olevissa laitteiston osissa vain mitättömiä määriä, eikä niitä saa olla lainkaan MRI-käämin sisään sijoitettavassa äänenkerääjässä. Kaikki elektroniikka kuvaushuoneessa pitää suojata ylijännitettä ja radiotaajuuksia vastaan. Suljettuja johdesilmukoita on luonnollisesti vältettävä.

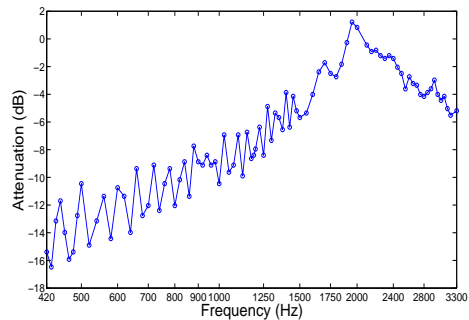
2.1 Äänenkerääjä ja akustiset aaltojohdot

Käytämme kaksikanavaista äänenkerääjää, jossa ensimmäinen kanava on puhe- ja toinen melunäytettä varten. Äänenkerääjän tulee olla pieni verrattuna formanttien aallonpituuksiin, ja kerääjän pitää mahtua MRI-laitteiston sisään.



Kuva 1: Akustiset aaltojohdot ja niiden ripustusjärjestely

Äänisignaalit kuljetetaan mikrofonilevylle akustisilla aaltojohdoilla (kuva 1). Ne on tehty pehmeästä PVC-putkesta, jonka sisähalkaisija on 9 mm. Kunkin aaltojohdon pituus on 3.0 m, ja ne ripustetaan pareittain siten, että aaltojohtojen seinien läpi kulkeutuvat ulkopuoliset häiriöt kumoutuvat.



Kuva 2: Aaltojohtojen taajuusvaste

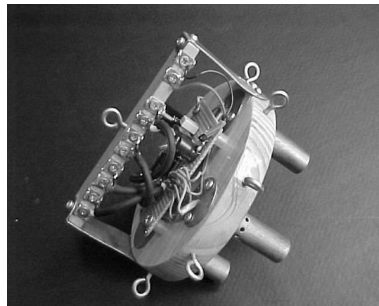
Kerääjän ja aaltojohtojen väliaine on ilma. Äänen johtuminen aaltojohtojen seinissä vaikuttaa olevan merkityksetöntä. Kuvassa 2 on aaltojohdon taajuusvaste taajuuskaistalle 0.42–3.3 kHz. Aaltojohdon pitkittäisresonanssit näkyvät kuvassa 2 matalammilla taajuuksilla. Alle 1.5 kHz taajuuksilla näkyy myös noin 4dB vaimennus oktaavia kohden.

2.2 Suojattu mikrofoni-levy ja kaapelointi

Mikrofonit on upotettu levyyn (kuva 3), joka on sijoitettu Faradayn häkkiin. Häkki on 6 mm alumiinilevyä, joka paksuutensa takia ei taivu eikä resonoi. Vuoraamme häkin sisäpuolelta äänieristysmateriaalilla. Akustiset aaltojohdot viemme häkkiin sähkömagneettisten aaltojohtojen kautta, jotka ovat läpinäkymättömiä radiotaajuuksilla 10–100 MHz.

Mikrofoni-levy sisältää neljä Panasonicin WM-62 kondensaattorimikrofonia (herkkyys -45 ± 4 dB re 1V/Pa @ 1 kHz, \varnothing 9 mm) sekä niiden jännitelähteen. Mikrofonien nimellinen taajuusvaste on käytännöllisesti katsoen suora sovelluksessa tarvitulla taajuuskaistalla. Eri mikrofoniyksilöiden herkkyudet ja taajuusvasteet eivät näytä eroavan merkittävästi toisistaan.

Mikrofoni-levy on eristetty akustisesti ja sähköisesti Faradayn häkin seinistä. Äänisignaalit viedään mikrofoneille yksinkertaisten säädettävien akustisten impedanssisovittimien kautta (oikea alalaita kuvassa 3). Nämä sovitimet viritetään kokeellisesti sulkemalla joitakin putkien seinässä olevista rei'istä (\varnothing 2 mm). Virittäminen on tarpeen, jotta mikrofoni-levyltä aaltoputkiin takaisin heijastuva aalto saadaan minimoitua. Tilanne vastaa sähköisten siirtolinjojen terminointia. Tällä tavoin aaltojohtojen pitkittäiset resonanssit vaimenevat riittävästi (kuva 2).



Kuva 3: Mikrofoni-levy

Impedanssisovittimien virityksestä johtuva jopa useiden desibelien energiavaimennus näkyy järjestelmän taajuusvasteessa. Koska sovitimet koostuvat sekä suljetusta että avoimesta aaltojohdon päätöksestä, vastaavasti jäännösheijastus koostuu sekä vaiheensäilyttävästä että vaiheenkääntävästä osasta. Tämä vastaa täsmälleen mitattujen piikkien määrää kuvassa 2.

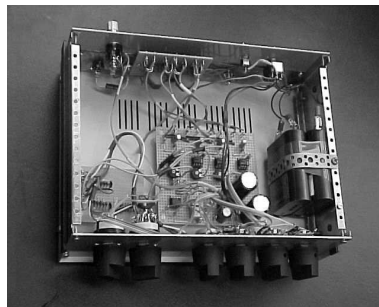
Signaalit siirretään MRI-huoneesta kahdella mikrofoni-kaapelilla (Tasker C116 4x0.14-26AWG). Kaikki kaapelien päät on suojattu ylijännitteeltä diodeilla. Koska vain kaksi kanavista on äänikerääjän käytössä, toiset kaksi ovat varalla.

2.3 Melunperuutusvahvistin ja CMRR-käyrät

Koehenkilön pitää kuulla melusta puhdistettu signaali reaaliaikaisena. Tämän mahdollistamiseksi olemme toteuttaneet melunperuutusjärjestelmän analogisella elektroniikalla. Laite on summausvahvistin (kuva 4), jossa on yksi suora kanava (signaalille) ja kolme säädettävää käänteisessä vaiheessa summattavaa kanavaa (mahdollistaen korkeintaan kolmen melusignaalin vähentämisen). Ennen äänitystä summauspainot säädetään kuuntelemalla vahvistimen ulostuloa. Laite perustuu LM741 -operaatiovahvistimille, ja sen sisäänmenoimpedanssi on $3\text{ k}\Omega$.

Vahvistimen taajuusvaste on suora kaistalla $0.2\text{--}5\text{ kHz}$. Sen optimaalinen yhteismuodon vaimennussuhde (CMRR) välillä $0.42\text{--}3.3\text{ kHz}$ on kuvattu alimmalla suhteellisen sileällä käyrällä kuvassa 5, ja sitä voidaan parantaa mm. virittämällä vahvistimen elektrolyyttikondensaattorien arvoja.

Kuvan 5 ylin, melko karkean näköinen käyrä on koko järjestelmän mitattu CMRR. Mittaus-tilanteessa järjestelmä koostui aaltojohdoista sekä akustisista impedanssisovittimista aaltojohtojen molemmissa päissä. Kuvan 5 kahden käyrän välinen erotus johtuu aaltojohtojen fyysisistä ominaisuuksista ja – valitettavan suuressa määrin – mittauksissa käytetyn äänilähteen heikosta laadusta.



Kuva 4: Melunperuutusvahvistin

2.4 Tietokonelaitteisto ja signaalikäsittely

Vahvistimelta tuleva puhdistettu signaali digitoidaan MacBookPro2,2 -tietokoneella, jossa on käyttöjärjestelmänä MacOS X. Tarvittava signaalinkäsittely ja formanttien poimiminen tehdään Matlabilla, Signal Processing Toolboxilla sekä erikseen tähän tarkoitukseen tehdyillä ohjelmilla. Erityisesti kuvassa 2 näkyvät pitkittäiset resonanssit voidaan kompensoida Matlabilla. Taajuusvaste on mitattava uudelleen lopullisessa koejärjestelyssä, koska aaltoputkien taivuttaminen muuttaa niiden resonansseja (Sondhi 1986).

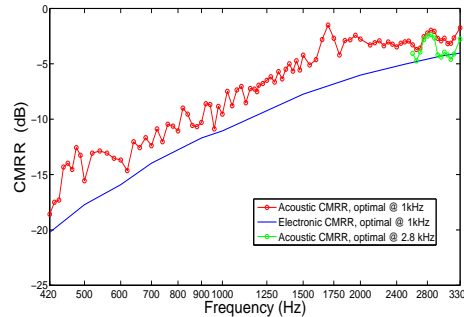
3 Mittaukset

Seuraavassa kerromme yksityiskohtaisemmin, miten kuvien 2 ja 5 data on mitattu.

3.1 Järjestely ja laitteisto

Signaalilähde (Taylor 192A) liitettiin kaksikanavaisen äänilähteeseen (kuva 6), ja äänenpaine lähteen päässä pidettiin manuaalisesti 94 dB:n (SPL) vakiotasolla taajuuskaistalla 0.42–3.3 kHz. Tämä tehtiin mittaamalla äänilähteen sisäisten referenssimikrofonien antamaa signaalia analogisella jännitemittarilla (Heathkit V-7 A) mikrofoniesivahvistimen (Resound CVS908) kautta. Oskilloskooppia käytettiin mahdollisten vääristymien havaitsemiseksi.

Tuotetut äänisignaalit syötettiin mikrofonilevyllä (kuva 3) aaltojohtojen kautta (kuva 1). Aaltojohdot suoristettiin mittausten ajaksi, ja ympäristön akustisten häiriöiden kontrollointiin käytettiin erinäisiä keinoja.



Kuva 5: Optimaaliset CMRR käyrät vahvistimelle (alempi) ja akustisille aaltojohdoille (ylin)

Molemmat signaalit tuotiin mikrofonilevyllä melunperuutusvahvistimen suoran ja käänteisen vaiheen kanaviin. Suoran kanavan vahvistus asetettiin 45 dB:n tasolle. Käänteisen kanavan vahvistus asetettiin siten, että vahvistimen lähtötaso oli minimissään kun sama 1 kHz:n sini-signaali syötettiin molempiin kanaviin.

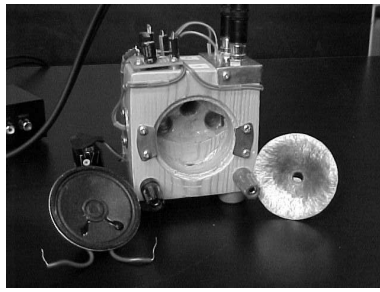
Kaikki kuvien 2 ja 5 data mitattiin analogisella jännitemittarilla (Goerz Unigor 226221) vahvistimen lähdöstä. Jännitemittaukset tehtiin sekä käänteisen kanavan ollessa kytkettynä että irti kaikille taajuuksille.

3.2 Äänilähde

Edellä kuvattujen mittausten kannalta ideaalisen äänilähteen tulisi pystyä tuottamaan kaksi siniäänisignaalia, joilla on sama amplitudi ja vaihe. Molempien kanavien tulisi olla akustisesti riippumattomia ja niiden akustisten impedanssien tulisi olla identtiset. Kaikki tämä pitäisi saavuttaa ilman vääristymiä laajalla taajuus- ja äänenpaineen amplitudialueella.

Äänilähtemme (kuva 6) koostuu kaiuttimesta (\varnothing 50 mm, impedanssi 8 Ω) ja peilisymmetrisestä kammioista, joka jakaa painekentän kahteen kanavaan. Kummankin kanavan seinään on upotettu Panasonic WM-62 referenssimikrofoni.

Äänilähteessä on myös samantyyppinen akustinen impedanssisovitin kuin mikrofonilevyssä. Sen tarkoituksena on jäljitellä kvalitatiivisesti lopullisen, MRI-laitteiston kanssa käytettävän



Kuva 6: Purettu äänilähde

äänenkerääjän impedanssia. Äänenkerääjän ja äänilähteen akustiset impedanssit ovat erilaiset, ja tämä vaikuttaa kuvan 2 kaltaiseen taajuusvasteeseen.

Äänilähteen ongelmana ovat sekä kammion että itse kaiuttimen resonanssit, joiden lähitaajuuksilla tuotetut äänisignaalit ovat eri vaiheessa. Tämän takia mitattu CMRR on huonompi kuin laitteiston todellinen CMRR. Vähentääksemme erityisen ikävää noin 1.7 kHz resonanssia, valmistimme kammion ja kaiuttimen väliin fokuoivan torven kuparipelistä. Torvi näkyy kuvassa 6 oikealla. Emme voineet tehdä CMRR -mittausta korkeilla taajuuksilla, koska äänilähteen kammio resonoi noin 3.5 kHz:n kohdalla. Alle 0.4 kHz taajuudet pitää mitata ilman torvea, koska se vääristää signaalia näillä taajuuksilla.

Kuvan 5 1.7 kHz:n, 2.85 kHz:n, ja 3.3 kHz:n huiput ylimmässä CMRR -käyrässä selittyvät ainakin osittain äänilähteen kanavien välisellä vaihe-erolla, mikä varmistettiin oskilloskoopilla tehdyllä Lissajous -mittauksella. Sen sijaan 1.95 kHz huippu ei johdu äänilähteen antamasta vaihe-erosta.

Äänilähteen kanavat ajautuvat epätasapainoon 2 kHz:n yläpuolella, koska kaiutin on epäsymmetrinen. Kun tämä epätasapaino kompensoitiin säätämällä melunperuutusvahvistinta, saimme paljon paremman CMRR -käyrän taajuskaistalle 2.6–3.3 kHz. Tämäkin käyrä on piirretty kuvaan 5.

Yhteenvedona toteamme, että laitteiston todellinen CMRR on korkeilla taajuuksilla merkittävästi parempi kuin mitä kuvasta 5 näkyy. Hyvälaatuisen monikanavaisen äänilähteen rakentaminen jäänee avoimeksi ja haastavaksi akustisen insinöörityön ongelmaksi.

4 Johtopäätökset

Olemme esittäneet melunperuutus-, äänensiirto- ja äänitystekniikkoja MRI-huoneessa. Akustiset aaltojohdot muuttavat ääneen laatua. Ne lisäävät puheeseen naksahduksia ja muuttavat sen hieman käheäksi. Tästä huolimatta puhe on edelleen hyvin ymmärrettävää jopa ilman minkäänlaista aaltojohtojen resonanssikorjausta. Odotamme saavamme äänitettyä erityyppisistä puhesignaaleista hyvälaatuisia näytteitä, joista esimerkiksi formanttien poimimisen pitäisi olla mahdollista.

Kiitokset

Haluamme kiittää TkT A. Laaksoa ja TkT K. Rytsölää (Fysiikan laboratorio, TKK) arvokkaista keskusteluista ja laboratorioresurssien osoittamisesta mittauksia varten.

Suomen Akatemia on rahoittanut Teemu Lukkarin työtä.

Tämä artikkeli on aiemmin julkaistu englanninkielisenä MAVEBA 2007 -konferenssissa (Lukkari *et al.* 2007).

Viitteet

- Baer, T., Gore, J. C., Boyce, S., and Nye, P. W. (1987). "Application of MRI to the analysis of speech production," *Magnetic Resonance Imaging* **5**, 1 – 7.
- Dedouch, K., Horáček, J., Vampola, T., and Černý, L. (2002). "Finite element modelling of a male vocal tract with consideration of cleft palate," in "Forum Acusticum," Sevilla, Spain.
- Engwall, O. (2004). "Speaker adaptation of a three-dimensional tongue model," in S. H. Kim and D. H. Youn., eds., "ICSLP 2004," vol. I, Jeju Island, Korea, 465 – 468.
- Hannukainen, A., Lukkari, T., Malinen, J., and Palo, P. (2007). "Vowel formants from the wave equation," *Journal of the Acoustical Society of America Express Letters* **122**, EL1–EL7.
- Lu, C., Nakai, T., and Suzuki, H. (1993). "Finite element simulation of sound transmission in vocal tract," *J. Acoust. Soc. Jpn. (E)* **92**, 2577 – 2585.
- Lukkari, T., Malinen, J., and Palo, P. (2007). "Recording speech during magnetic resonance imaging," in "MAVEBA 2007," Florence, Italy, 163 – 166.
- Nishimoto, H., Akagi, M., Kitamura, T., and Suzuki, N. (2004). "Estimation of transfer function of vocal tract extracted from MRI data by FEM," in "The 18th International Congress on Acoustics," vol. II, Kyoto, Japan, 1473 – 1476.
- Sondhi, M. M. (1986). "Resonances of a bent vocal tract," *J. Acoust. Soc. Am.* **79**, 1113–1116.
- Švancara, P. and Horáček, J. (2006). "Numerical modelling of effect of tonsillectomy on production of Czech vowels," *Acta Acustica united with Acustica* **92**, 681 – 688.
- Švancara, P., Horáček, J., and Pešek, L. (2004). "Numerical modelling of production of Czech vowel /a/ based on FE model of the vocal tract," in "Proceedings of International Conference on Voice Physiology and Biomechanics," 163 – 165.