

## **Pengaktifan Otak Akibat Gerakan Jari Bagi Subjek Dominan Tangan Kanan Dan Kiri**

AHMAD NAZLIM YUSOFF, MOHD HARITH HASHIM,  
MOHD MAHADIR AYOB & ISKANDAR KASSIM

### ABSTRAK

*Kajian garis pangkal pengimejan resonans magnet kefungsiian (fMRI) telah dijalankan ke atas 2 orang subjek lelaki sihat dominan tangan kanan dan kiri. Kajian ini menggunakan gerakan jari tangan kanan dan kiri untuk merangsang aktiviti neuron di dalam korteks serebrum. Subjek diarahkan supaya menekan jari-jari pada ibu jari secara bergilir-gilir semasa imbasan fMRI dilakukan. Paradigma 5 kitar aktif-rehat digunakan dengan setiap kitar mengandungi satu blok aktif dan satu blok rehat dengan 10 siri pengukuran untuk setiap blok. Seratus isipadu imej fMRI bagi setiap subjek dianalisis menggunakan pekej perisian MatLab dan SPM2. Model linear am (GLM) digunakan untuk menganggar secara statistik parameter yang mencirikan model rangsangan hemodinamik bagi gerakan jari. Kesimpulan mengenai pengaktifan otak yang diperhatikan dijana secara statistik berasaskan teori medan rawak (RFT) Gaussian. Keputusan menunjukkan bahawa rantau otak yang aktif akibat gerakan jari adalah pada girus presentral merangkumi kawasan motor primer. Pengaktifan otak adalah secara kontralateral terhadap gerakan jari tangan kanan dan kiri. Keamatan isyarat keadaan aktif didapati lebih tinggi secara bererti ( $p < 0.001$ ) daripada keamatan isyarat keadaan rehat. Bilangan voksel yang aktif didapati lebih tinggi pada hemisfera otak yang mengawal gerakan jari bagi tangan yang tidak dominan untuk kedua-dua subjek. Keputusan ini menyokong fakta bahawa kawasan pengaktifan motor pada hemisfera otak semasa gerakan jari tangan yang tidak dominan mengalami rangsangan hemodinamik yang lebih tinggi dan kawasan pengaktifan yang lebih luas berbanding dengan kawasan pengaktifan pada hemisfera otak yang mengawal gerakan jari bagi tangan yang dominan.*

*Kata kunci : Gerakan jari, Pemetaan statistik berparameter (SPM), Pengaktifan otak, Pengimejan resonans magnet kefungsiian (fMRI), voksel*

## ABSTRACT

*Baseline functional magnetic resonance imaging (fMRI) study has been carried out on 2 healthy male subjects with right- and left-hand dominance. The study used the movement of the right- and left-hand fingers to stimulate neuronal activity in the cerebral cortices. The subject was instructed to repeatedly press his fingers against the thumb during the fMRI scans. A five-cycle active-rest paradigm was used with each cycle consists of one active block and one rest block with 10 series of measurements for each block. One hundred fMRI image volumes for each subject were analysed using MatLab and SPM2 software packages. The general linear model (GLM) was employed to statistically estimate the parameters characterising the hemodynamic response model for finger movement. Inferences about the observed brain activations were statistically generated on the basis of Gaussian random field theory (RFT). The results show that, the activated brain regions due to finger movements are located in the precentral gyrus covering the primary motor area. Brain activations are contralateral to the right and left hand finger movements. The active-state signal intensity was found to be significantly ( $p < 0.001$ ) higher than that of the resting-state. The number of activated voxels were found to be higher in the brain hemisphere controlling the movement of the fingers of the sub-dominant hand for both subjects. The results support the fact that the activated motor area on the brain hemisphere during the movement of the sub-dominant hand experienced a higher hemodynamic response and a larger activated area as compared to the activated regions on the brain hemisphere controlling the finger movement of the dominant hand.*

*Key words : Finger movement, Statistical parametric mapping (SPM), Brain activation, Functional magnetic resonance imaging (fMRI), voxel*

## PENDAHULUAN

Pendekatan secara statistik yang paling lazim digunakan untuk menganalisis dengan lebih tepat dan terperinci data pengimejan neurosains misalnya pengimejan resonans magnet kefungsiian (fMRI) adalah dengan menggunakan kaedah pemetaan statistik berparameter atau *statistical parametric mapping* (SPM) (Friston 2000). SPM adalah pendekatan statistik berasaskan voksel (unsur isipadu) yang menggunakan kesimpulan statistik (inferens) piawai untuk membuat suatu pentafsiran mengenai pengaktifan spesifik serantau yang berlaku pada otak semasa ujikaji fMRI dijalankan. Kaedah yang berasaskan kepada perbandingan secara statistik (bukan perbandingan di antara dua statistik) ini membuat kesimpulan statistik mengenai data yang diperolehi dengan andaian bahawa kesan yang dijangkakan adalah sifar. Untuk mengaitkan suatu pengaktifan yang diperolehi dengan kawasan otak atau korteks tertentu, data kefungsiian yang diperolehi perlu dipadankan dengan ruang anatomi piawai yang telah diketahui terlebih dahulu, suatu proses yang dinamakan penjelmaan dalam ruang dan masa (Ashburner & Friston 2004).

Selepas penjelmaan dalam ruang dan masa dilakukan ke atas data, beberapa parameter yang mencirikan model statistik yang mewakili rangsangan hemodinamik yang berlaku di sepanjang ujikaji, dianggarkan. Langkah terakhir dalam SPM adalah membuat kesimpulan statistik mengenai kesan spesifik yang dimodelkan menggunakan anggaran parameter statistik yang berkaitan. Hasil akhir SPM adalah peta statistik berparameter yang menunjukkan kawasan otak yang aktif sebagai kesan daripada stimulasi tertentu yang dilakukan oleh subjek ujikaji. Dengan kata lain, peta statistik berparameter adalah suatu imej statistik yang diperolehi daripada pemrosesan imej dengan taburan multivarian yang diketahui di bawah hipotesis nol dan selalunya dinyatakan sebagai imej statistik  $T$  atau  $F$  (Friston 2000).

Dua teori statistik digunakan dalam pemrosesan data menggunakan SPM iaitu model linear am (GLM) dan teori medan rawak (RFT) Gaussian. Dalam kajian ini, model linear am digunakan dalam memodelkan rangsangan hemodinamik yang diperhatikan daripada ujikaji gerakan jari dengan menentukan parameter tertentu yang mencirikan model yang digunakan. Teori medan rawak Gaussian pula digunakan untuk membuat kesimpulan statistik di akhir analisis data fMRI menggunakan SPM. Jika lokasi pengaktifan pada otak telah dapat dijangkakan, iaitu dengan hipotesis berkekangan anatomi, kesimpulan statistik yang dilakukan adalah berasaskan nilai statistik pada lokasi spesifik tersebut tanpa perlu dilakukan pembetulan nilai  $p$ . Nilai  $p$  yang tidak diperbetulkan ini digunakan untuk menguji hipotesis. Jika kawasan anatomi pada otak tidak dapat dijangkakan, iaitu dengan hipotesis anatomi terbuka (hipotesis nol dengan penyataan tiada kesan pengaktifan pada mana-mana kawasan pada otak), suatu pembetulan untuk perbandingan berbilang kebersandaran perlu dilakukan. Untuk kes ini, teori medan rawak Gaussian menyediakan suatu cara untuk mengira nilai  $p$  yang diperbetulkan dengan mengambil kira fakta bahawa voksel yang berjiran adalah tidak bersifat tak bersandar oleh sebab kelicinan data yang asal, lihat Friston (2004).

Dengan melakukan analisis menggunakan teori medan rawak Gaussian, kawasan pengaktifan yang ditunjukkan oleh peta statistik berparameter yang diperolehi daripada model linear am dapat diyakini mempunyai kualiti statistik yang tinggi dengan penyataan bahawa kawasan otak yang mengalami pengaktifan adalah benar-benar berpunca daripada aktiviti yang dilakukan oleh subjek semasa ujikaji fMRI dijalankan. Huraian terperinci mengenai pemetaan statistik berparameter dan kaedah analisis yang terkandung di dalamnya diberikan oleh Friston (2000) dan Poline et al. (2004).

Dalam kajian ini, analisis lanjutan ke atas data fMRI yang diperolehi daripada subjek lelaki sihat dominan tangan kanan dan kiri dilakukan menggunakan kaedah pemetaan statistik berparameter. Analisis ini merupakan sambungan kepada analisis pasca pemrosesan ruang yang dilakukan ke atas data yang dibincangkan dalam kertas terdahulu (Ahmad Nazlim Yusoff et al. 2006). Bagi subjek tidak kidal, data imej yang digunakan adalah data yang sama yang diperolehi daripada ujikaji gerakan jari tangan kiri dan kanan yang telah dilakukan analisis menggunakan kaedah skor- $Z$  (Ahmad Nazlim Yusoff et al. 2005). Keputusan yang diperolehi daripada kedua-dua kaedah analisis data mengenai pengaktifan otak akibat stimulasi gerakan jari dibandingkan dan dibincangkan berasaskan kepada keamatan isyarat BOLD dan juga bilangan voksel yang aktif pada kedua-dua hemisfera otak.

## KAEDAH

### SUBJEK

Imbasan pengimejan resonans magnet kefungsiian (fMRI) dilakukan ke atas dua orang subjek lelaki sihat dominan tangan kanan dan kiri. Kedominanan tangan subjek disahkan melalui temubual dan perakuan oleh subjek. Subjek yang dikaji masing-masing berumur 22 dan 25 tahun. Subjek diwajibkan mengisi beberapa borang saringan dan kebenaran sebelum dibenarkan menjalani pemeriksaan fMRI. Hasil penelitian dan pemeriksaan ke atas subjek secara fizikal dan dengan meneliti imej berwajaran T1 dan T2\* MRI yang diperolehi mendapati bahawa subjek bebas daripada sebarang masalah kesihatan. Penyelidikan yang dijalankan ini telah mendapat kelulusan Jawatankuasa Penyelidikan dan Etika Penyelidikan Perubatan, Universiti Kebangsaan Malaysia.

### IMBASAN fMRI

Pemeriksaan pengimejan resonans magnet kefungsiian (fMRI) dijalankan di Jabatan Radiologi, Hospital Universiti Kebangsaan Malaysia. Imej kefungsiian diperolehi menggunakan sistem pengimejan resonans magnet (MRI) model Siemens Magnetom Vision VB33G yang dilengkapi dengan perisian kefungsiian, jujukan denyut pengimejan gemaan satah (EPI) dan gegelung frekuensi radio (RF) kepala untuk mengeluarkan dan menerima isyarat frekuensi radio. Jujukan denyut pengimejan gemaan satah gema kecerunan medan (EPI-GKM) digunakan dalam imbasan kefungsiian dengan parameter jujukan denyut seperti berikut : masa ulangan (TR) = 1 ms, masa menggema (TE) = 66 ms, medan penglihatan (FOV) =  $210 \times 210$  mm, sudut pengujian ( $\alpha$ ) =  $90^\circ$ , saiz matriks =  $128 \times 128$ , jarak antara hirisan = 1 mm dan ketebalan hirisan = 4 mm. Dengan menggunakan imej peninjau sagital-tengah (TR = 15 ms, TE = 6 ms, FOV =  $300 \times 300$  mm,  $\alpha = 30^\circ$ , saiz matriks =  $128 \times 256$ , ketebalan hirisan = 8 mm dan kecerunan medan magnet = 15 mT/m) yang telah diperolehi terlebih dahulu, 16 hirisan aksial kepala (jarak antara hirisan 1 mm) diorientasi secara selari dengan satah yang mengandungi garisan yang menghubungkan antara komisur anterior dan posterior (AC-PC). Hirisan yang telah ditetapkan ini merangkumi korteks motor dan kawasan motor bersebelahan seperti korteks pra-motor dan korteks motor suplimen. Imej berwajaran T1 bagi keseluruhan isipadu otak pula diperolehi dengan menggunakan jujukan denyut gema spin (GS) dengan parameter jujukan denyut seperti berikut : TR = 600 ms, TE = 30 ms, FOV =  $210 \times 210$  mm,  $\alpha = 90^\circ$ , saiz matriks =  $128 \times 128$ , jarak antara hirisan = 1 mm dan ketebalan hirisan = 4 mm. Peta statistik berparameter yang diperolehi di akhir proses analisis data akan ditindihkan dengan imej struktur anatomi otak berwajaran T1 ini.

## PARADIGMA UJIKAJI

Subjek diberikan arahan tentang bagaimana gerakan jari perlu dilakukan dan dibenarkan berlatih sebelum imbasan fMRI dilakukan. Subjek dikehendaki melakukan gerakan jari dengan cara menekan dengan sederhana kesemua jari secara bergilir-gilir pada ibu jari bermula dengan jari telunjuk diikuti dengan jari hantu dan seterusnya. Proses ini akan diulangi sehingga arahan berhenti diberikan kepada subjek. Kajian ini menggunakan gerakan jari rentak-sendiri yang dilakukan kira-kira dua kali dalam satu saat. Untuk mengurangkan kesan pengaktifan daripada gerakan pergelangan tangan, tangan subjek diikatkan ke sisi badan subjek, membiarkan hanya jari yang bergerak. Paradigma 5 kitar aktif-rehat yang mengandungi 10 isipadu pengukuran semasa keadaan aktif dan 10 isipadu pengukuran semasa keadaan rehat digunakan dalam kajian ini (Ahmad Nazlim Yusoff et al. 2005). Setiap pengukuran tersebut menghasilkan 16 hirisan aksial dalam masa 2 saat (1 hirisan dalam masa 125 ms). Pengukuran bermula dengan keadaan aktif. Masa pengimejan bagi keseluruhan imbasan kefungsiian adalah 200 s (3.33 minit) menghasilkan  $100 \times 16 = 1600$  imej kesemuanya. Perbandingan secara statistik di antara keadaan aktif dan rehat untuk kedua-dua subjek dilakukan menggunakan 100 isipadu pengukuran yang dihasilkan ini. Imej berwajaran T2\* berpeleraian tinggi diperolehi menggunakan saiz voksels  $1.64 \text{ mm} \times 1.64 \text{ mm} \times 4.00 \text{ mm}$ . Selepas gerakan jari tangan kanan selesai diimbas, subjek dibenarkan berehat tetapi tanpa bergerak selama 1 minit sebelum imbasan disambung semula untuk gerakan jari tangan kiri. Kaedah pengimejan yang sama digunakan untuk kedua-dua gerakan jari tangan kiri dan kanan.

## PASCA PEMROSESAN DATA fMRI

Kesemua imej MRI peninjau, berwajaran T1 dan berwajaran T2\* dihantar ke MedWeb HUKM dan dicapai semula di Makmal Fizik Perubatan, Program Pengimejan Diagnostik & Radioterapi, Fakulti Sains Kesihatan Bersekutu, UKM Kuala Lumpur untuk dianalisis. Analisis imej dijalankan menggunakan komputer dengan kelajuan pemprosesan data yang tinggi dan ruang penyimpanan data yang besar. Pekej perisian MATLAB 6.5.0 (Mathworks Inc., Natick, MA, USA) dan SPM2 (Functional Imaging Laboratory, Wellcome Department of Imaging Neuroscience, Institute of Neurology, University College of London) digunakan untuk tujuan tersebut. Data dalam format DICOM (.dcm) yang dicapai daripada MedWeb dijelmakan ke dalam format Analyze (.hdr, .img) menggunakan perisian SPM. Proses penjajaran semula dalam ruang dan masa dilakukan ke atas kesemua imej yang diperolehi daripada 100 isipadu pengukuran untuk mengeluarkan artifak yang mungkin terhasil daripada gerakan kepala subjek secara translasi (dalam arah  $x$ ,  $y$  dan  $z$ ) dan putaran (jongkang-jongkit, gulingan dan olengan). Penjajaran masa menggunakan interpolasi sinc seterusnya dikenakan ke atas imej untuk memastikan data imej daripada setiap pengukuran berada dalam sela masa yang sama. Imej kefungsiian kemudiannya diko-daftarkan dan dijelmakan ke suatu ruang stereotaktik piawai yang berpadanan dengan atlas Talairach & Tournoux (Talairach & Tournoux

1988), menggunakan garisan interkomisur sebagai satah rujukan bagi penjelmaan tersebut. Imej kemudiannya melalui proses penormalan ruang yang melibatkan penjelmaan secara linear dan tak linear untuk memadankan setiap imej kefungsiian terhadap imej rujukan yang telahpun selaras dengan imej piawai bagi otak. Imej kefungsiian kemudiannya dilicinkan menggunakan kernel Gaussian 6 mm.

Model linear am kemudiannya digunakan untuk menganggar beberapa parameter yang mencirikan model rangsangan hemodinamik yang dibina daripada pencerapan ke atas data ujikaji. Model linear am juga digunakan untuk menerbitkan ujian statistik univariat yang lebih tepat untuk setiap voksel yang dianalisis. Ujian statistik yang digunakan adalah ujian  $F$ . Peringkat terakhir dalam SPM adalah untuk membuat kesimpulan secara statistik berdasarkan kesan pengaktifan otak yang dipaparkan pada peta statistik berparameter yang diperolehi dan untuk mencirikan rangsangan yang diperhatikan menggunakan anggaran parameter (Friston 2004). Rajah 1(a) menunjukkan carta-alir pemprosesan data menggunakan SPM.

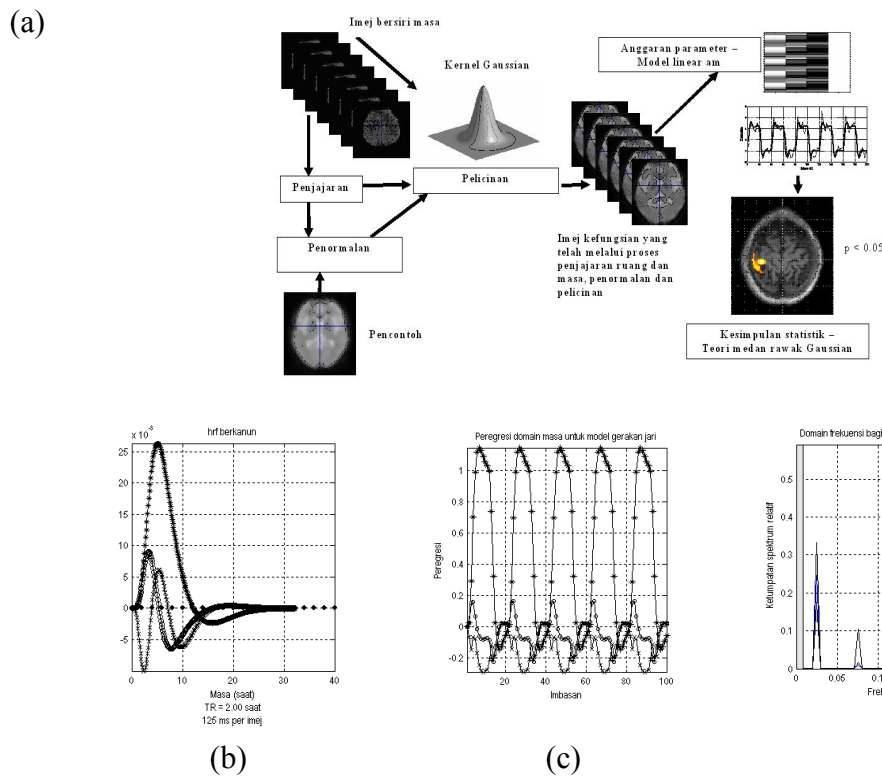
## KEPUTUSAN DAN PERBINCANGAN

### MODEL RANGSANGAN HEMODINAMIK

Model rangsangan hemodinamik bagi aktiviti neuron yang berlaku di dalam otak akibat daripada stimulasi gerakan jari tangan kanan ditunjukkan dalam Rajah 1(b). Model yang dicadangkan oleh Friston et al. (1998a, 1998b) ini dinamakan HRF berkanun. HRF berkanun adalah rangsangan dedenyut BOLD tipikal yang dicirikan oleh dua fungsi gama yang memodelkan kedua-dua puncak positif dan negatif pada lengkung HRF. Parameter bagi HRF berkanun ini adalah ; kelewatan onset 0 saat, kelewatan puncak 6 saat, penyerakan puncak 1, kelewatan puncak negatif 16 saat, penyerakan puncak negatif 1 dan nisbah puncak positif terhadap puncak negatif 6 (Friston et al. 1998a). Untuk membenarkan variasi di sekitar HRF berkanun, terbitan separa bagi HRF berkanun relatif terhadap kelewatan puncak dan parameter penyerakan digunakan dalam analisis ini sebagai fungsi asas tambahan. Berdasarkan teorem pengembangan Taylor multivariat tertib pertama, terbitan masa bagi HRF berkanun berupaya untuk mencerap sebarang perubahan dalam kependaman rangsangan puncak ( $\pm 1$  saat) manakala terbitan penyerakan pula boleh mencerap perbezaan dalam lebar suatu rangsangan puncak. Fungsi asas HRF ini kemudiannya dikonvolusi dengan hipotesis model bagi kesan yang dijangkakan untuk menghasilkan perwakilan rangsangan hemodinamik untuk keseluruhan pengukuran bersiri masa yang lebih mirip kepada rangsangan sebenar, lihat Rajah 1(c). Rangsangan hemodinamik bagi gerakan jari tangan kiri juga menggunakan model yang sama. Rajah 1(b) dan 1(c) juga menunjukkan perubahan terhadap masa bagi fungsi terbitan masa dan penyerakan untuk HRF berkanun yang digunakan.

Rajah 1(d) pula menunjukkan domain frekuensi bagi penuras laluan tinggi 128 s. Spektrum hingar yang terhasil daripada ujikaji fMRI didominasi oleh frekuensi rendah yang dicirikan oleh ungkapan  $1/f$  dengan  $f$  adalah frekuensi. Hingar frekuensi rendah yang wujud semasa ujikaji fMRI disumbangkan oleh beberapa faktor iaitu i) faktor fizikal yang dikenali sebagai hanyutan pengimbas misalnya perubahan suhu dalam kadar yang amat perlahan, ii) faktor fisiologi misalnya pernafasan (1 Hz) dan

kitar kardiak (0.25 Hz) dan iii) kesan tindak balas antara pergerakan dan medan magnet statik (Henson 2004), lihat Rajah 1(d). Dengan menggunakan penuras laluan tinggi, iaitu kaedah penurasan isyarat yang hanya membenarkan isyarat yang lebih tinggi daripada frekuensi tertentu, kesan frekuensi rendah dapat dibuang. Penurasan laluan tinggi 128 saat digunakan dalam analisis ini. Dalam kajian ini, rangsangan hemodinamik bagi kesan lain yang mungkin wujud semasa keadaan rehat iaitu semasa subjek tidak melakukan gerakan jari tidak dimodelkan memandangkan keadaan rehat yang sememangnya telah wujud secara implisit di dalam keadaan aktif tidak memberi sebarang makna jika dimodelkan (Poline et al. 2004).



RAJAH 1 a) Carta-alir pemrosesan data menggunakan SPM, b) HRF berkanun, c) konvolusi HRF berkanun ke atas model yang dijangkakan (\* : HRF berkanun, ○ : terbitan masa, × : terbitan penyerakan) dan d) penuras frekuensi tinggi yang digunakan dalam kajian ini.

### MODEL LINEAR AM

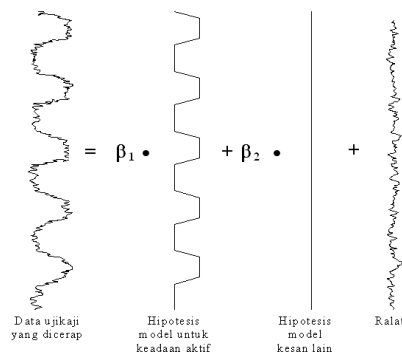
Sepertimana yang telah dinyatakan, pemetaan statistik berparameter (SPM) merujuk kepada penggunaan model linear am untuk menganalisis data fMRI melalui pemodelan dan penganggaran parameter yang mencirikan model tersebut dan penggunaan teori medan rawak Gaussian untuk membuat kesimpulan statistik

mengenai kawasan pengaktifan serantau yang diperluaskan yang diperolehi daripada penggunaan model linear am ke atas data eksperimen. Peringkat seterusnya dalam SPM selepas pasca pemprosesan ruang dilakukan ke atas data kefungisian dan data struktur, adalah penggunaan model linear am untuk menganggar beberapa parameter bagi model tersebut dan untuk menerbitkan ujian statistik univariat yang lebih tepat untuk setiap voksel yang dianalisis. Ujian statistik yang boleh digunakan adalah sama ada ujian- $t$  (nisbah perbezaan di antara kesan yang dikaji dengan latarbelakang terhadap anggaran sisihan piawai perbezaan tersebut) atau ujian  $F$  (perbandingan terus di antara varians dan varians ralat bagi suatu data ujikaji). Secara matematik, model linear am dalam ungkapan matriks adalah persamaan  $Y = X\beta + \varepsilon$  dengan  $Y$  adalah rangsangan hemodinamik sebenar yang dicerap daripada ujikaji fMRI, dalam ungkapan kombinasi secara linear pembolehubah penjelas  $X$ , yang ditambah dengan ungkapan bagi ralat bertelatah rapi  $\varepsilon$  (Friston 2004). Ralat bertelatah rapi mempunyai data yang bersifat tak bersandar, seiras dan tertabur secara normal dengan purata ralat sifar dan varians  $\sigma^2$ . Nama lain bagi model linear am adalah analisis kovarians atau analisis berbilang regresi yang menggunakan varians mudah seperti ujian- $t$  untuk perbezaan antara purata dua set data. Model linear am yang lebih rumit tetapi terhurai adalah model konvolusi linear seperti model sambutan dedenyut terhingga (Friston 2004). Matriks  $X$  yang terkandung di dalam pembolehubah penjelas dinamakan matriks rekabentuk. Setiap lajur dalam matriks rekabentuk berpadanan dengan suatu kesan yang berpunca daripada suatu keadaan yang dibina di dalam ujikaji atau mungkin juga suatu kesan lain yang tidak diketahui yang wujud semasa ujikaji dijalankan. Nama lain bagi pembolehubah penjelas adalah kovariat, peregresi atau dinamakan fungsi rangsangan dalam fMRI. Hasil akhir daripada operasi menggunakan model linear am ke atas set data ujikaji fMRI kajian ini adalah peta statistik berparameter yang menunjukkan kawasan yang mengalami pengaktifan pada korteks motor pada hemisfera kanan dan kiri otak.

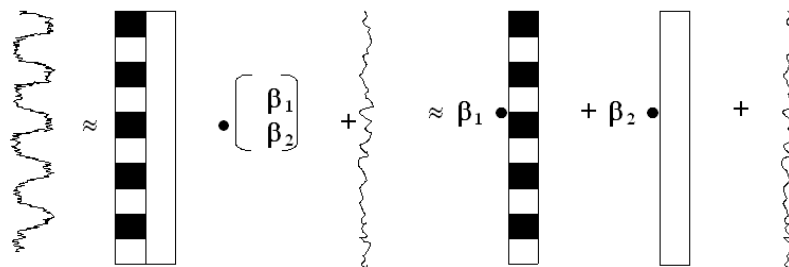
Rajah 2(a) adalah model linear am yang digunakan untuk mencirikan rangsangan hemodinamik yang terhasil daripada ujikaji gerakan jari dalam kajian ini. Model tersebut mengandungi dua hipotesis bersiri masa yang masing-masing mewakili keadaan aktif dan keadaan rehat untuk diuji ke atas setiap voksel di dalam otak. Komponen yang paling kanan dalam model tersebut adalah komponen ralat atau ketakpastian. Model ini dinamakan model linear am kerana ia menunjukkan kesan hasil tambah rangsangan hemodinamik secara linear daripada keadaan aktif, keadaan rehat dan ralat bagi setiap voksel yang diuji semasa gerakan jari dilakukan. Untuk setiap voksel (secara bersiri masa), apa yang dilakukan oleh kaedah analisis ini adalah untuk menentukan sama ada ia aktif atau tidak dengan memodelkan ia sebagai kombinasi secara linear kesemua hipotesis bersiri masa tersebut dan sumbangan ralat. Ini dilakukan dengan cara menganggar kedua-dua parameter  $\beta_1$  dan  $\beta_2$  dengan menggunakan kaedah penyesuaian kuasa dua terkecil tak linear sehingga data empirik daripada model yang dicadangkan benar-benar bersesuaian dengan data ujikaji. Misalnya, untuk menentukan hanya voksel yang aktif semasa ujikaji gerakan jari dilakukan tanpa mengambil kira kesan lain yang ditunjukkan oleh voksel tersebut, nilai  $\beta_1$  akan mengambil nilai tertentu yang maksimum manakala nilai  $\beta_2$  semestinya minimum atau sifar. Dengan kata lain, nilai-nilai  $\beta_1$  dan  $\beta_2$  perlu dianggarkan dengan tepat supaya hasil yang diperolehi adalah munasabah. Model ini boleh digunakan



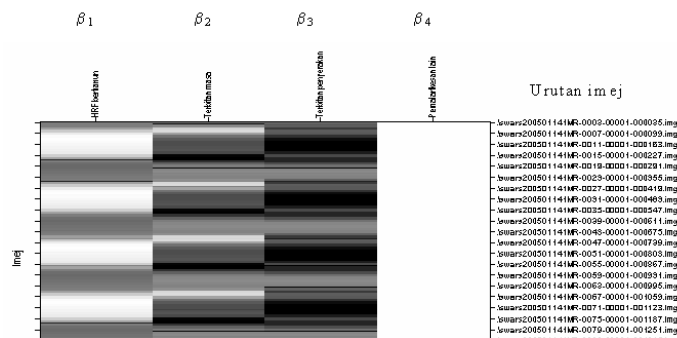
untuk kesemua voksels yang dikaji akan tetapi setiap voksels mempunyai nilai  $\beta_1$  dan  $\beta_2$  yang berbeza. Cara lain mempersembahkan analisis yang dilakukan ini adalah dengan mengungkapkannya dalam bentuk matriks rekabentuk, lihat Rajah 2(b). Lajur dalam matriks rekabentuk menggambarkan hipotesis bagi kesan hemodinamik yang dijangkakan manakala setiap baris dalam matriks tersebut adalah imej dalam keseluruhan pengukuran yang dilakukan. Matriks rekabentuk yang terhasil daripada konvolusi HRF berkanun ke atas hipotesis model bagi keseluruhan pengukuran yang dilakukan untuk kedua-dua gerakan tangan kanan dan kiri diberikan dalam Rajah 2(c). Sedikit pengubahsuaian dilakukan ke atas Rajah 2(c) dengan memasukkan komponen terbitan masa dan penyerakan di samping HRF berkanun. Lajur pertama mewakili kesan yang diakibatkan oleh gerakan jari ( $\beta_1$ ) manakala lajur kedua ( $\beta_2$ ) dan ketiga ( $\beta_3$ ) adalah kesan terbitan masa dan penyerakan bagi magnitud HRF gerakan jari. Lajur terakhir ( $\beta_4$ ) mewakili kesan lain yang mungkin timbul di sepanjang ujikaji dijalankan (atau ketakpastian). Maka persamaan model linear am boleh dituliskan sebagai  $Y = X_1\beta_1 + X_2\beta_2 + X_3\beta_3 + X_4\beta_4 + \varepsilon$ . Dengan menentukan nilai  $\beta_1$ ,  $\beta_2$ ,  $\beta_3$  dan  $\beta_4$  dan dengan mengenakan kontras yang tertentu ke atas model ini, kesan yang spesifik kepada keadaan tertentu (misalnya aktif) dapat ditentukan pada kawasan otak.



(a)



(b)



(c)

RAJAH 2 a) Model linear am, b) model linear am diungkapkan dalam bentuk matriks rekabentuk dan c) matriks rekabentuk yang digunakan bagi ujikaji gerakan jari.  
PENGANGGARAN DAN PENYESUAIAN PARAMETER MODEL

Dengan menggunakan data imej kefungsiian yang telah melalui proses penjajaran ruang dan masa, penormalan dan pelicinan serta dengan berasaskan kepada model rangsangan hemodinamik dan matriks rekabentuk yang dibina, penganggaran dan penyesuaian parameter  $\beta_1$ ,  $\beta_2$ ,  $\beta_3$  dan  $\beta_4$  dilakukan supaya data yang dijana daripada model yang digunakan mempunyai ciri-ciri intrinsik yang hampir sama dengan data ujikaji gerakan jari yang digunakan dalam kajian ini. Dengan menggunakan kontras tertentu seperti yang dijelaskan dalam bahagian seterusnya, pengaktifan otak dapat ditentukan.

#### KONTRAS

Terdapat dua jenis kontras yang digunakan dalam SPM iaitu kontras mudah atau kontras  $T$  untuk SPM{T} dan kontras  $F$  untuk SPM{F} yang masing-masing berasaskan kepada ujian statistik  $t$  dan  $F$ . Untuk suatu model linear am  $Y = X\beta + \varepsilon$  dengan  $Y$  adalah data ujikaji yang dicerap,  $X$  adalah matriks rekabentuk,  $\beta$  adalah parameter vektor dan  $\varepsilon$  adalah ralat bertelatah rapi, kontras adalah kombinasi secara linear parameter  $c^T\beta$  dengan  $c^T$  adalah transposisi bagi vektor lajur atau matriks  $c$ . Dalam ujian- $t$ ,  $c$  adalah vektor lajur yang mentakrifkan kontras mudah (kontras  $T$ ) bagi parameter  $\beta$ . Dalam ujian  $F$ ,  $c$  adalah matriks berkekangan linear yang mentakrifkan kontras  $F$ . Vektor atau matriks  $c$  mengandungi pemberat kontras. Dalam SPM, pemberat kontras perlu diberikan untuk mentakrifkan suatu kontras. Misalnya, dalam ujikaji ini, hipotesis nol yang digunakan menyatakan bahawa tidak wujud perbezaan dalam jumlah voxel aktif dan keamatan di antara keadaan aktif dan rehat. Ini bermaksud bahawa kombinasi secara linear  $c^T\beta$  adalah sifar. Pemilihan kontras dan urutannya bagi memperoleh kesan tertentu yang dikaji bergantung kepada matriks rekabentuk yang dibina. Kontras mudah SPM{T} yang selalu digunakan untuk menguji hipotesis nol bagi suatu ujikaji fMRI berbilang keadaan menyatakan bahawa  $c^T\beta = 0$  iaitu berlawanan dengan hipotesis satu arah yang menyatakan bahawa  $c^T\beta > 0$  dengan  $c$  adalah vektor lajur. Dengan kata lain, hipotesis nol menyatakan bahawa tiada pengaktifan berlaku di dalam otak apabila subjek diminta melakukan sesuatu aktiviti. Pemberat kontras yang digunakan semasa

memasukkan nilai kontras dalam SPM adalah transposisi bagi  $c$  iaitu  $c^T$ , suatu vektor baris. Jika kontras  $c^T\beta$  dikenakan ke atas data dan wujud perbezaan yang bererti, maka hipotesis nol tersebut boleh ditolak. Dalam kajian ini, perbincangan hanya akan ditumpukan kepada kontras  $F$  yang mengandungi tiga siri kontras satu dimensi yang setiap satunya menguji hipotesis yang mengatakan bahawa tiada perbezaan bererti antara keadaan aktif dan rehat.

Dalam kajian ini, dua keadaan stimulasi dimasukkan ke dalam matriks rekabentuk iaitu keadaan aktif dan rehat. Akan tetapi, hanya keadaan aktif dimodelkan. Pengukuran bermula dengan keadaan aktif. Keadaan aktif mengambil lajur pertama dalam matriks rekabentuk manakala lajur kedua adalah ralat dan juga kesan lain yang mungkin wujud semasa keadaan rehat. Oleh itu, hanya lajur pertama dalam matriks rekabentuk mengandungi kesan yang ingin diperhatikan iaitu pengaktifan pada korteks motor apabila subjek menggerakkan jarinya (lihat Rajah 2(c)). Ujian kontras  $c^T\beta = 0$  tidak sesuai digunakan dalam kajian ini memandangkan pengaktifan yang diharapkan hanyalah daripada keadaan aktif. Keadaan rehat dan kesan lain sepatutnya tiada pengaktifan. Maka kontras  $F$  dengan pemberat kontras

$$c^T = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \quad (1)$$

digunakan dan dikenakan ke atas matriks rekabentuk untuk menguji soalan "Adakah terdapat voksel yang aktif akibat stimulasi gerakan jari kiri atau kanan yang dilakukan oleh subjek?" dan "Adakah pengaktifan tersebut mempunyai perbezaan yang bererti jika dibandingkan dengan keadaan tidak aktif?". Keputusan yang diperolehi juga digunakan untuk mengesahkan sifat kontralateral bagi pengaktifan motor relatif terhadap anggota yang melakukan stimulasi dan menentukan sama ada terdapat kesan lain yang turut menyumbang kepada pengaktifan otak semasa ujikaji dijalankan.

Pemberat kontras  $F$  yang diberikan dalam persamaan (1) adalah gabungan tiga kontras satu dimensi yang setiap satunya menguji hipotesis nol bahawa parameter  $\beta$  adalah sifar. Secara matematik, nilai  $F$  yang ditentukan daripada SPM{F} adalah nisbah varians tambahan yang ditentukan daripada kesan yang diuji terhadap anggaran ralat varians ( $S$ ) iaitu

$$F \approx (S_0^2 - S^2)/S^2 \quad (2)$$

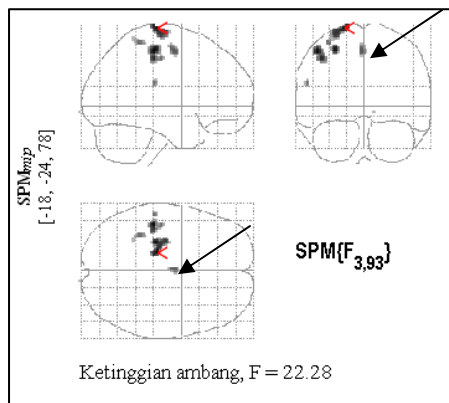
dengan  $S_0$  = varians bagi model dikecilkan, lihat (Kiebel & Holmes 2004) dan (Poline et al. 2004) untuk huraian terperinci.

## KESIMPULAN STATISTIK

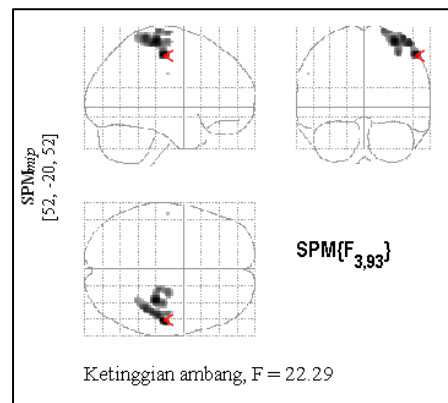
Rajah 3(a) dan (b) adalah projeksi keamatan maksimum pengaktifan otak bagi subjek tidak kidal yang menunjukkan pengaktifan yang berlaku, masing-masing untuk

gerakan jari tangan kanan dan kiri. Proyeksi keamatan maksimum menggunakan tatacara neurologi dalam pembacaan imej iaitu bahagian kanan imej adalah sebelah kanan otak. Proyeksi keamatan maksimum tersebut diperolehi daripada analisis SPM{F} pada ketinggian ambang,  $F = 22.3$ . Rajah 3(c) dan (d) pula memaparkan fungsi rangsangan hemodinamik yang dicerap pada titik yang mempunyai keamatan paling maksimum pada otak untuk kedua-dua gerakan jari tangan kanan dan kiri. Keputusan yang sama untuk subjek kidal diberikan pada Rajah 4(a) – (d). Secara ringkas, keputusan menunjukkan bahawa rantau otak yang aktif akibat gerakan jari adalah pada girus presentral merangkumi kawasan motor primer (Roland 1993). Pengaktifan otak akibat gerakan jari secara voluntari ini adalah kontralateral terhadap gerakan jari tangan kanan dan kiri. Keamatan isyarat keadaan aktif didapati lebih tinggi secara bererti daripada keamatan isyarat keadaan rehat ( $p < 0.001$ ) untuk kedua-dua gerakan jari tangan kanan dan kiri dan untuk kedua-dua subjek. Pada titik dengan keamatan maksimum, gerakan jari tangan yang tidak dominan didapati menunjukkan keamatan isyarat yang lebih tinggi dengan kawasan pengaktifan yang lebih luas berbanding dengan gerakan jari tangan yang dominan. Walau bagaimanapun, perbezaan dalam keamatan BOLD di antara gerakan jari kanan dan kiri pada titik maksimum untuk subjek kidal didapati kecil sahaja.

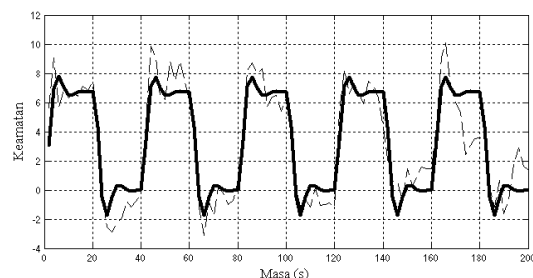
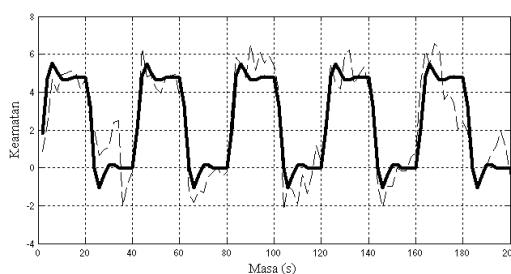
Bagi subjek tidak kidal, untuk gerakan jari tangan kanan, titik pengaktifan maksimum didapati berlaku pada koordinat (-18, -24, 78) manakala titik pengaktifan maksimum bagi gerakan jari tangan kiri berlaku pada koordinat (52, -20, 52). Tompokan berwarna kelabu-hitam pada proyeksi keamatan maksimum SPM{F} iaitu SPM{F<sub>3,93</sub>} dengan darjah kebebasan (3,93), adalah kawasan di mana berlaku pengaktifan. Kawasan tersebut sebenarnya adalah imej statistik dengan warna kelabu-hitam mewakili darjah keamatan pengaktifan bagi sesuatu voksel. Semakin hitam suatu voksel, semakin tinggi keamatan pengaktifan.



(a)



(b)

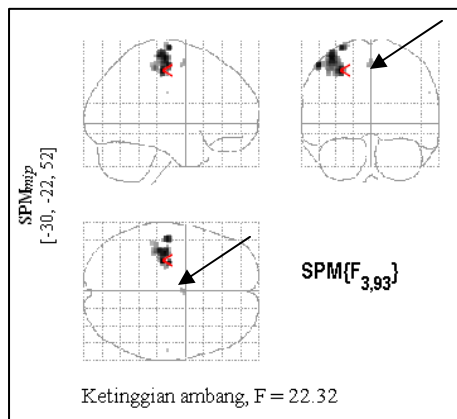


(c)

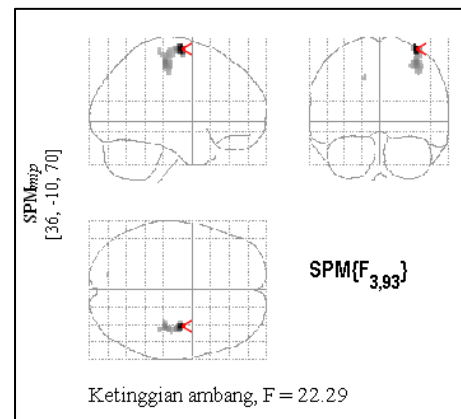
(d)

RAJAH 3 Projeksi keamatan maksimum menunjukkan pengaktifan otak untuk subjek tidak kidal a) gerakan jari tangan kanan pada korteks motor hemisfera kiri otak dan b) gerakan jari tangan kiri pada korteks motor hemisfera kanan otak. c) Rangsangan hemodinamik pada titik keamatan maksimum untuk gerakan jari tangan kanan dan d) untuk gerakan jari tangan kiri (garis tebal = HRF, garis putus-putus = ralat). Anak panah menunjukkan kesan lain yang turut dicerap.

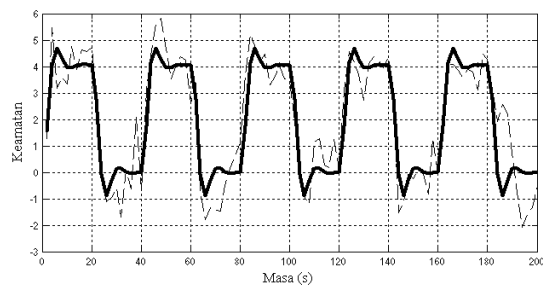
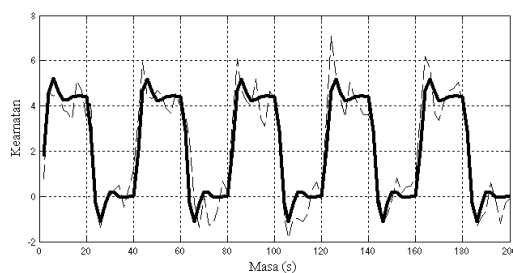
Kawasan pengaktifan tersebut diperolehi dengan melakukan analisis teori medan rawak Gaussian dengan nilai  $p = 0.00001$  diperbetulkan untuk keseluruhan otak menggunakan pembetulan *family wise error* (FWE). FWE dengan  $p = 0.00001$  bermaksud kebarangkalian untuk mendapat pengaktifan palsu yang positif adalah 1 daripada  $10^5$  peta statistik berparameter yang dihasilkan. Nilai  $F = 22.28$  dan  $22.29$  diperolehi untuk masing-masing pengaktifan pada hemisfera kiri dan kanan. Ini bermakna, pengaktifan yang diperhatikan ini diperolehi hanya daripada voksels dengan nilai  $F > 22.28$ . Maka, pemberat kontras yang dikenakan ke atas matriks rekabentuk telah mengesahkan berlaku pengaktifan pada otak secara bererti ( $p < 0.001$ ) akibat gerakan jari tangan kanan dan kiri berbanding dengan keadaan rehat, dengan pengaktifan yang bersifat kontralateral terhadap anggota yang bergerak.



(a)



(b)



(c)

(d)

RAJAH 4 Imej kaca menunjukkan pengaktifan otak untuk subjek kidal a) gerakan jari tangan kanan pada korteks motor hemisfera kiri otak dan b) gerakan jari tangan kiri pada korteks motor hemisfera kanan otak. c) Rangsangan hemodinamik pada titik keamatan maksimum untuk gerakan jari tangan kanan dan d) untuk gerakan jari tangan kiri (garis tebal = HRF, garis putus-putus = ralat). Anak panah menunjukkan kesan lain yang turut dicerap.

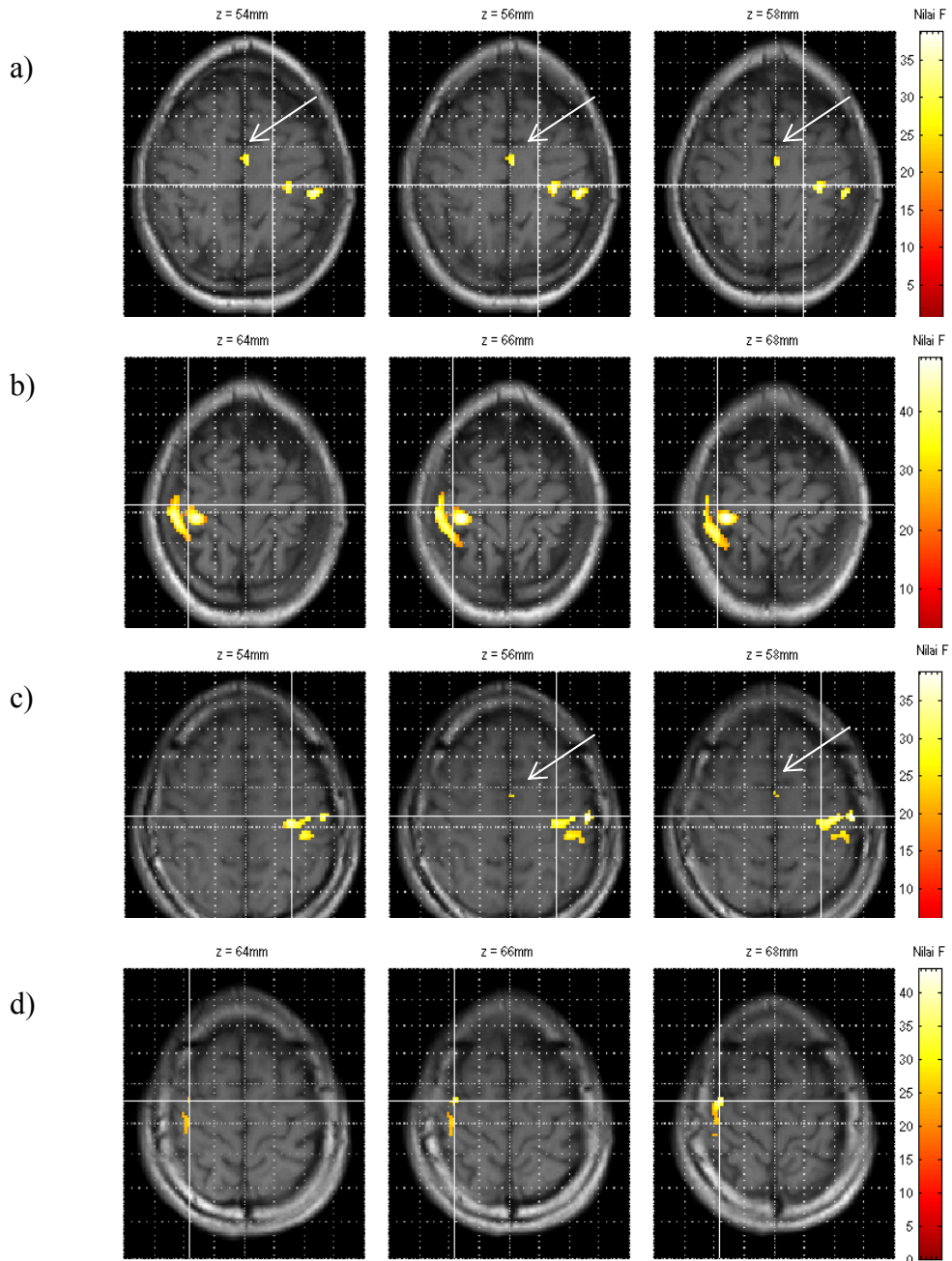
Keamatan isyarat dan bilangan voksels bagi pengaktifan pada hemisfera kanan otak (gerakan jari tangan kiri) didapati lebih tinggi berbanding dengan hemisfera kiri (gerakan jari tangan kanan) bagi subjek tidak kidal (Ahmad Nazlim Yusoff et al. 2007). Perbezaan dalam keamatan isyarat pada titik maksimum boleh dilihat pada Rajah 3(c) dan 3(d). Purata bilangan voksels aktif pada hemisfera kiri otak dalam isipadu 70 mm × 70 mm × 70 mm di sekitar titik maksimum (-18, -24, 78) adalah sebanyak 303 (varians 77.60%), manakala bagi hemisfera kanan otak, dalam isipadu 70 mm x 70 mm x 70 mm di sekitar titik maksimum (52, -20, 52), purata bilangan voksels yang aktif adalah 602 (varians 84.80%). Kedua-dua keputusan untuk keamatan pengaktifan dan bilangan voksels aktif ini diperolehi daripada analisis ke atas 100 isipadu pengukuran yang dilakukan dan bersetuju dengan keputusan yang telah dilaporkan di dalam bahagian pertama kertas ini untuk subjek yang sama.

JADUAL 1 Koordinat bagi titik dengan keamatan maksimum dan jumlah voksels aktif bagi gerakan jari tangan kanan dan kiri subjek kidal dan tidak kidal. Jumlah voksels aktif ditentukan dengan mengambil purata daripada 100 isipadu pengukuran dalam isipadu 70 mm × 70 mm × 70 mm di sekitar titik maksimum.

	Anggota gerakan	Koordinat titik maksimum	Nilai F	Jumlah voksels aktif	Varians (%)
Subjek Tidak Kidal	Jari tangan kanan	(-18, -24, 78) Hemisfera kiri	22.28	303	77.60
	Jari tangan kiri	(52, -20, 52) Hemisfera kanan	22.29	602	84.80
Subjek Kidal	Jari tangan kanan	(-30, -22, 52) Hemisfera kiri	22.32	384	78.38
	Jari	(36, -10, 70)	22.29	177	75.04

tangan kiri      Hemisfera  
kiri                kanan

---



RAJAH 5 Pengaktifan otak dipaparkan pada hirisan aksial imej wajaran T1 ternormal untuk a) gerakan jari tangan kanan subjek tidak kidal, b) gerakan jari tangan kiri subjek tidak kidal, c) gerakan jari tangan kanan subjek kidal dan d) gerakan jari tangan kiri subjek kidal. Anak panah menunjukkan kesan lain yang turut dicerap.

Bagi subjek kidal, untuk gerakan jari tangan kanan, titik pengaktifan maksimum didapati berlaku pada koordinat (-30, -22, 52) manakala titik pengaktifan maksimum bagi gerakan jari tangan kiri berlaku pada koordinat (36, -10, 70). Nilai  $F$  bagi  $SPM\{F_{3,93}\}$  yang diperolehi adalah masing-masing 22.32 dan 22.29 untuk gerakan jari tangan kanan dan kiri. Keamatan isyarat dan bilangan voksel bagi pengaktifan pada hemisfera kanan otak (gerakan jari tangan kiri) didapati lebih rendah berbanding dengan hemisfera kiri (gerakan jari tangan kanan). Perbezaan kawasan pengaktifan dan keamatan isyarat pada titik maksimum untuk kedua-dua gerakan jari tangan kanan dan kiri boleh dilihat pada Rajah 4(a) – (d). Bilangan voksel aktif pada hemisfera kanan otak dalam isipadu  $70 \text{ mm} \times 70 \text{ mm} \times 70 \text{ mm}$  di sekitar titik maksimum (36, -10, 70) adalah sebanyak 177 (varians 78.38%), manakala bagi hemisfera kiri otak, dalam isipadu  $70 \text{ mm} \times 70 \text{ mm} \times 70 \text{ mm}$  di sekitar titik maksimum (-30, -22, 52), bilangan voksel yang aktif adalah 384 (varians 75.04%). Jadual 1 memaparkan ringkasan bagi keputusan yang dibincangkan. Keputusan untuk subjek kidal ini juga diambil menggunakan pembetulan FWE pada nilai  $p = 0.00001$ .

Keputusan mengenai pengaktifan otak yang diperolehi daripada kedua-dua subjek kidal dan tidak kidal mendapati bahawa keamatan dan bilangan voksel yang aktif adalah lebih tinggi untuk gerakan jari tangan yang tidak dominan. Fenomena ini dibincangkan oleh Jancke et al. (1998) sebagai berpunca daripada keupayaan otak untuk mengenakan usaha yang lebih tinggi dalam mengkoordinasi gerakan jari bagi tangan yang tidak dominan. Bagi tangan yang biasa (dominan) digunakan oleh subjek dalam melakukan aktiviti, kurang usaha dikhususkan untuk mencapai kemahiran tertentu menyebabkan keamatan dan bilangan voksel aktif yang dicerap adalah rendah. Rajah 5(a) menunjukkan pengaktifan otak (tompokan berwarna) yang ditindihkan di atas imej wajaran T1 ternormal. Imej tersebut menggunakan tatacara Radiologi dalam pembacaan imej iaitu bahagian kanan imej adalah sebelah kiri otak. Tompokan tersebut terhasil daripada aktiviti gerakan jari tangan kanan yang diperolehi menggunakan SPM pada koordinat  $z = 54 \text{ mm}$ ,  $56 \text{ mm}$  dan  $58 \text{ mm}$  untuk subjek tidak kidal. Rajah 5(b) adalah pengaktifan untuk gerakan jari tangan kiri yang diambil pada koordinat  $z = 64$ ,  $66$  dan  $68 \text{ mm}$ . Pengaktifan otak untuk subjek kidal pada koordinat  $z$  yang dinyatakan pada rajah diberikan pada Rajah 5(c) dan 5(d). Warna pada kawasan otak yang aktif menunjukkan darjah keamatan isyarat BOLD pada satu-satu voksel dan diwakili oleh nilai  $F$  tertentu (lihat sebelah kanan rajah). Nilai  $F$  yang tinggi dengan kod warna kuning keputihan mengesahkan pada aras keyakinan yang tinggi bahawa kawasan otak yang mengalami pengaktifan tersebut adalah berpunca daripada stimulasi gerakan jari oleh subjek. Rajah 6(a) menunjukkan pengaktifan pada permukaan otak secara tiga dimensi untuk gerakan tangan kiri subjek tidak kidal.



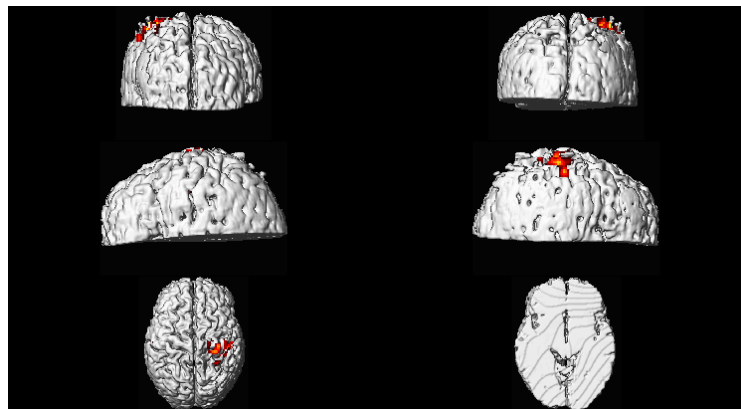
Rajah 6(b) membandingkan pengaktifan otak yang diperolehi daripada kaedah skor-Z (Ahmad Nazlim Yusoff et al. 2006) dan SPM. Perbezaan yang nyata di antara hasil kedua-dua kaedah tersebut adalah dari segi pengaktifan otak yang dicerap dan juga bentuk dan saiz imej otak yang dikaji. Bentuk hirisan kepala subjek yang asal adalah seperti yang ditunjukkan oleh rajah di sebelah kiri. Kaedah skor-Z tidak mengubah bentuk dan saiz hirisan kepala subjek. Pengaktifan yang dikira ditindihkan terus di atas imej kepala subjek yang asal. Bagi kaedah skor-Z, data imej kefungisian dan struktur tidak dinormalkan dan tiada sebarang pembetulan dilakukan ke atas mana-mana imej. Ini mendedahkan kaedah analisis imej kepada beberapa masalah berkaitan statistik misalnya artifak gerakan yang tidak dihilangkan, data imej yang tidak tertabur secara normal dan tidak bersifat parametrik serta jarak masa antara imej yang tidak sekata. Perbandingan berbilang subjek juga tidak dapat dijalankan kerana tiada penormalan imej dilakukan dalam kaedah skor-Z. Pengaktifan otak yang diperolehi melalui SPM pula didapati lebih padat dan ditindihkan di atas imej hirisan kepala subjek yang telah melalui proses penormalan struktur. Meskipun saiz dan bentuk hirisan kepala subjek dalam kedua-dua imej kefungisian dan struktur telah diubah oleh proses penjajaran ruang dan masa, penghasilan semula hirisan imej serta penormalan ruang, penindihan corak pengaktifan otak yang diperolehi daripada analisis data kefungisian ke atas hirisan imej struktur masih dapat dilakukan dengan tepat memandangkan kedua-dua data kefungisian dan struktur adalah saling sepadan selepas melalui proses penormalan struktur yang sama.

Selain daripada pengaktifan yang dicerap pada kawasan motor, terdapat juga kawasan otak lain yang menunjukkan pengaktifan tetapi berlaku untuk gerakan jari tangan kanan sahaja, lihat anak panah pada Rajah 3(a), 4(a), 5(a) dan 5(c). Kawasan otak yang aktif tersebut mempunyai puncak keamatan maksimum pada koordinat (0, -2, 60) untuk subjek kidal dan tidak kidal. Punca pengaktifan otak pada kedua-dua kawasan yang terletak di luar kawasan motor tersebut tidak dapat dipastikan dalam kajian ini. Imbasan fMRI perlu dilakukan ke atas bilangan subjek yang lebih ramai sebelum sebarang keputusan boleh dibuat.

## KESIMPULAN

Purata keamatan isyarat yang berbeza secara bererti antara keadaan aktif dan rehat pada kawasan pengaktifan dalam kawasan girus presentral yang merangkumi kawasan motor primer mengesahkan bahawa pengaktifan pada otak yang dicerap adalah berpunca daripada rangsangan gerakan jari yang dilakukan oleh subjek secara voluntari. SPM{F} mendapati bahawa keamatan pengaktifan pada korteks serebrum didapati lebih tinggi apabila subjek menggerakkan jari tangan yang tak dominan berbanding dengan jari tangan dominan untuk kedua-dua subjek kidal dan tak kidal. Keputusan ini disokong oleh bilangan voksel aktif yang lebih tinggi pada hemisfera otak yang kontralateral dengan anggota dominan yang bergerak. Nilai ambang statistik SPM{F} yang digunakan adalah  $F = 22.3$  untuk kedua-dua subjek kidal dan tidak kidal. Selain daripada pengaktifan yang berpunca daripada gerakan jari, terdapat juga tompok pengaktifan lain yang dicerap. Walau bagaimanapun, kajian ringkas ini tidak dapat menentukan punca sebenar mengapa pengaktifan tersebut berlaku.

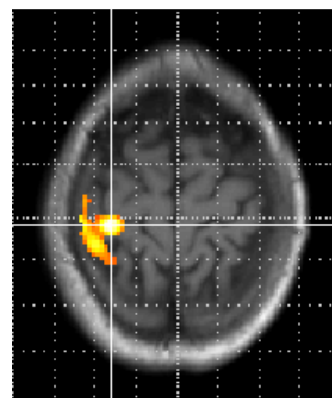
Kaedah skor Z yang dibincangkan dalam bahagian pertama kertas ini boleh digunakan untuk menentukan kawasan pengaktifan pada otak yang dirangsang oleh gerakan jari. Akan tetapi, masalah utama dengan pemetaan aktiviti otak menggunakan kaedah skor-Z adalah tiada cara untuk membezakan antara isyarat yang benar (kesan pengaktifan) tetapi lemah dan isyarat yang palsu (hingar fisiologi) tetapi kuat. Dengan kata lain, kaedah pemetaan yang membezakan secara terus kedua-dua magnitud isyarat yang dicerap semasa aktif dan rehat tidak dapat memberikan maklumat mengenai kualiti statistik bagi perbezaan isyarat yang diukur di dalam voksel. Kaedah pemetaan statistik berparameter (SPM) yang digunakan dalam Bahagian Ketiga ini telah didapati sesuai digunakan untuk menganalisis data pengimejan resonans magnet kefungsiian (fMRI) dan dapat memberikan keputusan dengan kualiti statistik yang tinggi.



(a)



Skor - Z



SPM

(b)

RAJAH 6 a) Paparan pengaktifan pada permukaan otak secara tiga dimensi dan b) perbandingan pengaktifan otak pada korteks motor hemisfera kanan otak yang diperolehi daripada kaedah skor-Z dan SPM.

## PENGHARGAAN

Penghargaan ditujukan kepada Sa'adon Samian dan Mazli Mohd Zin, Jabatan Radiologi, Hospital Universiti Kebangsaan Malaysia serta Prof. Karl J. Friston dan para penyelidik dari Functional Imaging Laboratory, Department of Imaging Neuroscience, Institute of Neurology, University College of London. Penyelidikan ini dibiayai oleh Geran Penyelidikan IRPA RMK8 09-02-02-0119EA296, Kementerian Sains Teknologi dan Inovasi Malaysia.

## RUJUKAN

- Ahmad Nazlim Yusoff, Mohd Harith Hashim, Mohd Mahadir Ayob & Iskandar Kassim. 2005. Pengimejan resonans magnet kefungsiian : Pemerolehan, analisis dan pentafsiran data. *J. Sains Kes. Mal.* 3(2) : 19 – 37.
- Ahmad Nazlim Yusoff, Mohd Harith Hashim, Mohd Mahadir Ayob & Iskandar Kassim. 2006. Analisis data pengimejan resonans magnet kefungsiian : Pra pemprosesan ruang menggunakan kaedah pemetaan statistik berparameter. *J. Sains Kes. Mal.* 4(1) : 21 – 36.
- Ahmad Nazlim Yusoff, Mohd Harith Hashim, Mohd Mahadir Ayob, Iskandar Kassim, Nur Hartini Mohd Taib and Wan Ahmad Kamil Wan Abdullah. 2007. Functional specialisation and connectivity in cerebral motor cortices : a single subject study using fMRI and statistical parametric mapping (akan diterbitkan dalam *Malaysian Journal of Medicine and Health Sciences UPM*).
- Ashburner, J. & Friston, K. J. 2004. Computational Neuroanatomy. Dlm. *Human Brain Function (2<sup>nd</sup> ed.)*, disunting oleh R. S. J. Frackowiak, K. J. Friston, C. D. Frith, R. J. Dolan, C. J. Price, S. Zeki, J. Ashburner & W. D. Penny. Amsterdam : Elsevier Academic Press.
- Buxton, R. B. 2002. *Introduction to Functional Magnetic Resonance Imaging : Principles and Techniques*. Cambridge : Cambridge University Press.
- Jäncke, L., Peters, M., Schlaug, G., Posse, S., Steinmetz, H. & Müller-Gärtner, H. – W. 1998. Differential magnetic resonance signal change in human sensorimotor cortex to finger movements of different rate of the dominant and subdominant hand. *Cognitive Brain Research.* 6 : 279 – 284.
- Friston, K. J., Josephs, O., Rees, G. & Turner, R. 1998a. Non-linear event-related responses in fMRI. *Mag. Res. Med.* 39 : 41 – 52.
- Friston, K. J., Fletcher, P., Josephs, O., Holmes, A., Rugg, M. D. & Turner, R. 1998b. Event-related fMRI : characterizing differential responses. *NeuroImage* 7 : 30 – 40.
- Friston, K. J. 2000. Image processing of functional MRI data. Dlm. *Methods in Biomedical Magnetic Resonance Imaging and Spectroscopy (Vol. 1)*, disunting oleh I. R. Young. Chichester : John Wiley & Sons Ltd.
- Friston, K. J. 2004. Experimental Design and Statistical Parametric Mapping. Dlm. *Human Brain Function (2<sup>nd</sup> ed.)*, disunting oleh R. S. J. Frackowiak, K. J. Friston, C. D. Frith, R. J. Dolan, C. J. Price, S. Zeki, J. Ashburner dan W. D. Penny. Amsterdam : Elsevier Academic Press.

- Henson, R. 2004. Analysis of fMRI time series. Dlm. *Human Brain Function (2<sup>nd</sup> ed.)*, disunting oleh R. S. J. Frackowiak, K. J. Friston, C. D. Frith, R. J. Dolan, C. J. Price, S. Zeki, J. Ashburner dan W. D. Penny. Amsterdam : Elsevier Academic Press.
- Kiebel, S. & Holmes, A. 2004. The general linear model. Dlm. *Human Brain Function (2<sup>nd</sup> ed.)*, disunting oleh R. S. J. Frackowiak, K. J. Friston, C. D. Frith, R. J. Dolan, C. J. Price, S. Zeki, J. Ashburner dan W. D. Penny. Amsterdam : Elsevier Academic Press.
- Poline, J. B., Kherif, F. & Penny, W. 2004. Contrasts and Classical Inference. Dlm. *Human Brain Function (2<sup>nd</sup> ed.)*, disunting oleh R. S. J. Frackowiak, K. J. Friston, C. D. Frith, R. J. Dolan, C. J. Price, S. Zeki, J. Ashburner dan W. D. Penny. Amsterdam : Elsevier Academic Press.
- Roland, P. E. 1993. *Brain Activation*. New York : John Wiley & Sons Inc.
- Talairach, J & Tournoux, P. 1988. *Coplanar stereotaxic atlas of the human brain*. New York : Thieme Medical.

Ahmad Nazlim Yusoff  
Mohd Harith Hashim  
Iskandar Kassim  
Program Pengimejan Diagnostik dan Radioterapi  
Fakulti Sains Kesihatan Bersekutu, Universiti Kebangsaan Malaysia  
50300 Jalan Raja Muda Abdul Aziz, Kuala Lumpur.

Mohd Mahadir Ayob  
Program Pengimejan Perubatan  
Fakulti Sains Kesihatan  
Universiti Teknologi MARA  
46000 Jalan Osman, Petaling Jaya, Kuala Lumpur