

The Acquisition, Analyses and Interpretation of fMRI Data: A Study on Functional Specialisation in Primary Auditory Cortices

(Pemerolehan, Analisis dan Interpretasi Data fMRI : Kajian ke atas Pengkhususan Kefungsian Dalam Korteks Auditori Primer)

Yusoff AN, Abdul Hamid K, Mohamad M, Abd Hamid AI

Diagnostic Imaging & Radiotherapy Program, Faculty of Allied Health Sciences, Universiti Kebangsaan Malaysia, Jalan Raja Muda Abdul Aziz 50300 Kuala Lumpur

ABSTRAK

Dalam kajian ini, pengimejan resonans magnet kefungsian (fMRI) digunakan untuk mengkaji pengkhususan kefungsian dalam korteks auditori manusia semasa mendengar. Paradigma fMRI senyap digunakan untuk mengurangkan artifak bunyi pengimbas di atas imej kefungsian. Subjek dikehendaki menumpukan perhatian kepada stimulus hingar putih yang diperdengarkan secara binaural pada keamatan 70 dB lebih tinggi daripada aras pendengaran manusia normal. Pengkhususan kefungsian dikaji menggunakan perisian Pemetaan Statistik Berparameter (SPM5) yang berasaskan Matlab melalui analisis kesan malar (FFX), kesan rawak (RFX) dan konjungsi. Analisis individu ke atas semua subjek menunjukkan pengaktifan bilateral yang tidak simetri di antara hemisfera kanan dan kiri pada kawasan Brodmann (BA) 22, 41 dan 42, melibatkan korteks auditori primer dan sekunder. Peratus perubahan isyarat didapati lebih besar di ketiga-tiga BA22, 41 dan 42 kanan berbanding dengan yang di sebelah kiri ($p>0.05$). Purata bilangan voksels aktif bagi kesemua kawasan Brodmann tersebut juga didapati lebih tinggi di hemisfera kanan berbanding dengan kiri ($p>0.05$). Keputusan FFX menunjukkan titik pengaktifan maksimum berlaku pada BA41 kanan dengan sebanyak 599 ± 1 voksels aktif dicerap di lobus temporal kanan berbanding 485 ± 1 di lobus temporal kiri. Keputusan FFX didapati tekal dengan keputusan purata bagi kesemua subjek. Analisis konjungsi kemudiannya menunjukkan BA41 kanan dan BA22 kiri sebagai kawasan pengaktifan sepunya dalam kesemua subjek. Keputusan yang diperolehi mengesahkan pengkhususan korteks auditori kanan dalam pemrosesan stimulus bukan pertuturan.

Kata kunci: Analisis kesan malar (FFX), Analisis kesan rawak (RFX), Analisis konjungsi, Pemetaan Statistik Berparameter (SPM), Pengimejan Resonans Magnet Kefungsian (fMRI), Kawasan Brodmann (BA).

Address for correspondence and reprint requests: Associate Professor Dr. Ahmad Nazlim Yusoff, Program Pengimejan Diagnostik & Radioterapi, Fakulti Sains Kesihatan Bersekutu Universiti Kebangsaan Malaysia, Jalan Raja Muda Abdul Aziz 50300 Kuala Lumpur. Email: nazlim@medic.ukm.my

ABSTRACT

In this study, functional magnetic resonance imaging (fMRI) is used to investigate functional specialisation in human auditory cortices during listening. A silent fMRI paradigm was used to reduce the scanner sound artefacts on functional images. The subject was instructed to pay attention to the white noise stimulus binaurally given at an intensity level of 70 dB higher than the hearing level for normal people. Functional specialisation was studied using the Matlab-based Statistical Parametric Mapping (SPM5) software by means of fixed effects (FFX), random effects (RFX) and conjunction analyses. Individual analyses on all subjects indicated asymmetrical bilateral activation of the left and right hemispheres in Brodmann areas (BA) 22, 41 and 42, involving the primary and secondary auditory cortices. The percentage of signal change is larger in the BA22, 41 and 42 on the right as compared to the ones on the left ($p > 0.05$). The average number of activated voxels in all the respective Brodmann areas are higher in the right hemisphere than in the left ($p > 0.05$). FFX results showed that the point of maximum intensity was in the right BA41 whereby 599 ± 1 activated voxels were observed in the right temporal lobe as compared to 485 ± 1 in the left temporal lobe. The RFX results were consistent with that of FFX. The analysis of conjunction which followed, showed that the right BA41 and left BA22 as the common activated areas in all subjects. The results confirmed the specialisation of the right auditory cortices in processing non verbal stimuli.

Key words: Fixed-effects analysis (FFX), Random-effects analysis (RFX), Conjunction analysis, Statistical Parametric Mapping (SPM), Functional Magnetic Resonance Imaging (fMRI), Brodmann Area (BA)

PENDAHULUAN

Girus Heschl (HG) atau BA41 adalah kawasan pemrosesan maklumat auditori primer di samping BA22 dan 42. Pengaktifan bilateral telah dapat dikesan pada HG dalam subjek berpendengaran normal (Penhune et al. 1996, Rademacher et al. 2001). Selain itu, subjek normal juga menunjukkan pengaktifan bilateral pada kawasan medial dan lateral HG, bahagian anterolateral planum temporal (PT) dan bahagian posterior girus temporal superior (STG) (Warren et al. 2005). Kajian yang menggunakan imbasan tomografi pancaran positron (PET) (Karbe et al. 1995) juga mendapati bahawa terdapat pengaktifan bilateral pada HG, PT, STG lateral dan sulkus temporal superior (STS) akibat peningkatan aktiviti metabo-

lism dalam otak semasa subjek mendengar bunyi stimulus. Dalam kajian lain (Brugge et al. 2003) yang menggunakan stimulus elektrik ke atas pesakit yang menghidap epilepsi, didapati HG dan STG terlibat dalam kefungsiannya dengan kehubungan kefungsiannya berlaku di antara HG dan STG posterior. Kajian yang dijalankan (Hart et al. 2002) untuk melihat respons kawasan auditori primer dan bukan primer terhadap stimulus yang diberikan iaitu bunyi dengan beberapa aras keamatan untuk menentukan kawasan auditori primer dan bukan primer, mendapati bahawa terdapat peningkatan magnitud respons hemodinamik pada HG dengan peningkatan aras keamatan stimulus. Selain itu, HG ternyata lebih dominan dalam pemrosesan bunyi dengan pelbagai aras

pendengaran, berbanding dengan dua lagi kawasan auditori bukan primer iaitu kawasan anterolateral kepada HG dan planum temporal. Kajian ke atas subjek berpendengaran normal mendapati bahawa tahap pengaktifan pada STG meningkat dengan peningkatan keamatan stimulus (Jäncke et al. 1998, Strainer et al. 1997). Subjek berpendengaran normal yang menerima stimulus pada 75, 85 dan 95 dB didapati menunjukkan pengaktifan yang lebih besar pada STG dengan peningkatan keamatan stimulus hingar putih.

Sungguhpun telah banyak kajian fMRI yang menggunakan stimulus hingar dijalankan ke atas korteks auditori manusia, masih banyak lagi yang belum difahami terutamanya dalam konteks organisasi kefungsi korteks auditori iaitu pengkhususan dan persepaduan kefungsi. Sifat persepaduan kefungsi iaitu hubungan kefungsi dan hubungan efektif antara kawasan utama dalam korteks auditori pula misalnya, memerlukan maklumat mengenai ketinggian dan keluasan pengaktifan yang hanya dapat diperolehi melalui kajian pengkhususan kefungsi.

Analisis data fMRI dalam kajian ini mempunyai dua objektif iaitu 1) mengenalpasti kawasan otak yang terlibat dalam pendengaran dan 2) menentukan kesan saiznya iaitu merujuk kepada keamatan dan luas kawasan pengaktifan. Kajian ditumpukan kepada penentuan sifat pengkhususan kefungsi dalam korteks auditori subjek berpendengaran normal. Stimulasi auditori yang sama iaitu hingar putih diberikan kepada semua subjek secara binaural semasa imbasan fMRI dijalankan. Hingar putih digunakan dalam kajian ini kerana hingar jenis ini mempunyai spektrum kuasa dengan jalur lebar jangka-panjang yang dapat menguja sebilangan besar gentian saraf auditori (Gourévitch et al. 2008). Selain itu, perbezaan kawasan pengkhususan kefungsi pada korteks

auditori bagi kumpulan subjek ini juga akan dikenalpasti. Sifat pengkhususan kefungsi tersebut ditentukan menggunakan kaedah analisis pemetaan statistik berparameter (SPM). Kajian ini dianggap sebagai pra-keperluan kepada kajian lanjutan ke atas sifat hubungan efektif di antara kawasan korteks auditori primer yang akan diterbitkan dalam perbitan berasingan.

BAHAN DAN KAEDAH

Kajian dilakukan ke atas 5 orang subjek lelaki berbangsa Melayu berumur 20 hingga 40 tahun. Ujian pendengaran yang dijalankan di Jabatan Audiologi dan Sains Pertuturan (JASP), Fakulti Sains Kesihatan Bersekutu (FSKB), Universiti Kebangsaan Malaysia (UKM) mengesahkan bahawa kesemua subjek berpendengaran normal dan mempunyai keadaan telinga tengah yang baik. Ujian pendengaran tersebut dikendalikan oleh ahli audiologi dengan menggunakan nada asli dalam julat frekuensi 250 Hz hingga 8000 Hz. Subjek normal perlu mempunyai aras pendengaran (HL) tidak lebih daripada 30 dB (Langers et al. 2005). Kajian yang dijalankan ini telah mendapat kelulusan Jawatankuasa Penyelidikan dan Etika Penyelidikan Perubatan (JKPEPP), UKM (No. rujukan: FF-205-2006).

Imbasan fMRI

Imbasan fMRI dijalankan dengan menggunakan mesin pengimbas MRI 1.5 tesla berjenama Siemens Magnetom Avanto di Jabatan Radiologi, Pusat Perubatan Universiti Kebangsaan Malaysia (PPUKM). Subjek dibaringkan secara supin di atas katil MRI dan dipasangkan dengan gegelung RF kepala. Subjek dipakaikan dengan fon kepala untuk menerima arahan dan bunyi hingar putih yang diperdengarkan secara binaural. Subjek diminta menumpukan perhatian dan

memberi tindakbalas dengan menekan bebuli getah menggunakan tangan kanan apabila mendengar bunyi hingar. Hingar putih ditetapkan pada 70 dB lebih tinggi daripada aras pendengaran manusia normal. Imbasan yang dilakukan adalah pada kawasan yang merangkumi keseluruhan korteks auditori (Ahmad Nazlim Yusoff et al. 2008, Aini Ismafairus Abd Hamid et al. 2008, Mazlyfarina Mohamad et al. 2008).

Paradigma ujikaji

Paradigma fMRI senyap (Rajah 1a) digunakan untuk mengurangkan artifak pada imej akibat bunyi imbasan MRI (Yetkin et al. 2004). Paradigma jenis ini membenarkan respons hemodinamik yang terhasil daripada stimulasi yang diberikan, diukur dengan tepat tanpa diganggu oleh respons hemodinamik bunyi imbasan pengimejan gema satah (EPI) yang dihasilkan oleh mesin pengimbas MRI. Umumnya, berlaku suatu sela masa finit di antara pemberian stimulus dan pengaktifan otak. Untuk respons visual, deria dan motor, puncak respons hemodinamik berlaku dalam masa 5-10 saat. Puncak respons hemodinamik auditori pula mengambil masa yang agak lama untuk berlaku iaitu di sekitar 10.8 s (Bandettini et al. 1993). Paradigma yang digunakan dalam kajian ini telah mengambil kira kelakuan respons hemodinamik auditori ini (Aini Ismafairus Abd Hamid et al. 2008, Mazlyfarina Mohamad et al. 2008).

Pemprosesan data fMRI

Kesemua imej kefungsi (berwajaran T2*) dan struktur (berwajaran T1) disimpan dalam cakera padat untuk dianalisis (Ahmad Nazlim Yusoff et al. 2008). Analisis imej dijalankan menggunakan komputer peribadi dengan kelajuan pemprosesan yang tinggi dan ruang penyimpanan data yang besar. Sifat

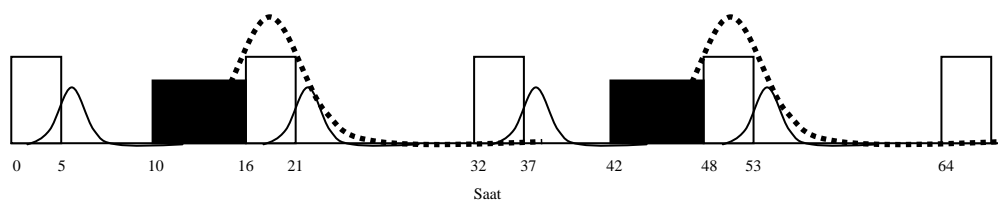
pengkhususan kefungsi korteks auditori ditentukan menggunakan pakej perisian MATLAB 7.4 versi 2007a (Mathworks Inc., Natick, MA, USA) dan Pemetaan Statistik Berparameter (Functional Imaging Laboratory, Wellcome Department of Imaging Neuroscience, Institute of Neurology, Universiti College of London).

Daripada imej statistik yang dijana oleh SPM dan WFU PickAtlas (Bandettini et al. 1993), beberapa koordinat MNI yang menunjukkan keamatan maksimum ($t > 3.5$) di dalam setiap BA dikenalpasti. Koordinat MNI tersebut kemudiannya didaftarkan di dalam perisian MarsBar (Brett et al. 2002) dan suatu sfera berjari 8 mm yang berpusat di setiap koordinat MNI berkeamatan maksimum tersebut kemudiannya dibina. PPI bagi setiap sfera kemudiannya ditentukan dan purata bagi PPI setiap BA di hemisfera kanan dan kiri diperolehi. PPI yang diperolehi tersebut ditakrifkan sebagai nisbah antara perubahan isyarat keadaan aktif terhadap purata isyarat bagi keseluruhan pengukuran untuk setiap BA22, 41 dan 42. Nilai yang diperolehi adalah perubahan isyarat resonans magnet relatif di dalam suatu kawasan (*cytoarchitecture*) yang berpunca daripada respons hemodinamik apabila subjek mendengar hingar putih (Eickhoff et al. 2005).

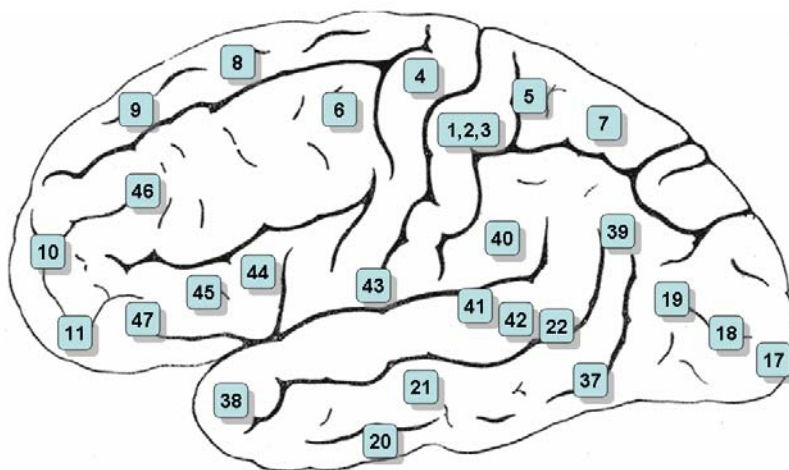
KEPUTUSAN

Imej statistik otak

Rajah 2 adalah peta statistik berparameter (SPMs) yang menunjukkan projeksi keamatan maksimum (MIP) bagi imej statistik otak kesemua subjek yang dipaparkan pada koordinat MNI. Koordinat MNI adalah ruang stereotaktik piawai yang disediakan oleh McConnell Brain Imaging Center, Montréal Neurological Institute, McGill University, untuk kegunaan pemetaan pengaktifan otak (Ashburner & Friston 2004). MIP yang



(a)



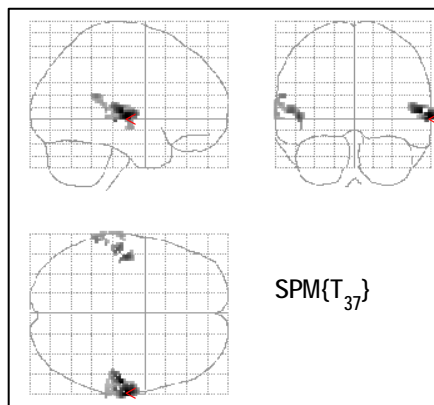
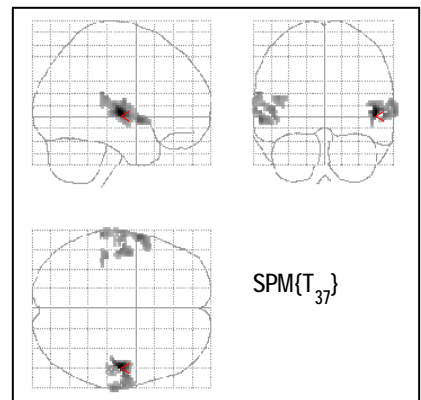
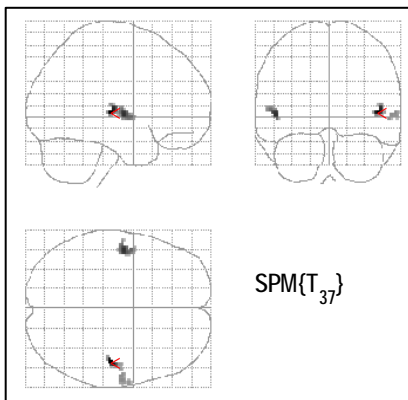
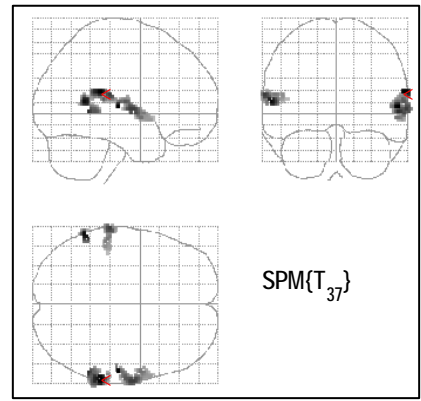
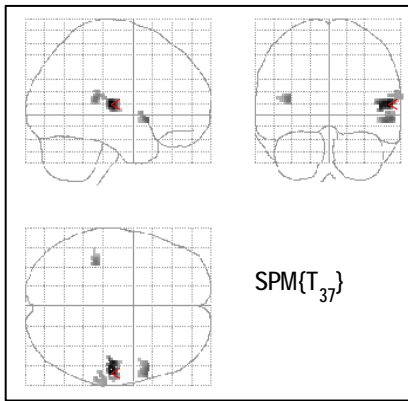
(b)

Rajah 1: (a) Paradigma fMRI senyap yang digunakan dalam kajian ini dan (b) peta kawasan Brodmann otak.

ditunjukkan adalah mengikut tatacara neurologi dalam pembacaan imej iaitu sebelah kanan imej adalah bahagian kanan otak.

SPMs adalah imej statistik yang mengandungi maklumat mengenai lokaliti, keluasan dan keamatan isyarat pengaktifan otak. SPMs dalam Rajah 2 menunjukkan imej statistik t yang telah dijana menggunakan perisian SPM dan WFU PickAtlas (Maldjian et al. 2003), supaya kawasan pengaktifan yang dikehendaki hanya ditakrifkan pada kawasan anatomi Brodmann (BA) 22, 41 dan 42 (Kawasan Brodmann ditakrifkan oleh Korbinian Brodmann (Brodmann 1909) dan mempunyai nombor 1-52 (Rajah 1b). Kawasan ini diperolehi berdasarkan organisasi

korteks yang diperhatikan apabila tisu otak diwarnakan untuk mengenalpasti sel saraf tertentu – *cytoarchitecture*). Ini dilakukan menggunakan pembedaan voksels kecil (SVC) dengan menapis keluar kawasan yang tidak termasuk dalam korteks auditori primer memandangkan objektif kajian ini hanya tertumpu kepada kawasan tersebut sahaja. Kelompok voksels (*volume element*) berwarna hitam-kelabu menunjukkan darjah ketinggian isyarat resonans magnet atau pengaktifan otak dengan semakin tinggi magnitud pengaktifan, semakin tinggi nilai t bagi voksels tersebut dan semakin hitam suatu voksels. Simbol (<) berwarna merah menandakan voksels yang mempunyai keamatan maksimum. Dapat diperhati-



Rajah 2: Peta statistik berparameter (SPMs) untuk semua subjek. Tompok hitam menunjukkan pengaktifan pada korteks auditori. Simbol (<) berwarna merah menandakan vokal dengan keamatan maksimum yang berlaku pada hemisfera kanan subjek

Jadual 1: Nilai purata peratus perubahan isyarat (PPI) dan median PPI bagi BA22, 41 dan 42 hemisfera kanan dan kiri untuk kesemua subjek. Keputusan perbandingan antara BA hemisfera kanan dan kiri menunjukkan wujud perbezaan yang tidak bererti.

	N	Purata nilai PPI (SE)	Median (IQR)	Nilai statistik Z	Nilai p
BA22 Kanan	22	1.257 (0.120)	1.029 (0.801)	-0.316	0.752
BA22 Kiri	21	1.168 (0.092)	1.102 (0.637)		
BA41 Kanan	9	1.051 (0.088)	1.015 (0.478)	-0.486	0.627
BA41 Kiri	9	0.974 (0.080)	0.947 (0.209)		
BA42 Kanan	7	1.267 (0.216)	1.258 (0.877)	-0.463	0.643
BA42 Kiri	8	1.058 (0.103)	0.981 (0.507)		

SE=Ralat piawai; IQR=Julat interkuartil

CI: 95%

kan bahawa pengaktifan otak kesemua subjek adalah secara bilateral tak simetri dengan kesemua titik maksimum terletak pada hemisfera kanan otak.

Peratus perubahan isyarat

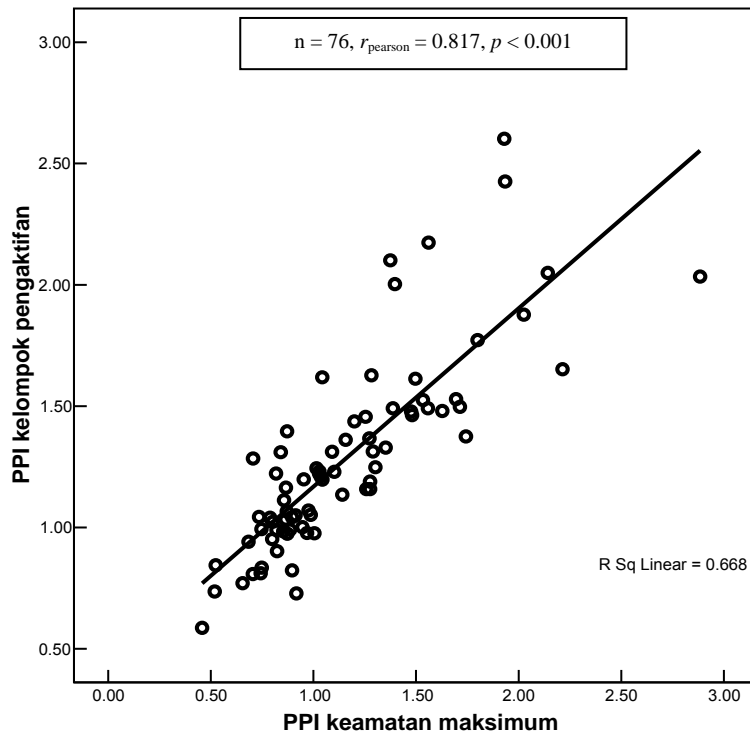
Jadual 1 menunjukkan purata peratus perubahan isyarat (PPI) yang berlaku pada BA22, 41 dan 42 di kedua-dua hemisfera kanan dan kiri otak. PPI bagi setiap BA (22, 41 dan 42) di kedua-dua hemisfera ditentukan untuk kesemua subjek. Keputusan yang diperolehi adalah BA22, 41 dan 42 di hemisfera kanan menunjukkan nilai purata PPI yang lebih tinggi berbanding dengan BA22, 41 dan 42 di hemisfera kiri. Bilangan data PPI (N) untuk setiap BA yang dijana oleh SPM. Ini berlaku disebabkan oleh ciri respons auditori yang secara semulajadinya kecil jika dibandingkan dengan respons lain dalam otak misalnya motor, ingatan dan penglihatan. Analisis kenormalan mendapati kesemua data bagi setiap BA yang dikaji tidak tertabur secara normal. Oleh itu, Ujian Mann-Whitney U digunakan dalam menentukan perbezaan di antara purata nilai PPI BA kanan dan kiri. Keputusan bagi median dan julat interkuartil diberikan juga dalam Jadual 1.

Rajah 3 menunjukkan graf korelasi linear di antara PPI bagi kelompok pengaktifan dan PPI bagi voksel dengan keamatan maksimum pada kelompok peng-

aktifan tersebut. Data yang dianalisis diperolehi daripada kesemua subjek dan hanya terhad kepada kelompok pengaktifan pada kawasan BA22, 41 dan 42 sahaja. Analisis dilakukan untuk voksel dengan nilai $t > 3.5$. Keputusan ujian statistik Pearson menunjukkan wujud korelasi linear yang sangat baik ($r_{\text{pearson}} = 0.817$) dan bererti ($p < 0.001$) di antara dua pemboleh ubah tersebut. Ini adalah wajar kerana kesemua voksel individu di dalam kesemua kelompok pengaktifan menunjukkan PPI yang bernilai positif terhadap stimulus yang dikenakan. Korelasi adalah baik untuk nilai PPI rendah (< 1.50). Walau bagaimanapun, taburan data mula mencapah untuk nilai kedua-dua pemboleh ubah yang lebih besar daripada 1.50.

Pengkhususan kefungsiian

Jadual 2 menyenaraikan koordinat titik maksimum pada hemisfera kanan dan kiri dengan jumlah voksel yang mengalami pengaktifan (voksel aktif) di kedua-dua hemisfera tersebut untuk setiap subjek. Data diperolehi melalui analisis SPM ke atas Rajah 2 dengan hanya mengambil kira BA22, BA41 dan BA42 sahaja. Daripada keputusan tersebut didapati jumlah voksel aktif di kedua-dua hemisfera kanan dan kiri adalah berlainan dan nilainya tidak sama untuk setiap subjek. Empat daripada lima orang subjek menunjukkan bilangan voksel aktif



Rajah 3: Korelasi linear yang sangat baik dan bererti ($p < 0.001$) di antara peratus perubahan isyarat (PPI) bagi kelompok pengaktifan dan peratus perubahan isyarat pada vokal dengan keamatan maksimum pada sesuatu kelompok pengaktifan.

Jadual 2: Koordinat titik dengan keamatan maksimum dan bilangan vokal aktif di lobus temporal kanan dan kiri bagi kesemua subjek.

		Koordinat titik maksimum	Jumlah vokal aktif dalam lobus temporal ($N \pm 1$)
Subjek 1	Hemisfera kanan	(56, -20, -10)	191
	Hemisfera kiri	(-36, -26, 10)	79
Subjek 2	Hemisfera kanan	(64, -36, 18)	293
	Hemisfera kiri	(-60, -52, 10)	151
Subjek 3	Hemisfera kanan	(46, -20, 4)	90
	Hemisfera kiri	(-50, -8, 2)	67
Subjek 4	Hemisfera kanan	(50, -14, 2)	278
	Hemisfera kiri	(-60, 4, -4)	305
Subjek 5	Hemisfera kanan	(66, -16, 2)	173
	Hemisfera kiri	(-48, -15, 2)	139
Purata	Hemisfera kanan	-	205±40
	Hemisfera kiri	-	148±42

Jadual 3: Data statistik, jumlah voksels aktif, koordinat MNI (x, y, z) dan kawasan Brodmann subjek 1-5 yang diperolehi daripada analisis SPM

	Aras set		Aras kelompok		Aras voksels		x,y,z (mm)			Kawasan Brodmann
	p_{FWE}	Kelompok	p_{FWE}	Jumlah voksels aktif	p_{FWE}	Nilai-t				
SUBJEK 1	<0.001	T1	<0.001	87	<0.001	11.94	56	-20	10	BA 41 kanan
						10.73	48	-18	8	BA 22 kanan
		T2		55		7.92	54	14	-6	BA 22 kanan
						5.89	56	8	2	BA 22 kanan
		T3	42	<0.001	7.05	-36	-34	40	BA 41 kiri	
		T4	26	<0.001	5.87	62	-34	20	BA 42 kanan	
				<0.001	5.40	66	-26	14	BA 42 kanan	
SUBJEK 2	<0.001	T1	<0.001	80	<0.001	8.60	64	-36	18	BA 42 kanan
						5.38	60	-30	14	BA 42 kanan
						5.18	66	-46	14	BA 22 kanan
		T2		145		8.55	58	-20	6	BA 41 kanan
						7.10	66	-6	4	BA 22 kanan
						6.46	64	-14	10	BA 42 kanan
		T3		34		8.17	-60	-52	10	BA 22 kiri
		T4		59		7.49	58	-48	2	BA 22 kanan
		6.54	68	-42	2	BA 22 kanan				
		T5	75	<0.001	7.15	-66	-28	16	BA 42 kanan	
				<0.001	5.79	-56	-30	16	BA 42 kanan	
SUBJEK 3	<0.001	T1	<0.001	31	<0.001	8.01	46	-20	4	BA 42 kanan
						4.90	52	-12	4	BA 42 kanan
		T2		50		6.99	-50	-8	2	BA 22 kiri
		T3		30		5.26	62	-10	4	BA 22 kanan
				<0.001	5.11	56	-10	-2	BA 22 kanan	
SUBJEK 4	<0.001	T1	<0.001	265	<0.001	13.81	50	-14	2	BA 22 kanan
						8.34	58	-8	0	BA 22 kanan
						7.84	68	-22	4	BA 22 kanan
		T2		248		8.96	-60	4	-4	BA 22 kiri
						7.63	-64	-32	20	BA 42 kiri
						7.57	-50	-14	6	BA 22 kiri
		T3	44	<0.001	7.04	-44	-28	16	BA 41 kiri	
SUBJEK 5	<0.001	T1	<0.001	110	<0.001	11.95	66	-16	2	BA 22 kanan
						8.13	64	-26	-2	BA 22 kanan
						5.49	70	-34	0	BA 22 kanan
		T2		56		11.53	58	-20	6	BA 41 kanan
						8.53	52	-26	10	BA 41 kanan
		T3		40		9.10	-48	-16	2	BA 22 kiri
						5.59	-46	-12	-8	BA 22 kiri
		T4		26		8.24	-54	-24	6	BA 41 kiri
		6.90	-62	-42	18	BA 22 kiri				
		T5	37	<0.001	5.94	-58	-34	8	BA 22 kiri	
		T6	26	<0.001	5.84	-66	-20	4	BA 22 kiri	
				<0.001	4.92	-68	-20	6	BA 42 kiri	

yang lebih tinggi pada lobus temporal kanan. Subjek 4 menunjukkan bilangan voksels aktif yang lebih tinggi pada lobus temporal kiri, iaitu sebanyak 305±1 voksels, berbanding dengan 278±1 voksels

pada lobus temporal kanan. Purata bilangan voksels aktif kesemua subjek untuk lobus temporal kanan dan kiri adalah masing-masing 205±40 dan 148±42. Keputusan ujian statistik Mann Whitney

U sekali lagi menunjukkan perbezaan purata bilangan vokal aktif yang tidak bererti ($p > 0.05$, $z = -1.149$) di antara lobus temporal kanan dan kiri dengan Median \pm IQR adalah 191 \pm 154 (95% CI; 102.91:307.99) untuk sebelah kanan dan 139 \pm 155 (95% CI; 30.31 : 266.09) untuk sebelah kiri dengan CI=sela keyakinan. Walau bagaimanapun, jika magnitud pengaktifan otak dipengaruhi oleh kedua-dua ketinggian isyarat dan keluasan kawasan pengaktifan, bilangan vokal aktif yang lebih tinggi pada hemisfera kanan yang diperolehi adalah tekal dengan keputusan untuk PPI sebelum ini. Jadual 3 menyenaraikan data statistik, bilangan vokal aktif, koordinat MNI dan kawasan Brodmann yang mengalami pengaktifan dengan lebih terperinci untuk kesemua subjek. Kawasan pengaktifan tersebut diperolehi dengan melakukan analisis teori medan rawak Gaussian pada aras keertian (α) 0.05 dengan nilai p diperbetulkan untuk keseluruhan imej pada aras keertian (α) 0.05 dengan nilai p diperbetulkan untuk keseluruhan imej statistik otak (Brett et al. 2004) menggunakan pembetulan *family wise error* (FWE). Pembetulan FWE pada aras keertian 0.05, atau $\alpha_{FWE}=0.05$, bermaksud kebarangkalian untuk mendapatkan pengaktifan yang palsu adalah 1 dalam 20 SPMs yang dihasilkan. Hanya kelompok yang mempunyai lebih daripada 20 vokal aktif pada kawasan yang diminati sahaja yang dianggap menunjukkan pengaktifan sebenar. Nilai p yang diperbetulkan (p_{FWE}) dalam jadual tersebut ditakrifkan merujuk kepada inferens aras set (jumlah kelompok pengaktifan yang bererti), inferens aras kelompok (jumlah vokal aktif secara bererti dalam suatu kelompok) dan inferens aras vokal (vokal individu yang mengalami pengaktifan secara bererti) (Friston et al. 1996, Friston 2004). Ketiga-tiga aras inferens ini penting dalam menentusahkan bahawa suatu set kelompok vokal atau suatu kelompok vokal atau vokal indi-

vidu tersebut adalah bererti pada suatu aras keertian. Berdasarkan kepada data statistik dalam Jadual 3, dapat disimpulkan bahawa pengaktifan otak pada Rajah 2 adalah bererti untuk ketiga-tiga aras inferens pada $\alpha_{FWE}=0.05$.

Analisis FFX dan RFX

Hasil analisis individu jelas menunjukkan kewujudan variabiliti bukan sahaja antara imbasan ke imbasan bahkan antara subjek ke subjek. Akan tetapi, amat mustahak bagi suatu kajian pengimejan sains neuro untuk membuat inferens ke atas kumpulan subjek yang dikaji (peringkat pertama) atau mungkin ke atas populasi daripada mana subjek dipilih (peringkat kedua). Untuk itu, satu bentuk pengaktifan otak purata diperlukan (Friston 2004). Inferens peringkat pertama dan kedua ini boleh dilakukan menggunakan analisis kesan malar (FFX) dan analisis kesan rawak (RFX). Rajah 4a dan 4b menunjukkan pengaktifan otak purata yang terhasil masing-masing daripada FFX dan RFX ke atas semua subjek.

Jadual 4a menyenaraikan kelompok vokal aktif, jumlah vokal aktif, nilai statistik, koordinat MNI (x , y , z) dan kawasan Brodmann (BA) yang ditakrifkan bagi setiap kelompok pengaktifan yang diperolehi daripada FFX. Seperti dalam analisis individu, SPMs FFX yang ditunjukkan hanya mengambil kira pengaktifan pada kawasan BA22, 41 dan 42 pada $\alpha_{FWE}=0.05$ dan dengan hanya memper-timbangkan kelompok yang mempunyai 20 vokal atau lebih sahaja. Terdapat 3 kelompok vokal aktif secara bererti. Kelompok T1 mempunyai 599 \pm 1 vokal aktif dan berada pada lobus temporal kanan, manakala kelompok T2 dan T3 masing-masing mempunyai 462 \pm 1 dan 23 \pm 1 vokal aktif yang terletak pada lobus temporal kiri. Kesemua vokal dalam kelompok juga mengalami pengaktifan secara bererti. Lobus temporal

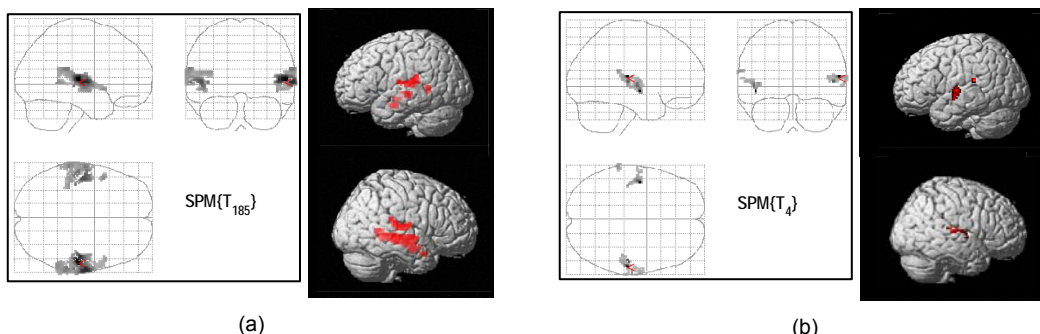
Jadual 4: Data statistik, koordinat MNI (x,y,z) dan kawasan pengaktifan yang diperolehi daripada (a) FFX dan (b) RFX. Untuk FFX, kelompok dengan jumlah voksels aktif kurang daripada 20 disingkatkan

Aras set		Aras kelompok		Aras voksels		x,y,z (mm)			Kawasan Brodmann (BA)
$p_{\text{pembetulan}}$	Kelompok	$p_{\text{pembetulan}}$	Jumlah voksels aktif	$p_{\text{pembetulan}}$	Nilai-t				
<0.001	T1	<0.001	599	<0.001	16.61	56	-20	10	BA 41 kanan
					13.48	48	-18	8	BA 22 kanan
					13.44	64	-12	4	BA 22 kanan
	T2	<0.001	462	<0.001	10.77	-48	-14	4	BA 22 kiri
					8.79	-40	-24	4	BA 22 kiri
					8.70	-56	-22	6	BA 41 kiri
T3	<0.001	23	<0.001	6.91	-48	12	-6	BA 22 kiri	

(a)

Aras set		Aras kelompok		Aras voksels		x,y,z (mm)			Kawasan Brodmann (BA)
P	Kelompok	$p_{\text{pembetulan}}$	Jumlah voksels aktif	$p_{\text{pembetulan}}$	Nilai-t				
<0.001	T1	<0.01	4	<0.01	24.00	58	-24	12	BA 41 kanan
					21.73	-46	-8	-6	BA 41 kiri
	T2	<0.01	18	<0.01	12.20	-48	-12	2	BA 41 kiri
					15.93	42	-22	-6	BA 22 kanan
	T3	<0.01	2	<0.01	13.46	52	-22	6	BA 22 kanan
	T4	<0.01	4	<0.01	10.84	46	-10	-8	BA 22 kanan
	T5	<0.01	1	<0.01	8.62	-42	-24	4	BA 42 kiri
	T6	<0.01	1	<0.01	8.12	-66	-36	18	BA 42 kiri
	T7	<0.01	2	<0.01	7.67	66	-18	12	BA 42 kanan
T8	<0.01	1	<0.01	7.23	-44	-22	12	BA 42 kiri	
T9	<0.01	1	<0.01						

(b)



Rajah 4: Pengaktifan otak purata kesemua subjek pada kawasan BA22, 41 dan 42 yang terhasil daripada (a) FFX dan (b) RFX dipaparkan secara projeksi keamatan maksimum (kiri) dan 3 dimensi (kanan)

kanan mempunyai bilangan voksels yang lebih tinggi berbanding dengan sebelah kiri. Kelompok T1 mempunyai titik dengan keamatan maksimum pada koordinat (56, -20, 10), iaitu pada BA41 kanan. Kelompok T2 dan T3 berlaku pada kawasan BA42 dan BA22, masing-masing dengan titik dengan keamatan mak-

simum pada koordinat (-48,-14, 4) dan (-48, 12 -6).

Rajah 4b dan Jadual 4b memberikan maklumat yang sama seperti di atas tetapi untuk RFX. Nilai α untuk SPMs ini adalah 0.01. Terdapat 9 kelompok pengaktifan. Jumlah voksels aktif adalah lebih banyak pada lobus temporal kiri, iaitu

sebanyak 22 berbanding dengan di sebelah kanan yang mempunyai 15 vokal. Walau bagaimanapun, titik dengan keamatan maksimum terletak pada lobus temporal kanan, iaitu di BA41 pada koordinat (58, -24, 12). Kesemua kelompok dan vokal mengalami pengaktifan secara bererti pada aras keertian 0.01.

Analisis konjungsi

Rajah 5a dan 5b menunjukkan peta pengaktifan otak yang diperolehi daripada analisis konjungsi ke atas kesemua subjek, masing-masing pada $\alpha_{FWE}=0.05$ dan $\alpha=0.001$. Jadual 5 pula menyenaraikan data statistik, jumlah vokal aktif yang bererti, koordinat MNI (x, y, z) dan kawasan Brodmann yang berkenaan. SPMs yang terhasil pada dua aras keyakinan ini berbeza dari segi bilangan kelompok dan vokal aktif yang bererti. Pada $\alpha_{FWE}=0.05$, hanya satu kelompok vokal sahaja yang mengalami pengaktifan secara bererti ($p_{FWE}<0.05$) pada aras kelompok dengan jumlah vokal aktif bererti ($p_{FWE}<0.001$) pada aras vokal sebanyak 5. Titik dengan keamatan maksimum berlaku pada koordinat (52, -22, 6) iaitu pada BA41 kanan. Pada $\alpha=0.001$, terdapat dua kelompok vokal aktif tetapi kedua-duanya tidak bererti ($p>0.001$) pada aras kelompok. Sebanyak 11 vokal aktif dalam kelompok pertama (T1) menunjukkan pengaktifan bererti ($p<0.001$) pada aras vokal, manakala 6 vokal dalam kelompok kedua menunjukkan pengaktifan tak bererti ($p>0.001$) pada aras vokal. Titik dengan keamatan maksimum untuk T1 berada pada BA41 kanan, manakala titik dengan keamatan maksimum untuk T2 berada pada BA22 kiri. Walau bagaimanapun, titik dengan keamatan maksimum untuk SPMs yang dijana pada kedua-dua aras keertian tersebut adalah sama, iaitu pada koordinat (52, -22, 6), iaitu pada BA41 kanan.

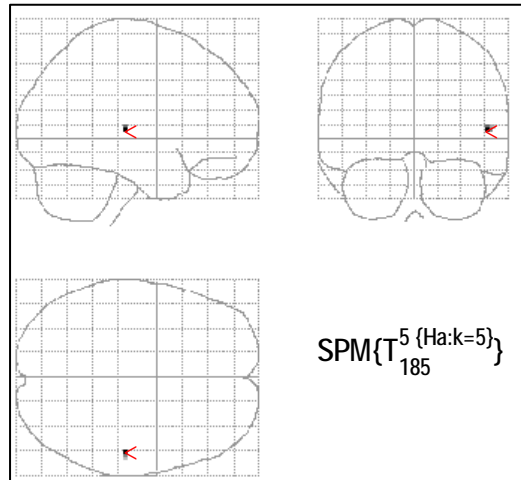
PERBINCANGAN

Peningkatan keamatan isyarat resonans magnet yang dicerap semasa subjek mendengar bunyi hingar adalah berpunca daripada peningkatan kepekatan oksihemoglobin dalam salur darah vena (penurunan kepekatan deoksihemoglobin) di dalam otak. Fenomena ini berpunca daripada peningkatan pengaliran darah serebrum semasa bahagian tertentu otak sedang dirangsang oleh stimulasi luar tersebut. Kesannya, bekalan oksigen melebihi penggunaannya lalu menyebabkan berlaku kehomogenan medan magnet setempat di sekitar kawasan otak yang mengalami pengaktifan. Peningkatan kehomogenan medan magnet setempat akibat peningkatan kuantiti oksihemoglobin secara keseluruhannya meningkatkan masa relaksasi T2* bagi tisu dalam rantau yang berkenaan dan sekaligus meningkatkan isyarat resonans magnet yang dicerap. Oksihemoglobin seolah-olah bertindak sebagai medium kontras dalaman yang berupaya membezakan antara bahagian otak yang diaktifkan dengan bahagian yang tidak diaktifkan apabila dirakamkan di atas imej resonans magnet T2* (Ogawa et al. 1990a, Ogawa et al. 1990b). Ini boleh berlaku disebabkan terdapat perbezaan dalam nilai kerentanan magnet bagi oksihemoglobin dan deoksihemoglobin (Pauling & Coryell 1936). Kebergantungan isyarat resonans magnet kepada aras kepekatan oksigen darah atau BOLD ini telah dilaporkan dalam beberapa kajian awal (Ogawa et al. 1990a, Ogawa et al. 1990b).

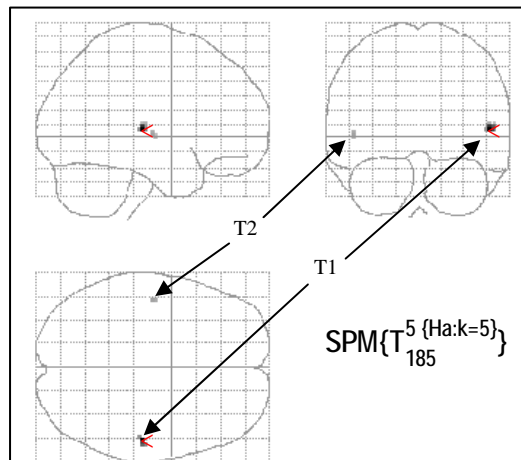
Merujuk kepada Jadual 1, Jadual 2 dan Rajah 2, kewujudan ketaksimetrian pengaktifan antara hemisfera kanan dan kiri, dalam konteks ketinggian isyarat dan keluasan kawasan pengaktifan sebagai respons terhadap stimulasi yang diberikan menunjukkan bahawa sifat pengkhususan kefungsi juga wujud di

dalam korteks auditori. Akan tetapi, perbezaan yang ditunjukkan dalam nilai purata PPI tersebut adalah tidak bererti ($p>0.05$). Walau bagaimanapun, keputusan kajian ini disokong oleh hasil kajian terdahulu (Loring et al. 1990), yang menyatakan bahawa lobus temporal kanan otak manusia memberikan respons yang lebih baik terhadap bunyi bukan pertuturan. Kajian pendengaran dikotik ke atas subjek normal (Kimura 1964) pula mendapati bahawa keutamaan hemisfera kiri adalah untuk memproses pertuturan terutamanya bunyi konsonan manakala hemisfera kanan berperanan untuk memproses bunyi persekitaran. Dalam satu kajian lain (Peretz 1990) ke atas pesakit angin ahmar, didapati bahawa pesakit yang mempunyai lesi pada girus temporal superior hadapan (pSTG) kiri, termasuk korteks auditori, menunjukkan kecacatan dalam persepsi dan pemahaman pertuturan. Akan tetapi, pesakit yang mempunyai lesi pada lobus temporal kanan unilateral tidak menunjukkan corak kecacatan persepsi dan pemahaman pertuturan yang sama malah menunjukkan kecacatan dalam persepsi terhadap bunyi bukan pertuturan misalnya musik dan bunyi persekitaran. Hasil kajian terdahulu yang dinyatakan di atas sekaligus menerangkan mengapa keamatan maksimum bagi setiap subjek (Rajah 2) terletak pada hemisfera kanan otak.

PPI resonans magnet boleh juga ditentukan untuk voksels tertentu misalnya yang menunjukkan keamatan tinggi atau maksimum dalam suatu kelompok. Maklumat yang diperolehi boleh digunakan dalam penentuan kedudukan suatu pusat pemrosesan maklumat pada otak serta sifat dinamik pusat pemrosesan tersebut yang telah dikenalpasti koordinatnya. PPI bagi voksels berkeamatan tinggi dalam suatu kelompok didapati mempengaruhi PPI kelompok tersebut sepertimana yang dapat dilihat dalam Rajah 3.



(a)



(b)

Rajah 5: Pengaktifan otak yang terhasil daripada analisis konjungsi pada aras keertian (a) 0.05 (FWE) dan (b) 0.001

Daripada Jadual 1, Jadual 2 dan Rajah 2 juga, didapati corak pengaktifan otak yang diperolehi daripada individu ke individu tidak sama dari segi keluasan kawasan pengaktifan dan ketinggian isyarat BOLD, walaupun kesemua subjek menunjukkan pengaktifan pada BA22, 41 dan 42. Perbezaan di antara keputusan yang diperolehi untuk subjek individu jelas menunjukkan kesan spesifik dalam subjek individu yang sememangnya tidak

sama antara subjek ke subjek disebabkan wujud perbezaan intrinsik di dalam setiap subjek. Ini berlaku disebabkan oleh perbezaan dalam kesensitifan otak subjek dalam memberi respons kepada stimulus yang dikenakan memandangkan isyarat vasodilatori, aliran darah serebrum (CBF), isipadu darah serebrum (CBV) dan kuantiti oksihemoglobin yang mengawal ketinggian isyarat dan keluasan kawasan pengaktifan di dalam otak adalah berbeza dalam semua individu. Variabiliti ini dianggap sebagai bersifat intrinsik memandangkan langkah untuk mengurangkan artifak pengaktifan daripada faktor pengeliru telahpun diambil supaya ujikaji fMRI yang dilakukan ke atas kesemua subjek adalah sama. Punca lain yang boleh mengakibatkan variabiliti ini adalah ketakseragaman subjek dalam menumpukan perhatian kepada apa yang didengarinya walaupun penerangan telahpun diberikan kepada setiap subjek sebelum imbasan MRI dilakukan. Imbasan fMRI yang mengambil masa satu jam keseluruhannya boleh menyebabkan penumpuan subjek terganggu. Pengaruh gerakan subjek ke atas artifak pengaktifan tidak mungkin wujud memandangkan kesan yang berkait dengan gerakan subjek, khususnya secara translasi (dalam arah x , y dan z) dan putaran (dalam arah jongkang-jongkit, olengan dan gulingan) telahpun dikeluarkan semasa proses penjanaan pengaktifan otak menggunakan SPM.

Daripada nilai t yang ditunjukkan dalam Jadual 3 dan 4, iaitu hasil daripada FFX dan RFX, dapat dikatakan bahawa berlaku pengaktifan otak dengan keamatan yang tinggi dalam kesemua subjek sama ada pada kawasan BA22, 41 atau 42. Stimulus bunyi hingar yang diberi secara binaural dapat merangsang pengaktifan korteks auditori pada kedua-dua belah lobus temporal otak. Stimulus bunyi hingar putih adalah stimulus bukan pertuturan dan terbukti dapat diproses dengan lebih baik oleh korteks auditori pada

lobus temporal kanan. BA41 dan 42 adalah masing-masing bahagian anterior dan posterior girus Heschl (HG) yang juga dinamakan korteks auditori primer; manakala BA22 pula adalah korteks auditori sekunder pada girus temporal superior (STG) yang dinamakan kawasan Wernicke. Ketiga-tiga kawasan ini terlibat dalam kefungsi auditori. Pengaktifan berlaku secara tak simetri pada kedua-dua hemisfera otak.

FFX adalah analisis kumpulan peringkat pertama yang dilakukan ke atas kesan yang wujud dalam kumpulan subjek yang dipilih sahaja. Purata respons yang dicerap dikawal oleh variabiliti dalam setiap imbasan dengan menganggap bahawa setiap imbasan tidak bersandar antara satu sama lain, iaitu 'kesan malar'. FFX dilakukan dengan menggabungkan kesemua imbasan yang diperolehi daripada kesemua subjek. Pengaktifan yang ditunjukkan adalah kesan purata dalam kumpulan subjek tersebut dengan varians yang terkandung diambil dari imbasan ke imbasan. Ini bermaksud, FFX melibatkan 300 imbasan daripada kesemua subjek (150 untuk keadaan aktif dan 150 untuk keadaan rehat). Oleh yang demikian, inferens yang dibuat hanya sah untuk kumpulan subjek tertentu sahaja dan tidak boleh digunakan ke atas keseluruhan populasi. RFX pula adalah analisis kumpulan peringkat kedua yang mengambil kira variabiliti dalam analisis kumpulan peringkat pertama dan variabiliti yang wujud di antara subjek dengan menganggap bahawa subjek telah dipilih secara rawak daripada suatu populasi, iaitu 'kesan rawak'. Oleh itu, jika bilangan subjek dalam suatu kajian mencukupi, inferens yang dibuat melalui RFX ke atas sekumpulan subjek boleh mewakili keseluruhan populasi. Dapat diperhatikan bahawa kawasan pengaktifan yang terhasil melalui FFX adalah lebih luas dan lebih tinggi keamatannya daripada kawasan pengaktifan RFX. Varians dalam FFX diberi oleh σ_w^2/Nn dengan

Jadual 5: Data statistik, bilangan voksel aktif, koordinat MNI (x, y, z) dan kawasan anatomi Brodmann yang diperolehi daripada analisis konjungsi pada $\alpha_{FWE}=0.05$ dan $\alpha=0.001$

Nilai α	Aras set		Aras kelompok		Aras voksel		x,y,z (mm)			Kawasan Brodmann (BA)
	$p_{pembetulan}$	Kelompok	$p_{pembetulan}$	Jumlah voksel aktif	$p_{pembetulan}$	Nilai-t				
$\alpha_{FWE}=0.05$	-	-	<0.05	5	<0.001	5.42	52	-22	6	BA 41 kanan
$\alpha=0.001$	0.079	T1	0.130	11	<0.001	5.42	52	-22	6	BA 41 kanan
		T2	0.222	6	0.181	3.43	-48	-14	2	BA 22 kiri

σ_w =sisihan piawai dalam kumpulan subjek, N =bilangan subjek dalam kumpulan dan n =bilangan imbasan bagi setiap subjek. Bagi RFX, varians diberi oleh $\sigma_b^2/N + \sigma_w^2/Nn$ dengan σ_b =sisihan piawai antara subjek. Ini bermakna, nilai t yang ditakrifkan sebagai nisbah magnitud purata pengaktifan terhadap varians bagi pengaktifan adalah lebih kecil bagi RFX berbanding FFX. Oleh itu, pada aras keertian yang sama, $\alpha_{FWE}=0.05$, SPMs RFX memberikan jumlah voksel aktif bererti yang lebih kecil dengan keamatan yang lebih rendah atau mungkin tiada pengaktifan langsung. Untuk mendapatkan pengaktifan pada SPMs RFX, dengan sebab nilai t nya yang rendah bagi setiap voksel, aras keertian perlu diturunkan misalnya $\alpha=0.01$ (tidak diperbetulkan).

Daripada analisis FFX, dapat disimpulkan bahawa respons purata kumpulan menunjukkan pengaktifan bererti. Walau bagaimanapun, ini tidak bermakna bahawa respons setiap subjek dalam kumpulan tersebut bererti atau menunjukkan pengaktifan yang tekal. Maka, FFX tidak sesuai untuk membuat inferens ke atas populasi, tetapi cukup kukuh untuk membuat inferens mengenai kumpulan subjek yang terlibat. RFX walau bagaimanapun mengesahkan keputusan FFX tersebut. Daripada FFX dan RFX, didapati kedua-dua titik dengan keamatan maksimum berada pada lobus temporal kanan iaitu pada koordinat (56, -20, 10) dan (58, -24, 12). Perbezaan (dalam mm) di antara kedua-dua titik tersebut yang tidak mele-

bihi 10 mm menunjukkan ketekalan antara keputusan FFX dan RFX. Dalam kajian ini, pengaktifan bilateral dapat dikesan pada kedua-dua lobus temporal otak. FFX menunjukkan kawasan pengaktifan yang lebih luas pada lobus temporal kanan. Ini bertentangan dengan RFX. Namun, kawasan yang menunjukkan pengaktifan tertinggi daripada FFX dan RFX adalah pada BA41 kanan. Keputusan ini tekal dengan kajian terdahulu yang menyatakan BA41 iaitu sebahagian daripada HG adalah kawasan pemprosesan maklumat auditori utama (Strainer et al. 1997). Selain itu, pernyataan mengenai kedominanan otak kanan untuk memproses stimulus auditori bukan pertuturan (Darwin 1971) ternyata benar untuk kumpulan subjek dalam kajian ini.

Bagi menyokong keputusan di atas, analisis konjungsi dilakukan. Analisis konjungsi menggunakan inferens statistik klasik ke atas data bagi mendapatkan kawasan pengaktifan sepunya dalam satu kumpulan subjek. Dalam RFX, hipotesis nol yang menyatakan tiada pengaktifan diuji ke atas setiap subjek. Keputusan yang diperolehi boleh digunakan untuk membuat inferens ke atas populasi jika kuasa statistik bagi kajian (dipengaruhi oleh kesan saiz, aras keertian (α) dan saiz sampel) adalah tinggi, misalnya 80% (Desmond & Glover 2002). Dalam analisis konjungsi, inferens yang lebih sensitif mengenai kesan sepunya digunakan. Walau bagaimanapun, inferens ke atas data yang dibuat hanya sah untuk subjek

yang terlibat sahaja dan tidak sah untuk keseluruhan populasi. Perbezaan pada kedua-dua SPMs dalam Rajah 5 adalah disebabkan oleh penggunaan aras keyakinan yang berbeza. Dengan menggunakan $\alpha_{FWE}=0.05$, nilai p untuk setiap vokal telah diperbetulkan bagi mengatasi masalah perbandingan berbilang yang wujud dalam pengimejan sains neuro khususnya di antara vokal dan vokal jiran yang saling mempengaruhi. Aras keertian yang dikenakan dalam analisis jenis ini adalah lebih tinggi berbanding dengan aras keertian 0.001 menyebabkan bilangan vokal yang menunjukkan pengaktifan bererti menjadi lebih kecil. Daripada hasil analisis konjungsi ini, sekurang-kurangnya terdapat 5 vokal aktif pada BA41 kanan pada setiap subjek. Jika aras keertian diturunkan, misalnya menggunakan $\alpha=0.001$, kawasan pengaktifan sepunya juga ditunjukkan oleh kesemua subjek pada BA22 kiri. Keputusan analisis konjungsi adalah wajar kerana tekal dengan keputusan PPI, FFX dan RFX. Tambahan pula, BA41 pada girus Heschl adalah kawasan otak yang terlibat dalam pemprosesan maklumat auditori terutamanya dalam memberi respons kepada stimulus bukan pertuturan (Penhune et al. 1996, Hart et al. 2002, Griffiths et al. 2007).

KESIMPULAN

fMRI telah terbukti dapat mengesan perubahan dalam respons hemodinamik otak manusia yang berpunca daripada tindakbalas otak terhadap stimulus yang diberikan. Data kefungsian otak yang diperolehi daripada imbasan fMRI seterusnya dapat dianalisis menggunakan SPM. Kelebihan SPM pula adalah kebolehnya memberikan maklumat mengenai lokaliti pengaktifan, bilangan vokal aktif dan keamatan pengaktifan otak. Hasil FFX adalah SPMs yang menunjukkan pengaktifan purata subjek yang terlibat manakala hasil RFX adalah SPMs

yang dapat mewakili populasi dari mana subjek dipilih. Kawasan pengaktifan sepunya bagi kesemua subjek yang terlibat pula telah dapat ditentukan melalui analisis konjungsi. Dapat disimpulkan bahawa semasa proses pendengaran, terdapat pengaktifan bilateral yang bererti ($p_{FWE}<0.05$) pada lobus temporal yang tertumpu khususnya pada kawasan BA41 dan BA42 iaitu korteks auditori primer serta BA22 iaitu korteks auditori sekunder. Stimulus bukan pertuturan yang diberikan menyebabkan pengaktifan lebih tertumpu pada hemisfera sebelah kanan berdasarkan keputusan PPI yang menunjukkan bahawa isyarat vokal tertinggi dikesan pada korteks auditori di BA41 kanan serta purata bilangan vokal yang aktif kesemua subjek, iaitu sebanyak 599 ± 1 vokal pada lobus temporal kanan dan 485 ± 1 vokal pada lobus temporal kiri. Semua subjek menunjukkan pengaktifan bererti ($p_{FWE}<0.05$ FWE) pada BA41 kanan semasa proses pendengaran, sekurang-kurangnya sebanyak 5 vokal. Kajian lanjutan ke atas bilangan subjek yang lebih ramai diperlukan untuk mentahkikkan lagi hasil kajian ini memandangkan keputusan kajian menggunakan teknik fMRI (Langers et al. 2003) dan kaedah elektroensefalografi (EEG) (Gourévitch et al. 2008) mendapati bahawa tidak wujud ketaksimetrian pengaktifan otak yang bererti apabila stimulus bukan pertuturan digunakan dalam paradigma ujikaji. Tambahan pula, kedominanan pengaktifan otak pada hemisfera kiri akibat bunyi bukan pertuturan telah juga ditemui dalam beberapa kajian lain (Celsis et al. 1999).

PENGHARGAAN

Penghargaan ditujukan kepada Nur Izzati Mat Yusoff dan Sa'don Samian di atas bantuan menjalankan ujian pendengaran dan imbasan fMRI ke atas subjek. Kajian ini dibiayai oleh geran Universiti Penyelidikan GUP-UKM-SK-07-20-205, Univer-

siti Kebangsaan Malaysia.

RUJUKAN

- Ahmad Nazlim Yusoff, Mazlyfarina Mohamad, Mohd Mahadir Ayob & Mohd Harith Hashim. 2008. Brain activations evoked by passive and active listening: A preliminary study on multiple subjects. *J Sains Kes Mal.* 6(1):35-60.
- Aini Ismafairus Abd Hamid, Ahmad Nazlim Yusoff, Mazlyfarina Mohamad. 2008. The evaluation of spatial and height extent of brain activation evoked by white noise and speech perception: A preliminary fMRI study on a single subject. In: *Prosiding Simposium Sains Kesihatan Kebangsaan Ke 7*; 18-19 Jun 2008; Kuala Lumpur, Malaysia. Edited by Hidayatul Fathi Othman. Fakulti Sains Kesihatan Bersekutu, Kuala Lumpur; 178-182.
- Ashburner, J., Friston, K.J. 2004. Computational Neuroanatomy. In: *Human Brain Function*. 2nd edition. Edited by Frackowiak, R.S.J., Friston, K.J., Frith, C.D. et al. Amsterdam: Elsevier Academic Press; 635-722.
- Bandettini, P.A., Jesmanowicz, A., Wong, E.C., Hyde, J.S. 1993. Processing strategies for time-course data sets in functional MRI of the human brain. *Magn Reson Med.* 30:161-173.
- Brett, M., Penny, W., Kiebel, S. 2004. Introduction to Random Field Theory. In: *Human Brain Function*. 2nd edition. Edited by Frackowiak, R.S.J., Friston, K.J., Frith, C.D. et al. Amsterdam: Elsevier Academic Press; 867-80.
- Brodmann, K. Vergleichende Localisationslehre der Grosshirnrinde in ihren Prinzipien dargestellt auf Grund des Zellenbaues. Leipzig: Barth, 1909.
- Brugge, J.F., Volkov, I.O., Garell, P.C., Reale, R.A., Howard, M.A. 2003. Functional connections between auditory cortex on Heschl's gyrus and on the lateral superior temporal gyrus in humans. *J Neurophysiol.* 90:3750-3763.
- Celsis, P., Boulanouar, K., Doyon, B., Ranjeva, J.P., Berry, J., Nespoulous, I., Chollet, F. 1999. Differential fMRI responses in the left posterior superior temporal gyrus and left supramarginal gyrus to habituation and change detection in syllables and tones. *NeuroImage.* 9:135-144.
- Darwin, C.Q. 1971. Dichotic backward masking of complex sounds. *Q J Exp Psychol.* 123:386-392.
- Desmond, J.E., Glover, G.H. 2002. Estimating sample size in functional MRI (fMRI) neuroimaging studies: Statistical power analysis. *J Neurosci Methods.* 118:115-128.
- Eickhoff, S., Stephan, K.E., Mohlberg, H., Grefkes, C., Fink, G.R., Amunts, K., Zilles, K. 2005. A new SPM toolbox for combining probabilistic cytoarchitectonic maps and functional imaging data. *NeuroImage.* 25:1325-1335.
- Friston, K.J., Holmes, A., Poline, J.B., Price, C.J., Frith, C.D. 1996. Detecting activations in PET and fMRI: Levels of inference and power. *NeuroImage.* 40:223-235.
- Friston, K.J. 2004. Experimental design and statistical parametric mapping. In: *Human Brain Function*. 2nd edition. Edited by Frackowiak, R.S.J., Friston, K.J., Frith, C.D. et al. Amsterdam: Elsevier Academic Press; 599 – 632.
- Gourévitch, B., Le Bouquin Jeannès, R., Faucon, G., Liégeois-Chauvel, C. 2008. Temporal envelope processing in the human auditory cortex: Response and interconnections of auditory cortical areas. *Hearing Res* 237:1-18.
- Griffiths, T.D., Kumar, S., Warren, J.D., Stewart, L., Stephan, K.E., Friston, K.J. 2007. Approaches to the cortical analysis of auditory subjects. *Hear Res.* 229(1-2):46-53.
- Hart, H.C., Palmer, A.R., Hall, D.A. 2002. Heschl's gyrus is more sensitive to tone level than non-primary auditory cortex. *Hear Res* 171:177-190.
- Jäncke, L., Peters, M., Schlaug, G., Posse, S., Steinmetz, H., Müller-Gärtner, H. 1998. Differential magnetic resonance signal change in human sensorimotor cortex to finger movements of different rate of the dominant and subdominant hand. *Cogn Brain Res* 6:279-284.
- Karbe, H., Wurker, M., Herholz, K. 1995. Planum temporale and Brodmann's area 22. *Arch Neurol* 52:869-874.
- Kimura, D. 1964. Left-right differences in the perception of melodies. *Q J Exp Psychol.* 16:355-358.
- Langers, D.R.M., Backes, W.H., Van Dijk, P. 2003. Spectrotemporal features of the auditory cortex: The activation in response to dynamic ripples. *NeuroImage.* 20:265-275.
- Langers, D.R.M., Dijk, P.V., Backes, W.H. 2005. Lateralization, connectivity and plasticity in the human central auditory system. *NeuroImage* 28:490-499.
- Loring, D.W., Meador, K.J. 1990. Cerebral language lateralization: Evidence from intracarotid amobarbital testing. *Neuropsychologia.* 28(8):831-838.
- Maldjian, J.A., Laurienti, P.J., Kraft, R.A., Burdette, J.H. 2003. An automated method for

- neuroanatomic and cytoarchitectonic atlas-based interrogation of fMRI data sets. *Neuroimage*. **19**(3):1233-1239.
- Matthew Brett, Jean-Luc Anton, Romain Valabregue, Jean-Baptiste Poline. 2002. Region of interest analysis using an SPM toolbox. Dalam: Proceedings of the 8th International Conference on Functional Mapping of the Human Brain; 2-6 Jun 2002; Sendai Japan. CD-ROM in *NeuroImage*, **16**(2).
- Mazlyfarina Mohamad, Ahmad Nazlim Yusoff, Siti Zamratol-Mai Sarah Mukari, Muhammad Hazim Mohd Yusof Senusi, Hamzaini Abdul Hamid, Aini Ismafairus Abdul Hamid, Khairiah Abdul Hamid. 2008. Modelling brain activation and dynamic of interaction in human primary auditory areas. In: *Prosiding Simposium Sains Kesihatan Kebangsaan Ke 7*; 18-19 Jun 2008; Kuala Lumpur, Malaysia. Edited by Hidayatul Fathi Othman. Fakulti Sains Kesihatan Bersekutu, Kuala Lumpur; 193-197.
- Ogawa, S., Lee, T.M., Kay, A.R., Tank, D.W. 1990a. Brain magnetic resonance imaging with contrast dependent on blood oxygenation. *Proc Natl Acad Sci USA*. **87**:9868-9872.
- Ogawa, S., Lee, T.M., Nayak, A.S., Glynn, P. 1990b. Oxygenation-sensitive contrast in magnetic resonance imaging of rodent brain at high magnetic fields. *Magn Reson Med*. **14**:68-78.
- Pauling, L., Coryell, C.D. 1936. The magnetic properties and structure of hemoglobin, oxyhemoglobin and carbonmonoxyhemoglobin. *Proc Natl Acad Sci*. **22**:210-216.
- Penhune, V.P., Zatorre, R.J., MacDonald, J.D., Evans, A.C. 1996. Interhemispheric anatomical differences in human primary auditory cortex: Probabilistic mapping and volume measurement from magnetic resonance scans. *Cereb. Cortex* **6**:661-672.
- Peretz, I. 1990. Processing of local and global musical information by unilateral brain-damaged patients. *Brain*. **113**:1185-1205.
- Rademacher, J., Morosan, P., Schormann, T., Schleicher, A., Werner, C., Freund, H.J., Zilles, K. 2001. Probabilistic mapping and volume measurement of human primary auditory cortex. *Neuron*. **36**:669-683.
- Strainer, J.C., Ulmer, J.L., Yetkin, F.Z., Haughton, V.M., Daniels, D.L., Millen, S.J. 1997. Functional MR of the primary auditory cortex: an analysis of pure tone activation and tone discrimination. *Am J Neuroradiol* **18**:601-610.
- Warren, J.D., Jennings, A.R., Griffiths, T.D. 2005. Analysis of the spectral envelope of sounds by the human brain. *Neuroimage* **24**:1052-1057.
- Yetkin, F.Z., Roland, P.S., Mendelsohn, D.B., Purdy, P.D. 2004. Functional magnetic resonance imaging of activation in subcortical auditory pathway. *Laryngoscope* **114**:96-101.