

İlgi alanı (ROI) boyutunun duyusal-motor uyarılma paradigmasında BOLD sinyal intensitesi üzerine etkisi

Hakkı Muammer Karakaş, Nuri Tasalı, Mermin Tunçbilek, Ercüment Ünlü, Bilge Çakır

AMAÇ

Aktive piksellerdeki sinyal intensitelerinin ilgi alanları (ROI) yerleştirilerek değerlendirilmesi fonksiyonel manyetik rezonans görüntüleme çalışmalarındaki anahtar basamaklardan biridir, iki ya da daha fazla sayıda aktive alana ait sinyal intensitelerinin karşılaştırılmasının gerektiği durumlarda fonksiyonel analiz ROI'nin nereye ve hangi büyüklükte yerleştirileceği sorusu ile karmaşıklaşmaktadır. Bu çalışmada ilgi alanı boyutunun BOLD sinyal intensitesi üzerindeki etkisi duyusal-motor uyarılma paradigması kullanılarak araştırılmıştır.

GEREÇ VE YÖNTEM

20 yaşında sağlıklı bir kadın denek eko planar görüntüleme sekansının ve 3-sikluslu parmak dokundurma paradigmasının kullandığı duyusal-motor fonksiyonel manyetik rezonans görüntüleme ile incelenmiştir. Duyusal-motor kortekste en geniş aktivasyon gösteren alan tabule edilmiş ve bu alandaki sinyal değişik boyutlardaki ROI'lar yerleştirilerek ölçülmüştür. Temel düzeye göre düzeltilmiş aktivasyon sinyalleri tekrarlı ölçümler için genel lineer model ve lineer regresyon analizi ile analiz edilmiştir.

BULGULAR

ROI boyutu ve sinyal intensitesi arasında görev ($p < .001$) ve dinlenme ($p < .005$) fazları için anlamlı etkileşim bulunmaktadır. Sinyal intensitesi ve ROI boyutu arasında düzenli ve doğrusal bir ilişki mevcuttur (Görev-boyut ilişkisi: $B = .971$, $p < 0.000$; dinlenme-boyut ilişkisi: $B = .749$, $p < .05$). Görev fazında daha küçük alan daha yüksek sinyal intensitesine karşılık gelirken, dinlenme fazında tam tersi bir durum söz konusudur. Görev teppe değeri-dinlenme taban değeri olarak belirlenen sinyal genlikleri ve ROI boyutu arasında da anlamlı ilişki bulunmaktadır ($B = -.971$, $p < .000$).

SONUÇ

BOLD sinyalinin kantitatif özellikleri kısmen bu sinyalin üretildiği ROI'nin boyutuna bağlıdır. Boyut farklılığı içeren ROI'lar sinyal maksima ve minimsini etkileyerek kantitatif karşılaştırma ve formülasyonları güvenilir kılacağı için aktive piksellerdeki sinyal intensitesinin değerlendirilmesi eş boyutlu ROI'ların yerleştirilmesini gerektirmektedir.

H. Muammer Karakaş (Q)
Trakya Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyodiagnostik Anabilim Dalı, Edirne

H. Muammer Karakaş, N. Tasalı, N. Tunçbilek, E. Ünlü, B. Çakır
Türkiye Bilimsel ve Teknik Araştırma Kurumu, Beyin Dinamiği Multidisipliner Çalışma Grubu

Kortikal nöral aktivasyon bölgesel kan akımını (rCBF) artırarak kapiller ve venöz oksijenasyonu arttırdığı uzun zamandır bilinmektedir. Fonksiyonel manyetik rezonans görüntüleme (fMRG) kan oksijenizasyonunda ortaya çıkan bu değişikliği saptayarak nöral aktivasyonu dolaylı yoldan ortaya koymaktadır. fMRG ile aktive beyin alanları hassas teknikler kullanılarak görüntülenebilmekte ve beyaz pikseller olarak gösterilebilmektedir (1, 2). Yukarıda sözü edilen yöntem kan oksijen seviyesi bağımlı (BOLD) kontrast metodu olarak bilinmektedir (3). Bu yöntem sinyal intensitesinin kan damarlarındaki hemoglobinin oksijenizasyonu ile değiştiği varsayımına dayanmaktadır. Hemoglobinin oksijenizasyon seviyesi eko planar görüntüleme (EPI) ve gradyent eko görüntüleme (GRE) gibi T2* değişikliklerine hassas puls sekansları ile ölçülmektedir (1). BOLD kontrastının gerçek mekanizması oldukça karmaşıktır (4). Ölçülen sinyal gerçekte hem altta yatan fizyolojik olaylara, hem de görüntüleme fiziğine bağlıdır. Her ne kadar rCBF'e oldukça hassas olsa da, BOLD kontrastının nöral aktivitenin doğrudan ölçümü olmadığı akılda tutulmalıdır (5).

Bir beyin haritalaması deneyinde, beyin görevleri gerçekleştirilirken beyinin 1-6 sn'lik tekrarlarla yüzlerce görüntüsü alınmaktadır. Standart paradigmalarda denekler birbirlerini devamlı şekilde takip eden aktif (görev) ve kontrol (dinlenme) durumları uygulanırken devamlı olarak görüntülenmekte ve her göreve ilişkin kortikal alanlarda sinyal intensitesinde hızlı bir artış gözlenmektedir. Oluşan görüntü serileri görev paradigmaları ile korelasyon gösteren sinyal değişikliklerini çıkartmak üzere analiz edilmektedir. Veriler istatistiksel parametrik haritalama (SPM) olarak bilinen teknik kullanılarak görüntü farklılıklarının istatistiksel haritalarına dönüştürülmekte ve korelasyon kesinliğinin istatistiksel ölçütleri ile ortaya konmaktadır. Anlamlı sinyal artışı gösteren uyarıcı bağımlı veriler renkle kodlanmakta ve anatomik korelasyon için yapısal manyetik rezonans görüntüleri ile örtüştürülmektedir (6).

fMRG'nin en sık kullanım alanı duyusal-motor görevler sırasında birincil duyusal-motor korteksin haritalanmasıdır. Bu tür çalışmalar sırasında bazen ipsilateral veya kontralateral hemisferik aktivasyonlar "sol hemisferik aktivasyon eksi sağ hemisferik aktivasyon/sağ hemisferik aktivasyon eksi sol hemisferik aktivasyon" benzeri hemisferik indeks formülleri kullanılarak (7), ya da anlamlı olarak aktive olmuş piksellere yerleştirilen ilgi alanlarından (ROI) elde edilen verilerdeki zamansal sinyal intensite değişiklikleri hesaplanarak kantitatif olarak değerlendirilmektedir (8). Bu çalışmalarda her ne kadar ipsilateral ve kontralate-



Resim 1. Birincil duyuşal-motor korteks üzerindeki en geniş aktivasyon sahası üzerine yerleştirilmiş sirküler ROI setini gösteren fonksiyonel manyetik rezonans görüntüsü.

rai hemisferler arasında aktivasyon alan boyutları açısından anlamlı farklılıklar bildirmişse de (7,9) bu alanlardan sağ ve sol el görevleri sırasında kaydedilen sinyal intensiteleri arasında anlamlı farklılık bulunamamıştır (8). Aktive alanların boyutları ipsilateral ve kontralateral hemisferlerde belirgin farklılık gösterdiği için sinyal intensite değişikliklerinin ölçülmesinde ROI'ların kullanımı yukarıda sözedilen bulgulardan kısmen sorumlu olabilir. Geniş ROI'ların kullanılması durumunda ilgi alanı içine girecek komşu dokulardaki aktivasyon intensite ölçümünü etkileyebilir.

Bu çalışmanın amacı duyuşal-motor aktivasyon paradigmasında ROI boyutunun fMRG sinyal intensitesi üzerine etkisini ve hemisferlerde birbirlerine karşı gelen duyuşal-motor alanlara eş boyutlu ilgi alanları koyma gerekliliğini belirlemektir.

Gereç ve yöntem

Aktivasyon paradigması ve veri toplama

Bu çalışmada 20 yaşında, fiziksel bakısı ve MRG incelemesi normal olarak bulunan bir kadın denek incelenmiştir. Denek Edinburg bataryası-

na göre sol el baskın (solak) olarak değerlendirilmiştir (10). MRG incelemesinden önce hastanın yazılı onayı alınmıştır. Kullanılan duyuşal-motor paradigma sol elin başparmağının geri kalan parmakların uçlarına 2,3,4, 5,5,4,3,2 sırası ile ritmik olarak değdirilmesinden oluşan görev fazlarından ve hiçbir parmağın hareket etmediği dinlenme fazlarından oluşmaktadır. Parmakların birbirine değdirilme hızı hasta tarafından denetlenmektedir. Denek incelemeden önce görevi 2 Hz frekansında gerçekleştirilmesi için eğitilmiş ve görüntüleme öncesinde görev performansı yönünden gözlem altında alıştırma yapması sağlanmıştır. Fonksiyonel görüntüleme için kullanılan aktivasyon protokolü 21 sn süren temel düzey periyodunu takip eden ve her biri 21 sn süren parmak dokundurma ve 21 sn süren dinlenmeden oluşan toplam 42 sn süreli üç periyoddan meydana gelmektedir (Çizim 1). Görevin başlangıç ve bitişı magnet odasındaki hoparlörden verilen 1 sn süreli kısa bir sinyal ile belirtilmektedir. Sinyalin duyutabilirliği analize dahil edilmeyen bir deneme çekimi sırasında denetlenmiştir. Denek tüm inceleme süresince gözlerini kapalı tutması yolunda uyarılmıştır.

Görevin yerine getirilmesi ve olası denek hareketi magnet tünelinin yanında bekleyen bir radyolog tarafından denetlenmiştir.

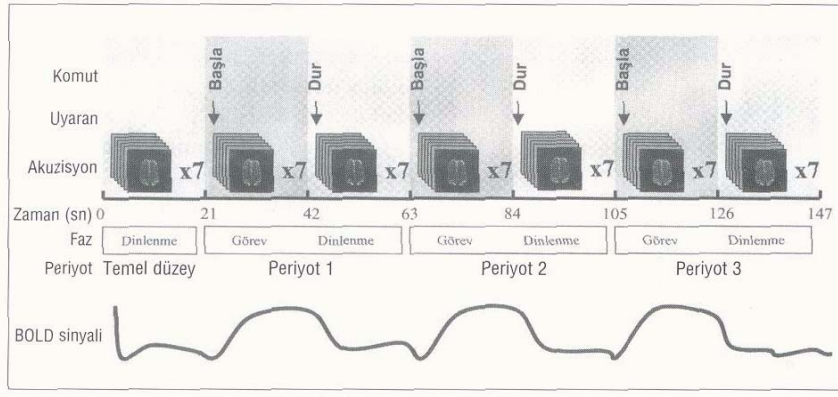
Çalışma 20 mT/m maksimum gradyent kuvvetine sahip 1.0 T süperiletken tarayıcıda (Magnetom Expert, Siemens, Erlangen, Almanya) Standard kafa sargısı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Lokalizasyon için elde edilmiş üç düzlemlı görüntüleri takiben sagittal ve koronal görüntüler kullanılarak aksiyel plandaki anatomik görüntüler için biplanar lokalizasyon yapılmıştır. Anatomik görüntüler birincil kortikal el alanını korpus kallosumdan vertekse kadar kapsayan, bikomissural düzleme paralel T1-ağırlıklı 10 paraksiyel kesitten oluşmaktadır.

Fonksiyonel görüntüleme serbest indüksiyon kayboluşu T2* EPI sekansı kullanılarak (TR/TE/NEX= 1.8/66/1) anatomik T1-ağırlıklı görüntülere eş kesitlerde gerçekleştirilmiştir. Görüntüleme parametreleri TA: 2.94 sn; FOV: 210x210; matriks: 64x64; kesit kalınlığı: 4 mm; ve kesit arası mesafesi: 1Vım şeklindedir. Toplam 147 sn süren veri toplama 21 sn süreli dört dinlenme periyodundan ve bu periyodlarla alterne olarak uygulanan 21 sn süreli üç duyuşal-motor periyoddan oluşmaktadır. Deney süresince her biri on kesit içeren toplam 49 seri (490 görüntü) elde olunmuştur. Tüm seriler hareket artefaktları yönünden sine olarak kontrol edilmiştir.

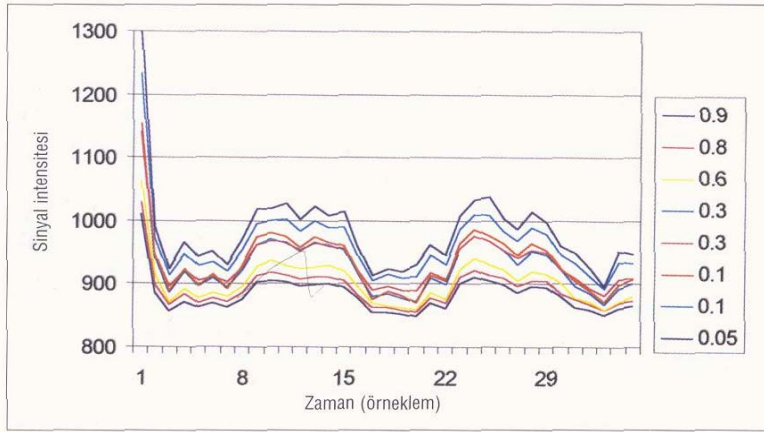
Veri analizi

Beyin bölgelerinin işlevsel kooperasyonu görev bağımlı aktivasyonun korlasyonel analizi ile belirlenmiştir. Çapraz korelasyon analizinde, 21 sn'lik periyodların ilk 6'şar sn'si (ilk İki akuzisyon) olay bağımlı aktivasyonun latansı ve yükselme süresi nedeniyle değerlendirme dışı bırakılmıştır (11). Korelasyon analizi -1' den 1'e kadar değişen korelasyon katsayıları üretmiştir. Korelasyon katsayısı eşik değeri (z skoru) bireysel piksel dalgalanmalarını ortadan kaldırmak için 0.8 olarak seçilmiştir.

Sinyal intensitesindeki temporal deęişimler renk kodlu aktive pikseller



Çizim 1. Fonksiyonel görüntüleme için kullanılan duyuşsal motor aktivasyon paradigmasını gösteren blok şema.



Grafik 1. Değişik ROI boyutları için BOLD sinyal intensitesinin zamana göre değişimi (3'er sn ara ile alınmış örneklem)

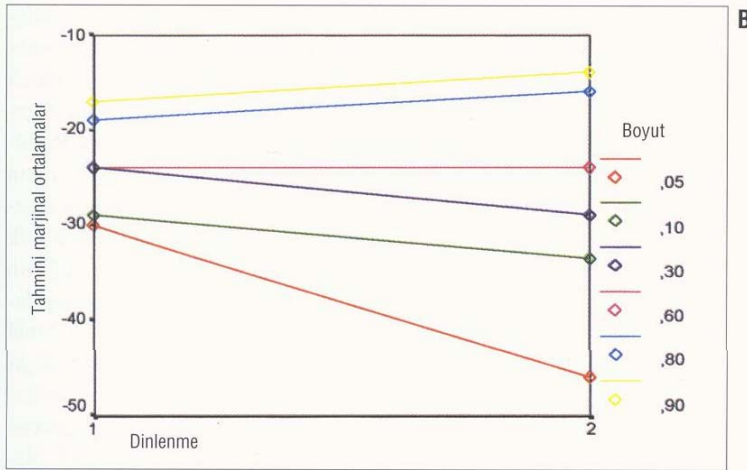
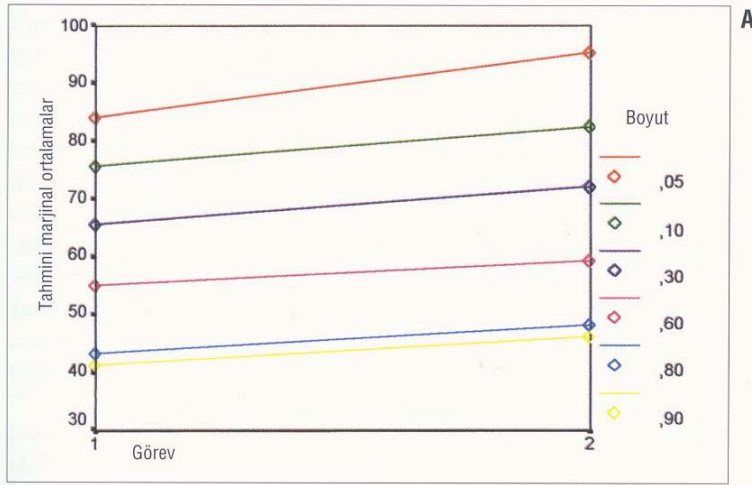
olarak gösterilmiş ve elde edildikleri fonksiyonel kesitlere karşılık gelen anatomik MRG kesitleri üzerine örtüştürülmüştür. Peri-Rolandik bölge anatomik kriterlere göre belirlenen santral sulkusa komşu giruslar olarak kabul edilmiştir (12). Piksel tabulas-yonnuda sadece peri-Rolandik bölge-

deki en geniş aktivasyon sahası kullanılmıştır. Bu saha 1 cm² olarak ölçülmüştür. Yukarıda belirtilen aktive alana değişik boyutlu ROI'lar yerleştirilmiştir. En geniş ROI (0.9 cm²) aktive bölgenin sınırları içinde kalan irregüler bir alandır. Geri kalan ROI'lar her biri bir öncekinin içine yerleştirilmiş

dört adet sirküler (0,8,0,3,0,1,0,05 cm²) alandan oluşmaktadır. ROI setlerindeki ROFların sınırları (irregüler veya sirküler) ilgili sette geri kalan ROI'ların sınırları ile kesişmemektedir (Resim 1). Erken dönemdeki sinyali düşüşünü kontrol etmek için ilk dinlenme fazındaki İlk iki görüntüden elde edilen veriler analiz dışı bırakılmıştır. İlk dinlenme fazında geri kalan beş sinyal şiddetinin ortalaması sinyal intensitesinin zamansal akışı sırasındaki temel düzey dalgalanmalarını kompanze etmek üzere diğer görev ve dinlenme fazlarındaki verilerin temel düzey düzeltmelerini yapmak için kullanılmıştır (2) (Tablo 1, Grafik 1). Görev fazları için birinci ve ikinci tepe sinyal intensiteleri (maksimum) ve dinlenme fazları için ikinci ve üçüncü negatif tepe sinyal intensiteleri (minimum) istatistiksel analize alınmıştır. Yerleştirilen ROT Marda ölçülen sinyallerdeki varyansı analiz etmek üzere tekrarlı ölçümler için Genel Lineer Model (GLM-RM) kullanılmıştır. Sinyal ölçümleri ROI'ların alanlarını denekler-arası faktör olarak, paradigmanın fazlarını ("görev" için 3 seviye ve "dinlenme" için üç seviye) denek-İçi faktör olarak belirtmek sureti ile gruplara bölünmüştür. GLM-RM işlemi kullanılarak alan ve paradigmanın değişik fazlarına yönelik sıfır hipotezleri test edilmiştir. Maksimum ve minimum tahminsel ortalamaya değerlerin bulunması için marjinal ortalamalar hesaplanmış ve ROI boyutu ve sinyal genliği arasındaki ilişkileri görmek üzere bu ortalamalarının profil grafikleri (İnteraksiyon grafikleri) oluşturul-

Tablo 1. Değişik ROI boyutları için BOLD sinyal intensitesinin zamana göre değişimi

Alan (cm ²)	Örneklem (x3sn)																																		
	Temel düzey periyodu							Birinci periyot														İkinci periyot													
	Dinlenme							Görev							Dinlenme							Görev							Dinlenme						
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35
0.9	1010	887	856	872	863	869	864	876	903	906	903	896	899	901	895	877	854	854	852	848	869	860	901	911	905	898	886	896	895	880	864	858	851	861	866
0.8	1029	898	867	883	870	878	872	887	914	917	914	908	911	912	906	882	863	864	859	855	878	870	911	922	914	910	897	906	905	884	876	867	858	870	874
0.6	1062	913	872	892	878	887	879	896	928	937	929	923	926	930	920	894	869	865	863	858	886	876	925	941	931	922	905	919	916	900	878	871	858	872	880
0.3	1141	941	887	919	897	909	895	921	962	971	963	953	963	962	953	915	880	883	878	872	909	899	955	976	968	953	931	952	944	922	897	884	868	893	901
0.3	1136	944	897	921	906	911	902	927	962	968	966	952	965	960	955	919	891	897	891	888	917	908	956	976	969	954	940	954	950	922	909	893	882	907	910
0.1	1152	947	889	923	897	915	892	930	975	981	975	958	975	966	960	918	876	889	882	869	914	904	964	966	977	964	945	964	953	925	904	888	872	899	908
0.1	1232	973	914	948	929	935	920	953	995	1000	1002	982	1000	990	990	943	905	915	909	912	944	931	986	1011	1009	983	968	989	978	945	933	911	893	934	933
0,05	1310	992	924	966	943	951	930	970	1018	1019	1027	1002	1023	1009	1014	958	913	924	920	930	962	945	1007	1034	1038	1004	986	1015	997	959	950	923	897	952	948



Grafik 2. Görev (A) ve dinlenme (B) fazları için temel düzey düzeltmesi yapılmış BOLD sinyal intensitesinin tahmini marjinal ortalamalarını gösteren profil grafiği.

muştur. ROI boyutu ve sinyal intensite ve genliği arasındaki ilişkinin doğrusallığı görev ve dinlenme fazları için lineer regresyon analizi ile incelenmiştir.

Bulgular

İrregüler ve sirküler ROI'lann kullanılmasi ile 0.9, 0.8, 0.6 ve 0.05 cm²'lik alanlar için birer, 0.3 ve 0.1 cm²'lik alanlar için İse İkişer ölçüm sağlanmıştır.

Görev için temel düzey düzeltmesi yapılmış sinyal maksimasının ve dinlenme için temel düzey düzeltmesi yapılmış sinyal mınimasının profil grafikleri sinyal intensitesi ve ROI boyutu arasında düzenli bir ilişkiyi belirlemiştir. Daha küçük alan görev fazında daha yüksek sinyal şiddetine yol açar-

ken, dinlenme fazında daha büyük sinyal şiddetine karşılık gelmektedir (Grafik 2). Lineer regresyon analizi ile görev-boyut ilişkisi B=-.971, p<0.000; dinlenme-boyut ilişkisi ise B= .749,p<.05 olarak bulunmuştur.

"Maksima eksi takip eden minima" olarak hesaplanan sinyal genlikleri dikkate alındığında, sinyal genliği ve görev-dinlenme siklusu için çizilen profil grafiği daha küçük alan daha yüksek sinyal genliğine karşılık gelmek üzere sinyal genliği ve ROI boyutu arasında düzenli bir ilişkiyi ortaya koymaktadır (Grafik 3). Lineer regresyon analizi İle genlik-boyut ilişkisi B= -.971, p< .000 olarak bulunmuştur.

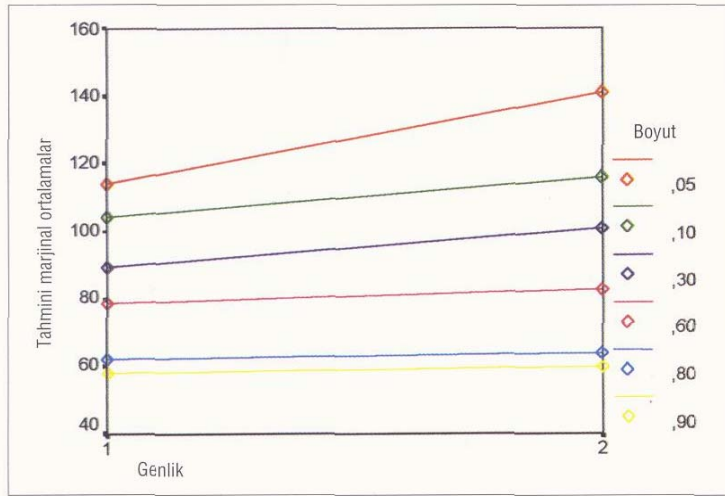
GLM-RM kullanıldığında ROI boyutunun temel düzey düzeltilmesi ya-

pılmış BOLD sinyal şiddet üzerine etkisi görev (F= 180.034, p<0.001) ve dinlenme fazları için (F= 231.938, p<0.005) istatistiksel açıdan anlamlı olarak bulunmuştur. Görev-dinlenme periyodunun sırası BOLD sinyali üzerinde etkili değildir (p>0.05).

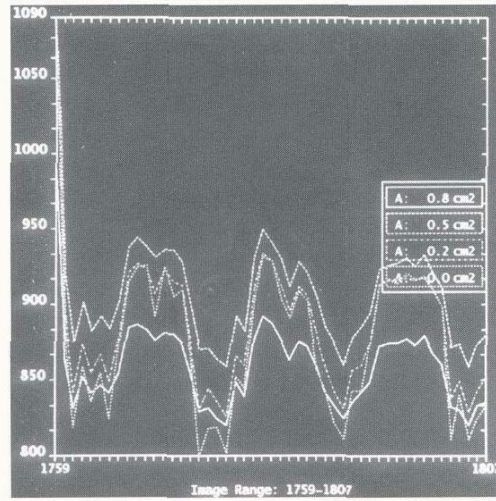
Tartışma

Her ne kadar t'MRG'nin altta yatan mekanizmaları ve bu tekniğin doğuraçağı problemler tam olarak anlaşılammışsa da, günümüze değin elde edilmiş olan bulgular olay-bağımlı serebral süreçlerin lokalizasyonlanmı ve mekanizmalarının aydınlatılması için yapılacak incelemeler için önemli ipuçları sağlamaktadır. Aktive piksellerdeki sinyal İntensitelerinin ROI'lar belirlenerek zamansal yönden değerlendirilmesi fMRI çalışmalarındaki anahtar basamaklardan biridir. İki ya da daha fazla aktive alanın sinyal İntensitelerinin karşılaştırılmasının gerektiği durumlarda gündeme ROI'nın nereye hangi büyüklükte yerleştirileceği sorusu gelmektedir. Her ne kadar bazı fMRI çalışmaları bu probleme dolaylı olarak değinilmişse de (8), literatürde ROI'lann sinyal üzerine olan etkileri ile İlgili bir çalışma bulunmamaktadır.

Yukarıda belirtilen fMRI çalışmalarında, sinyal intensitesindeki değışimler BOLD etkisi ile oluşturulmaktadır. Bu etki serebral oksijenin metabolik oram (CMRO₂) ve bölgesel serebral kan akımı (rCBF) artışları arasındaki tutarsızlığa dayanmaktadır. Mevcut kabule göre sinyal intensite artışı rCBF artışı ile oldukça doğrusal bir korelasyon göstermeli ve aktive nöronların sayısı arttıkça rCBF'de ve dolayısı ile sinyal intensitesinde artış oluşmalıdır. Bununla birlikte, her İki hemisferin karşılaştırıldığı çalışmalarda hemisferlerden kaydedilen sinyal İntensiteleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır (8J. Nöral aktivasyon ve rCBF derecesi arasındaki tutarsızlıklar elektrofizyolojik ve hemodinamik cevaplar arasında kabul edilebilir fakat mükemmel olmayan İlişkilere İşaret eden magnetoensefalografi



Grafik 3. Görev-dinlenme siklusları için BOLD sinyal genliklerinin tahmini marjinal ortalamalarını gösteren profil grafiği.



Grafik 4. Eksentrik olarak yerleştirilmiş değişik sirküler ROI boyutları için BOLD sinyal intensitesinin zamana göre değişimi.

(MEG) ve fMRG karşılaştırmalarında da gözlemlenmiştir (13). Belirtilen bulgular genellikle bireysel aktive nöronlara aynı oranda kan akımı artışı olduğu hipotezi ile açıklanmaya çalışılmaktadır.

Bu çalışmada araştırmacılar yukarıda belirtilen bulgulardan genellikle farklı boyuta sahip ROI'ların kullanılmasının sorumlu olabileceğini düşünmüşlerdir. Elde edilen bulgular BOLD sinyalin kantitatif özelliklerinin (maksima, minima ve genlik) sinyalin oluşturulduğu ROI'nın boyutundan etkilendiğini göstermiştir. Görev fazı için

temel düzey düzeltmesi yapılmış sinyal maksiması ve dinlenme için temel düzey düzeltmesi yapılmış sinyal minimumu ile ROT boyutu arasında düzenli bir ilişki bulunmaktadır. Görev fazında daha küçük alan daha yüksek sinyale karşılık gelmekteyken, dinlenme fazında tam tersi bir ilişki mevcuttur, Duyusal-motor aktivasyon paradigmasındaki tüm örneklem gözönüne alındığında, görev sinyalinin küçülen ROI boyutuna paralel şekilde düzenli olarak arttığı açıkça görülmektedir (Grafik 1).

Yukarıda açıklanan bulgular daha yüksek hemodinamik cevap içerdiği düşünülen daha aktif nöronların santalde yerleştiğini ve periferde daha düşük hemodinamik cevaplı koherent doku aktivasyonlarının varlığını düşündürmektedir. Bu hipotezi desteklemek üzere giderek küçülen ROI'lerden oluşan bir sirküler set aynı aktivasyon bölgesine eksentrik olarak yerleştirilmiş ve alan-intensite düzenliliğinin kaybolduğu gözlemlenmiştir (Grafik 4).

Kan damarlarının boyutu ve manyetik alan gücünün BOLD etkisinde önemli rol oynadığı bilinmektedir. Klinik kullanımdaki MRG sistemlerinde yaratılan BOLD etkisi paramanyetik deoksihemoglobinin göreceli olarak geniş venöz yapılarıdaki kompartmantalizasyonuna dayanmaktadır. Geniş venöz yapılar nöronlarla yakın ilişkide olan kapiller damarların aksine serebrumda göreceli olarak düşük yoğunluklu nonüniform bir dağılım göstermektedir. Bu nedenle geniş damarlarla ilgili BOLD etkisi nöronal aktivitenin gerçek yeri ile yakın ilişki gösteremeyebilir (14). Mikrovaskülatürden kaynaklanan BOLD etkisi manyetik alan gücüyle kuadratik olarak artmaktadır (15). Yüksek Tesla gücünde elde edilen öncül bulgular ROI boyutunun belirtilen koşullarda sinyal intensitesi üzerine olan etkisini yitirebileceğini düşündürdüğünden bu çalışmanın 9 Tesla ve üzerindeki manyetik ortamlarda tekrarlanması gerekmektedir (Ugurbil K, kişisel görüşme).

Sonuç olarak, rutin klinik kullanımdaki sistemlerde asimmetrik ROI'lar sinyal maksima ve minimum olumsuz olarak etkileyecek, kantitatif karşılaştırma ve formülasyonları güvenilir kılacaktır. Bu nedenle aktive piksellerdeki zamansal sinyal intensite değişimlerinin kantitatif değerlendirilmesinde aktivasyon odağı merkezine eş boyutlu olacak şekilde yerleştirilmiş ROI'ların kullanılması gerekmektedir.

Kaynaklar

- 1 - Turner R, Howseman A, Rees GE, Josephs O, Friston K. Functional magnetic resonance imaging of the human brain: data acquisition and analysis. *Exp Brain Res* 1988; 12:5-12.
2. Sabbah P, Simond G, Levrier O, et al. Functional magnetic resonance imaging at 1.5 T during sensorimotor and cognitive task. *Eur Neurol* 1995; 3:131-36.
3. Ogawa S, Lee TM, Nayak AS, Glynn P. Oxygenation-sensitive contrast in magnetic resonance image of rodent brain at high magnetic fields. *Magn Reson Med* 1990; 14:68-78.
4. van Zijl PC, Eleff SM, Ulatowski JA, Oja JM, Ulug AM, Traustman RJ, Kaupinnen RA. Quantitative assessment of blood flow, blood volume and blood oxygenation effects in functional magnetic resonance imaging. *Nat Med* 1998; 4:64-72.
5. Howseman AM, Bowtell RW. Functional magnetic resonance imaging: imaging techniques and contrast mechanisms. *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci* 1999; 1387:1179-94.
6. Karakas HM. Information processing in the human brain: simple and complex event-related functional magnetic resonance imaging approach. in: Onaral B, Stefanopoulos Y, eds. Workshop on biomedical information engineering proceedings. Istanbul: Boğaziçi University Printhouse, 2000, 141-144.
7. U A, Yetkin Z, Cox R, Haughton VM. Ipsilateral activation during motor and sensory tasks. *AJNR* 1996; 17:651-55.
8. Singh LN, Higano S, Takahashi S, et al. Functional MR imaging of cortical activation of the cerebral hemispheres during motor tasks. *AJNR* 1998; 19:275-280.
9. Kim SG, Ashe J, Hendrich K, Ellerman JM, Merkle H. Functional magnetic resonance imaging of motor cortex: hemispheric asymmetry and handedness. *Science* 1993; 261:615-17.
10. Oldfield RC. The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. *Neuropsychologia* 1971; 9:97-113.
11. Boecker H, Kleinschmidt A, Requardt M, Hanicke W, Merboldt KD, Frahm J. Func-

THE EFFECT OF THE ROI SIZE ON THE BOLD SIGNAL INTENSITY IN SENSORY-MOTOR ACTIVATION PARADIGM

PURPOSE: Evaluation of the signal intensities in the activated pixels by assessing regions of interest (ROI) is one of the key steps in fMRI studies. In cases where the signal intensities of two or more activated areas are to be compared, this analysis may become complicated with the question of where and what size to place assess the ROI. In this study, the effect of the ROI size on BOLD signal intensity was investigated in sensory-motor activation paradigm to determine whether the difference in the size of ROIs might in part be responsible for the signal intensities measured.

MATERIALS AND METHODS: A healthy female aged 20 years underwent a sensory-motor fMRI study where the echo planar imaging sequence and 3-cycled finger tapping paradigm was used. The largest activated area was tabulated and the activation signal was measured by the placement of ROIs with different sizes. Baseline-corrected activation signals were analyzed with General Linear Model for Repeated Measures and linear regression analysis.

RESULTS: The effect of ROI size on signal intensity was found to be strongly significant for the task ($p < 0.001$) and rest phases ($p < 0.005$). An ordered relationship existed between the signal intensity and the size of ROI (For task-size: $B = -0.971$, $p < 0.000$; for rest-size: $B = 0.749$, $p < 0.05$). In the task phase the smaller area was corresponding to higher signal intensity, whereas in the rest phase it was corresponding to lower intensity. The relationship between signal amplitude and ROI size was also found to be significant ($B = -0.971$, $p < 0.000$).

CONCLUSION: The quantitative properties of the BOLD signal is partially influenced by the size of the ROI from which it was produced. Evaluation of the signal intensity in the activated pixels the placement of the symmetrical-sized ROIs as the asymmetrically large ROIs will inversely affect the signal maxima and minima, making quantitative comparisons and formulations unreliable.

TÜRK J DIAGN INTERVENT RADIOL 2000; 7:15-21

12. Sobel DF, Gailen CC, Schwartz BJ, et al. Locating the central sulcus: comparison of MR anatomic and magnetoencephalographic functional methods. *AJNR* 1993; 14: 915-925.
13. George, Aine CJ, Mosher JC, Schmidt DM, et al. Mapping function in the human brain with magnetoencephalography, anatomical magnetic resonance imaging, and functional magnetic resonance imaging. *J Clin Neurophysiol* 1995; 5:406-31.

14. Ugurbil K, Kim DS, Kim SG, Chen W, Gruetter R, Hu X. imaging neuronal activity and neurochemistry using nuclear spins and high field magnetic resonance. in: Onaral B, Stefanopoulos Y, eds. Workshop on biomedical information engineering proceedings. Istanbul: Boğaziçi University Printhouse, 2000; 1-10.
15. Lee SP, Silva AÇ, Ugurbil K, Kim SG. Diffusion weighted spin echo fMRI at 9.4 T: microvascular/tissue contribution to BOLD signal changes. *Magn Reson Med* 1999; 42:919-928.