

SEYREKLİK TABANLI UZAM-ZAMANSAL EEG KAYNAK KESTİRİMİ SPARSITY-DRIVEN SPATIO-TEMPORAL EEG SOURCE ESTIMATION

Özge Batu ve Müjdat Çetin

Mühendislik ve Doğa Bilimleri Fakültesi
Sabancı Üniversitesi
ozgebatu@sabanciuniv.edu, mjetin@sabanciuniv.edu

ÖZETÇE

EEG'de çoklu zaman örneği kullanarak seyrek kaynak kestirimi problemini ele alıyoruz. Problemin çözümünde uzayda seyrekliği sağlamak amacıyla ℓ_1 -normun ve zamanda ani dorukları engellemek amacıyla ℓ_2 -normun birleştirilmesiyle elde edilen uzam-zamansal kısıtın kullanılmasını öneriyoruz. Bu uzam-zamansal yöntemin etkinliğini EEG benzetim verisi ve insandan elde edilen EEG verisi üzerindeki deneylerimizle gösteriyoruz.

ABSTRACT

We consider the problem of sparse source estimation using multiple time samples. We propose the use of a spatio-temporal constraint which is a combination of spatial ℓ_1 -norm for sparsity and temporal ℓ_2 -norm for nonspiky pattern in time. We demonstrate the effectiveness of this spatio-temporal method through experiments based on both simulated and human EEG data.

1. GİRİŞ

Elektroensefalografi (EEG) sinir hücrelerindeki elektriksel aktivitenin kafatası derisinde oluşturduğu elektrik potansiyelini ölçen bir beyin görüntüleme tekniğidir. Yüksek örnekleme frekansı sayesinde birçok görüntüleme yöntemine göre üstün zamansal çözünürlük sağlayarak sinir ağlarının işleyişiyle ilgili analizlere olanak sağlar. Ancak kafa yüzeyindeki az sayıda uzamsal noktada ölçüm yapıldığından uzamsal çözünürlük nispeten düşüktür. Uygun kaynak kestirimi yöntemleri kullanılarak beyindeki aktif bölgeler ve bu bölgelerin dinamikleri belirlenebilir.

EEG kaynak kestirimi problemi genellikle EEG ters problemi olarak adlandırılır. Ters problemin çözümünde kullanılan yöntemler parametrik yöntemler [1, 2, 3] ve görüntüleme yöntemleri [4, 5, 6] olarak iki ana gruba ayrılır. Bu ayrımın dayanağı kaynak uzayının tanımlanış şeklidir. Parametrik yöntemler, genellikle beyindeki elektriksel aktivite kaynaklarının bir (ya da birkaç) dipol tarafından temsil edildiğini kabul eder. Dipolün konumu, yönelimi ve genliği doğrusal olmayan sayısal yöntemlerle bulunur. Diğer yandan, bizim de ilgimizi çeken yaklaşımları içeren görüntüleme yöntemleri, beynin hacimde 3 boyutlu bir ızgaraya göre dağıtılmış

çok sayıda (binlerce hatta on binlerce) dipolün olası varlığını kabul eder. Bu durumda konumları önceden belirlenmiş olası dipollerin yönelimlerini ve genliklerini bulmak gerekir. Ancak ayrı EEG ters problemi her zaman noktasında onlarca/yüzlerce ölçüme karşılık bilinmeyen binlerce/on binlerce parametreye sahip olduğundan eksik belirtilmiş bir problem ortaya çıkar. En yaygın kullanılan görüntüleme yöntemlerinden biri olan en küçük norm kestirimi (MNE) [5], en küçük toplam enerjiye (en küçük ℓ_2 -norm) sahip çözümü hesaplar. MNE hesaplaması kolay, doğrusal ve kapalı biçimli bir çözüm sağlar, ancak fazlasıyla yaygın bir kaynak dağılımı üretir. Bundan kaçınmak için MNE çözümünde çeşitli ağırlık matrislerini kullanan yöntemler kullanıldı [7, 8]. Diğer bazı uygulamalardaki imge geriçatılması problemlerinde olduğu gibi daha seyrek ve yüksek uzamsal çözünürlüklü bir görüntü elde etmek amacıyla EEG ters probleminde de ℓ_1 -normuna dayalı çözümler önerildi. Bunların en yaygını en küçük akım kestirimidir (MCE) [9]. Bahsettiğimiz yöntemler ilk olarak tek bir zaman noktasındaki EEG verisini kullanarak kaynak konum kestirimi yapmak üzere önerildiler. Fakat özellikle seyrek kaynak dağılımını destekleyen yöntemlerin gürültüye karşı dayanıksız oluşu birbirini takip eden zaman noktalarında sıçramalara sebep olduğundan EEG ters probleminin çözümünde zamansal kısıtlar da kullanılmaya başlandı. Bazı çalışmalarda zamansal kısıtlar doğrudan eniyileme fonksiyonuna eklendi [10, 11, 12]; daha yakın zamandaki çalışmalarda ise, uzam-zamansal kısıtlar çözüme dahil edildi [13, 14].

Bu bildiriye EEG kaynak kestirimi probleminde çoklu zaman örneği kullanarak seyrek kaynak dağılımı oluşturmak üzere kullandığımız uzam-zamansal yöntemi anlatıyoruz ve elde ettiğimiz sonuçları sunuyoruz. Yöntem, uzayda ℓ_1 -norm ve zamanda ℓ_2 -normun birleştirilmesiyle elde edilen uzam-zamansal kısıt kullanarak çoklu zaman örneklerinde uzamsal seyreklik sağlanması esasına dayanır. Bu yaklaşım ilk olarak algılayıcı dizilimiyle seyrek kaynak konum kestirimi uygulamasında kullanılmak üzere önerildi [15] ve daha sonra MEG kaynak verisi üzerine uygulandı [14]. Bu yöntemin ayrıntılarını Bölüm 2'de anlatıyoruz. EEG benzetim verisi ve gerçek EEG verisiyle elde ettiğimiz sonuçları Bölüm 3'te sunuyoruz.

2. YÖNTEM

EEG kaynak konum kestirimi probleminin çözümünü kolaylaştırmak için fizyolojik esaslara dayanan bazı varsayımlar kullanılabilir. Örneğin, birçok çalışmada EEG

Bu çalışma TÜBİTAK'ın 107E135 ve 105E090 sayılı projeleri kapsamında ve bir TÜBA-GEBİP ödülü ile desteklenmiştir.

sinyalinin, kortikal yüzey üzerinde, birbirleriyle paralel ve yerel olarak kortikal yüzeye dik şekilde yönelmiş on binlerce sinir hücresinin aynı anda aktifleşmesiyle oluştuğu varsayılır [16]. Bu varsayımlar birbirinden bağımsız olarak çözüme eklenebilir. Birçok uygulamada, 3 boyutlu hacim sadece kortikal yüzeyle sınırlandırılır ve böylece arama uzayı belirgin ölçüde küçültülmüş olur. Buna ek olarak, dipollerin yönü kortikal yüzeye dik kabul edilirse çözüm daha da basit hale gelir; çünkü bu durumda dipollerin yönelimleri bilindiğinden sadece genliklerini hesaplamak gerekir.

EEG kaynak konum kestirimini yapmadan önce EEG düz problemini anlamak ve çözmek gerekir. EEG düz probleminin çözümü belirli bir grup sinirsel akım kaynağı için kafatası derisinde oluşan elektrik potansiyelinin yarı-statik Maxwell denklemleri kullanılarak hesaplanmasını gerektirir [17]. Bu denklemlerdeki yüzey integralleri farklı elektriksel iletkenliğe sahip katmanlar için hesaplanır. Birçok klinik uygulamada ve araştırma çalışmasında, beyin, kafatası ve kafatası derisi katmanları iç içe geçmiş, eş merkezli, homojen ve yönbağımsız iletkenlikte kürelerle modellerin [18] çünkü basit sayılabilecek böyle bir model için yarı-statik Maxwell denklemleri analitik olarak çözülebilir. Ancak, gerçekte insan kafası ne küresel, ne homojen, ne de yönbağımsızdır ve daha hassas hesaplamalar yapabilmek için gerçekçi bir kafa modelinin oluşturulması gerekebilir. Gerçekçi kafa modeli deneğin beynine ait yüksek çözünürlüklü manyetik rezonans (MR) görüntüleri kullanılarak oluşturulur ve deneğe özgüdür. MR görüntülerinden beyin, kafatası ve kafatası derisine ait yüzey sınırlarını çıkarılır ve yarı-statik Maxwell denklemleri bu yüzeyler esas alınarak sınır eleman yöntemi ya da sonlu eleman yöntemi kullanılarak çözülür. Sınır eleman yöntemi kafa geometrisi açısından gerçekçi olsa da homojenlik ve yönbağımsızlık varsayımlarını tekrar eder. Diğer yandan sonlu eleman yöntemi tüm bu faktörler açısından gerçekçi bir düz model oluşturur [18]. Her iki yöntem de çok uzun süren hesaplamalar içerir fakat belirli bir denek ve kaynak modeli için bir kere hesaplanması yeterli olacağından EEG uygulamalarında pratik olarak kullanılır.

Kafa modelinin hesaplanmasıyla düz problem çözülmüş olur. Bu çözüm öncü alan olarak adlandırılır. Yarı-statik varsayımı sayesinde çoklu zaman noktasında ölçülen EEG sinyali ve dipol genlikleri arasındaki ilişkiyi öncü alan matrisi belirler:

$$M = LJ + \epsilon \quad (1)$$

Burada, M , N tane elektrottan T tane zamansal noktada kaydedilen EEG sinyallerinden oluşan $N \times T$ boyutlarında bir veri matrisini; J , P tane dipolün ($P \gg N$) genliklerinden oluşan $P \times T$ boyutlarında bir kaynak matrisini; L , $N \times P$ boyutlarındaki öncü alan matrisini; ve ϵ gürültüyü göstermektedir. Öncü alan matrisinde her sütun bir dipolün tüm veri uzayında, her satır ise tüm dipollerin tek bir elektrodun konumunda oluşturacağı elektrik potansiyeli belirler. Burada dipollerin kortikal yüzeye dik yöneldiği varsayımıyla sadece dipol genliklerinin kestirilmesi problemini ele alıyoruz ve her bir zaman örneğinde her dipol için bir parametre kestirmeye çalışıyoruz.

Denklem (1)'deki eksik belirtilmiş bir problemdir ve görüntüleme yöntemlerinin tek bir çözüm bulabilmeleri için kaynak dağılımı üzerine çeşitli kısıtlar koymaları gerekir. Bu

durumda, EEG kaynak kestirimi aşağıdaki eniyileme probleminin çözümüyle bulunur:

$$\hat{J} = \operatorname{argmin}_J \|M - LJ\|_F + \lambda f(J). \quad (2)$$

Burada $f(J)$, J görüntüsünün bir fonksiyonu, λ ise düzenleme parametresidir. $f(J)$ fonksiyonunun farklı seçimleri için farklı görüntüleme yöntemleri ortaya çıkar. Denklem (1)'deki sistem modelinde J matrisi hem uzamsal hem de zamansal boyutta uzanan parametrelerden oluşmaktadır. Bu bildiride incelediğimiz seyreklik yanlısı uzam-zamansal yöntemde, EEG kaynağının sadece uzamsal seyrekliğe sahip olması, zamansal olarak böyle bir seyrekliğin desteklenmemesi gerektiği varsayımıyla $f(J)$, görüntünün uzamsal boyutta ℓ_1 -normunu, zamansal boyutta ise ℓ_2 -normunu hesaplayan bir fonksiyon olarak belirlenir [15, 14]:

$$\|J\|_{\ell_1}^{\ell_2} = \sum_{p=1}^P \sqrt{\sum_{t=1}^T |J_{pt}|^2}; \quad (3)$$

ve Denklem (2)'deki eniyileme fonksiyonu şu hali alır:

$$\hat{J} = \operatorname{argmin}_J \|M - LJ\|_2 + \lambda \|J\|_{\ell_1}^{\ell_2}. \quad (4)$$

Bu sayede uzamsal seyreklik desteklenirken zamansal düzgünlük, yumuşaklık bozulmamış olur. Yukarıdaki denklemle belirtilen eniyileme fonksiyonunun ikinci terimi sıfır noktasında türevlenebilir olmadığı için problem doğrudan bayıra dayalı yöntemlerle hesaplanamaz; ancak ikinci dereceden koni programlama problemine dönüştürülerek çözülebilir [15]. Zaman boyutu da probleme dahil edildiğinden zaten oldukça fazla olan kestirilecek parametre sayısı belirgin şekilde daha da artar. İşlem yükünü hafifletmek için kaynak görüntüsünün zamansal özelliklerini içinde barındıran bir birimlik zamansal taban fonksiyonları kümesi kullanılabilir. Taban kümesi amaca göre farklı şekillerde seçilebilir; biz burada $\ell_1 \ell_2$ kısıtının daha önceki uygulamalarında olduğu gibi tekil değerlerin ayrıştırılması yöntemini kullanıyoruz [15, 14]. EEG sinyali $M = U\Lambda V^T$ şeklinde ifade edildiğinde, U 'nin her sütunu elektromanyetik alan örüntüsünü, V 'nin her sütunu zamansal örüntüyü, Λ da bunlara denk gelen tekil değerleri verir. V 'nin en büyük K tekil değerine denk gelen sütunları V_K taban kümesini oluşturur ve $\tilde{M} = MV_K$ ve $\tilde{J} = JV_K$ dönüşümleriyle, sırasıyla $N \times K$ ve $P \times K$ boyutlarında yeni değişkenler elde edilir. Böylece problemin boyutu belirgin ölçüde küçülmüş olur.

3. DENEYSEL SONUÇLAR

Bölüm 2'de anlattığımız uzam-zamansal ters çözümün etkinliğini göstermek için bu çözümü sadece tek bir zaman noktasındaki uzamsal veriyi kullanarak elde ettiğimiz MNE çözümüyle karşılaştırdık. EEG kaynak konum kestirimi probleminde gerçek sahneyi bilmemiz mümkün olmadığından her iki yöntemin başarımını öncelikle benzetim verisi üzerinde gösteriyoruz. Ayrıca *Wellcome Trust Centre for Neuroimaging*, *UCL* tarafından sağlanan *Multimodal face-evoked responses* adlı gerçek EEG veri kümesiyle yaptığımız deney sonuçlarını sunuyoruz. Bu veri kümesi, aynı denekten aynı deneyde toplanan eş zamanlı EEG, MEG, işlevsel MR ve yapısal MR

görüntülerini içermektedir; ancak biz bu çalışmada yalnızca EEG ve yapısal MR verilerinden yararlandık. Öncü alan matrisi deneye ait yapısal MR görüntülerinden çıkarılan modele göre hesaplandı. Kaynak uzayı sınır eleman yöntemi kullanılarak 8196 dipol konumu içeren hacimsel bir ızgara şeklinde oluşturuldu. Benzetim verisi ve gerçek EEG verisiyle yaptığımız çalışmalarda bu öncü alan matrisini ve kaynak uzayını kullandık.

3.1. EEG benzetim verisi

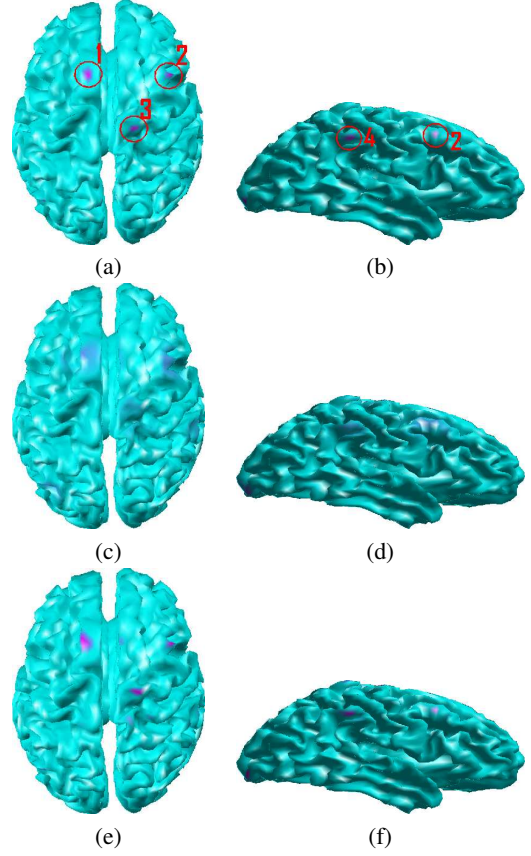
Bu bölümde gerçek EEG öncü alan matrisini ve kaynak uzayını kullandık; ancak aktif kaynak konumlarını yapay olarak belirledik. Şekil 1(a) ve (b)'de kendi belirlediğimiz dört adet kaynak noktasını gösteriyoruz. Bu kaynak dağılımını 10 zamansal noktada kopyalayıp 5 dB beyaz Gauss gürültüsü ekledik. Tek bir zaman noktası verisini kullanarak MNE ile elde ettiğimiz kaynak konum dağılımını Şekil 1 (c) ve (d)'de, önerdiğimiz seyreklik yanlısı uzam-zamansal yöntemle tüm zaman örneği kullanarak elde edilen dağılımı ise Şekil 1(e) ve (f)'de gösteriyoruz. Seyreklik yanlısı yöntem kullanıldığında aktif kaynakların konumlarının ve genliklerinin daha doğru kestirildiğini gözlemliyoruz. Şekil 1(a) ve (b)'deki her bir kaynak doğru konumunda ve genliğinde kestirilmiş görünüyor. MNE ile oluşturulan kaynak dağılımı yeterince seyrek değil hatta oldukça yaygın ve düşük genlikli dipollerden oluşuyor. Bu durumda odaksal bir beyinsel aktiviteyi gösteren bir kaynak dağılımı ortaya çıkmadığını gözlemliyoruz.

3.2. Gerçek EEG verisi

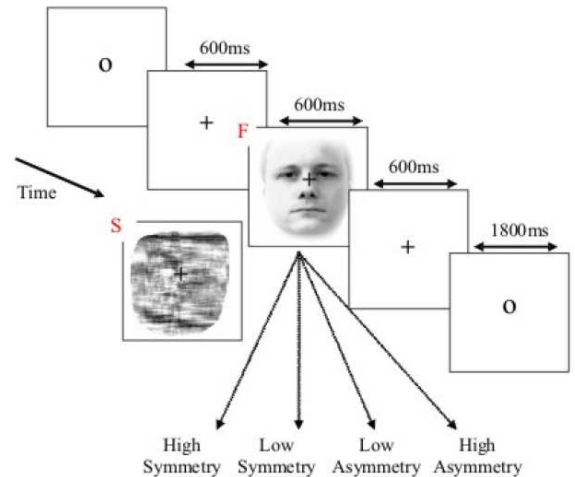
Kullandığımız gerçek EEG verisi Şekil 2'deki modele göre gerçekleştirilen yüz algılama deneyinde 128 kanallı ActiveTwo sistemi kullanılarak ve 2048 Hz frekansla örneklenerek kaydedilmiştir. Deney sırasında kişiye 600 milisaniyelik sürelerle 86 adet insan yüzü imgesi ve 86 adet çarpıtılmış insan yüzü imgesi gösterilmiştir. Şekil 2'de + ile gösterilen 600 milisaniyelik zaman dilimlerinde deneyeğin gözlerini kırpmaması istenmiştir. Biz burada sunduğumuz deneylerde insan yüzü gösterilen bölümleri ayırdık ve 200 Hz frekansla yeniden örnekleyip ortalamasını aldık. Bu veriden MNE ve kullanımını önerdiğimiz uzam-zamansal yöntemle elde ettiğimiz kaynak dağılımlarını Şekil 3'te sunuyoruz. Burada yüz imgesine ilişkin potansiyeli (N170) kestirmeye çalışıyoruz. Uzam-zamansal yöntemle çözümü hesaplanırken çoklu zaman örneği kullanmış olsak da Şekil 3(b)'de bu potansiyelin oluştuğu andaki, yani yüz imgesi gösterildikten 170 milisaniye sonraki kaynak dağılımını gösteriyoruz. Şekil 3(a)'daki MNE çözümü çok yaygın bir kaynak dağılımı olarak görünüyor. Diğer yandan Şekil 3(b)'deki seyreklik yanlısı çözümün beyin birincil görsel korteksinde odaklanmış olduğunu gözlemliyoruz.

4. VARGILAR

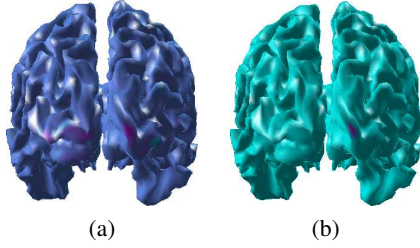
EEG'de çoklu zaman örneği kullanarak seyrek kaynak kestirimi problemini ele aldık. Önerdiğimiz uzam-zamansal yöntem daha önce EEG kaynak kestirimi problemine uygulanmamıştı. Bu yaklaşımın başarımını EEG benzetim verisi ve insandan elde edilen gerçek EEG verisi üzerinde deneyerek bir ön çalışma yapmış olduk. Elde ettiğimiz sonuçlar kullandığımız



Şekil 1: Benzetim verisiyle elde edilen sonuçlar. (a), (b) Kaynak konum benzetim verisi. Dört adet aktif kaynak konumu numaralandırılarak gösterilmiştir. (c), (d) Tek bir zaman noktasındaki veriden MNE yöntemiyle elde edilen kaynak dağılımı. (e), (f) Çoklu zaman örneğinden bu bildiriye önerdiğimiz uzam-zamansal kısıt kullanılarak elde edilen kaynak dağılımı.



Şekil 2: Multimodal face-evoked responses deney verisinin toplanma modeli. (Bu imge [19]'den alınmıştır.)



Şekil 3: (a) Tek bir zaman noktasındaki veriden MNE yöntemiyle elde edilen kaynak dağılımı. (b) Çoklu zaman örneğinden bu bildiride önerdiğimiz uzam-zamansal kısıt kullanılarak elde edilen kaynak dağılımı.

uzam-zamansal yöntemin EEG kaynak konumlarını başarılı bir biçimde kestirdiğini ortaya koydu. Bu sayede odaksal kaynakların etkin olduğu bir beyinsel aktivite sırasında ölçülen EEG sinyallerinden daha seyrek, odaksal ve doğru bir kaynak kestirimi yapılması sağlanmış oldu.

İleriki çalışmalarımızda kullanımını önerdiğimiz uzam-zamansal yöntemde yapılabilecek iyileştirmeler üzerinde durmayı planlıyoruz. Buradaki çalışmamızda, EEG sinyalini tekil değerler ayrıştırmasına dayalı zamansal taban fonksiyonlar cinsinden ifade ettik. Öncelikle kaynak görüntüsünün ve EEG sinyalinin uzamsal ve zamansal özelliklerini içinde barındıran daha etkin taban fonksiyonları kullanmayı hedefliyoruz. Ayrıca EEG kaynak dağılımının nöro-fizyolojik esaslara dayanan uzamsal ve zamansal özelliklerini destekleyen farklı yan kısıtlar geliştirmek ve görsel, işitsel, somatosensori potansiyeller gibi farklı EEG verilerinde sonuçlar üretmek yakın zamandaki çalışma planımızı oluşturuyor.

5. KAYNAKÇA

- [1] C. C. Wood, "Application of dipole localization methods to source identification in human evoked potentials," *Annals of the New York Academy of Sciences*, vol. 388, pp. 139–155, 1982.
- [2] M. Scherg and D. V. Cramon, "Two bilateral sources of the late AEP as identified by a spatio-temporal dipole model," *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*, vol. 62, pp. 32–44, 1985.
- [3] J. C. Mosher and R. M. Leahy, "Recursive MUSIC: A framework for EEG and MEG source localization," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 45, pp. 1342–1354, 1998.
- [4] R. D. Pascual-Marqui, C. M. Michel, and D. Lehman, "Low resolution electromagnetic tomography: A new method for localizing electrical activity in the brain," *International Journal of Psychophysiology*, vol. 18, pp. 49–65, 1994.
- [5] M. S. Hamalainen and R. J. Ilmoniemi, "Interpreting magnetic fields of the brain: Estimates of current distributions," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 32, pp. 35–42, 1994.
- [6] K. Matsuura and Y. Okabe, "Selective minimum-norm solution of the biomagnetic inverse problem," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 42, pp. 608–615, 1995.
- [7] B. Jeffs, R. M. Leahy, and M. Singh, "An evaluation of methods for neuromagnetic image reconstruction," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 34, pp. 713–723, 1987.
- [8] J. S. Georg and B. D. Rao, "Neuromagnetic source imaging with FOCUSS: A recursive weighted minimum norm algorithm," *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 95, pp. 231–251, 1995.
- [9] K. Uutela, M. S. Hamalainen, and E. Somersalo, "Visualization of magnetoencephalographic data using minimum current estimates," *NeuroImage*, vol. 10, pp. 173–180, 1999.
- [10] S. Baillet and L. Garnero, "A bayesian approach to introducing anatomo-functional priors in the EEG/MEG inverse problem," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 44, pp. 374–385, 1997.
- [11] U. Schmitt, A. K. Louis, F. Darvas, H. Buchner, and M. Fuchs, "Numerical aspects of spatio-temporal current density reconstruction from EEG-/MEG-data," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 20, pp. 314–324, 2001.
- [12] A. Galka, O. Yamashita, T. Ozaki, R. Biscay, and P. Valdes-Sosa, "A solution to the dynamical inverse problem of EEG generation using spatiotemporal kalman filtering," *NeuroImage*, vol. 23, pp. 435–453, 2004.
- [13] A. Bolstad, B. V. Veen, and R. Nowak, "Space-time event sparse penalization for magneto-/electroencephalography," *NeuroImage*, vol. 46, pp. 1066–1081, 2009.
- [14] W. Ou, M. S. Hamalainen, and P. Golland, "A distributed spatio-temporal EEG/MEG inverse solver," *NeuroImage*, vol. 44, pp. 932–946, 2009.
- [15] M. Malioutov, M. Çetin, and A. S. Willsky, "A sparse signal reconstruction perspective for source localization with sensor arrays," *IEEE Transactions on Signal Processing*, vol. 53, pp. 3010–3022, 2005.
- [16] P. L. Nunez and R. B. Silberstein, "On the relationship of synaptic activity to macroscopic measurements: Does co-registration of EEG with fMRI make sense?" *Brain Topography*, vol. 13, pp. 79–96, 2000.
- [17] M. S. Hamalainen, R. Hari, R. J. Ilmoniemi, J. Knuutila, and O. Iounasmaa, "Magnetoencephalography - theory, instrumentation and applications to the noninvasive study of human brain function," *Reviews of Modern Physics*, vol. 65, pp. 413–497, 1993.
- [18] J. C. Mosher, R. M. Leahy, and P. S. Lewis, "EEG and MEG: Forward solutions for inverse methods," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 46, pp. 245–259, 1999.
- [19] T. F. M. Group, *SPM8 Manual*, 2010.