Source Derivation法による脳活動可視化の検討

非会員 才 脇 直 樹 (大阪大学) 正 員 西 田 正 吾 (大阪大学)

An Approach to Visualization of Localized Brain Activity
based on Source Derivation Method

Naoki Saiwaki, non-member (Osaka University), Shogo Nishida, member (Osaka University)

In this paper, we evaluate source derivation method for visualization of localized brain activity. To realize more accurate analysis of brain activity by Electroencephalograph (EEG), it is necessary to reduce background EEG which give bad influence as a noise from other regions of the brain, when we record EEGs.

Source derivation (SD) method can realize such function based on electromagnetism theory. At first, we evaluate SD method by simulation to know its characteristics of localization and noise reduction. Then, we apply it to analysis of auditory evoked potential and EEG recorded during music listening.

It becomes clear that SD method can easily extract the buried features of localized brain activity which are difficult to visualize by usual technique.

キーワード：Source Derivation法，脳波，限局性，可視化

1. はじめに

近年，人間の精神状態や認知活動と脳活動の関係について，学際的な見地から盛んに研究がすすめられている[1][10]．その結果，精神や認知といった高次情報処理のモデル化は容易でないものの，精神作業に関連した脳活動の側面を，脳波や脳磁波あるいはPETやMRIといった非侵襲計測手法を用いて測定することが可能であると考えられるようになった．もちろん，こうして得られる脳活動データの中には，高次精神活動のみならず視聴覚情報のような低次情報処理に関するものも少なからず混入していると考えられる．そこで，被験者を使った測定実験の際に，実験条件間で有意な差を得られるようなコントロール・パラメータを与え，できるだけ高次精神活動に関連したデータだけを抽出できるような工夫が必要となる．これまで我々は，こうした問題点を踏まえた上で言語聴取時及び音楽傾聴時における脳活動を脳波を用いて可視化し，その特徴を抽出する手法について論じてきた[11][12]．

ここで脳波に注目したのは，前述した非侵襲脳活動計測手法のうち最も手軽で一般に良く知られているにもかかわらず，高次精神活動に関する実験結果の解釈や条件設定の妥当性に様々な議論があり，必ずしも広く認められるような知見が得られているわけではなかったためである．こう

した問題の起こる理由として，脳波解析に一般的に用いられる信号処理法が必ずしも全ての実験条件や解析目的に適しているとはいえないにもかかわらず，信号処理の理論レベルでの検討や改良をほとんど加えることなく適用されてきたことがあげられる．我々はこうした問題に対して，条件によってはFFTより精度の高いスペクトル解析が可能なAR法や，脳内の情報伝達に注目した有向コヒーレンス法による脳活動状態の可視化を提案してきた[13][15]．

しかし，より本質的には，解析法の問題以前に脳波自身のデータとしての質が解析目的の要求するレベルを必ずしも満たしているとはいえないという現実がある．大脳皮質はすぐ表面を脳軟膜で覆われ，次層のクモ膜との間は脳脊髄液で満たされている．さらにクモ膜の外に硬膜，頭蓋骨，筋肉，皮下組織，皮膚と層が重ねられ，それぞれが異なる電気抵抗を有する．例えば頭蓋骨の導電率は脳皮質部の約80分の1でしかなく，その内側の脳脊髄液の導電率がかなり大きいので，大脳皮質のごく限局した部分で生じた電流による電場でも脳の表面では広範囲に広がってしまう（シャント効果）[16]．従って，頭蓋骨の高電気抵抗による伝導障害と相まって脳波導出が困難となる．さらに大脳皮質に生じる電流双極子の方向性を考えると，必ずしも双極子は垂直方向を向いておらず，大脳皮質に多数の溝が存在することなどから脳表面に対して平行な電流発生源も

多いと考えられる。この場合かなり広い範囲に陰陽の極性をもつ電位が重畳して記録されてしまうため、脳活動部位推定はさらに困難になる。このように従来の脳波導出法では、電極直下の脳波電位だけでなく他部位から波及する重畳波も同時に記録しており、電極直下の本来の脳波のS/N比を低下させる原因となっている。従って、確実な解析結果を得るためには、重畳する電位を減少させ電極部位本来の特徴的電位をS/N比を上げて検出することが求められる。これらに対処するため、本論文ではSource Derivation法（以下SD法）の導入を試みた。

SD法は電流密度分布に基づいて他部位からの影響を排除しS/N比よく脳波を導出する方法として、B.Hjorthらによって考案された[17]。すでに欧州では有効な手法として広く用いられているが、日本国内では一部の施設で臨床に用いられているだけであり、またその有効性についても十分には論じられていない[18]。さらに、臨床では異常脳波や誘発電位のようにあらかじめ局在することがわかっている脳波が対象とされ、精神作業中その他一般脳波分析への応用はあまり試みられていない。しかし、SD法自身は局在脳波に限らず、一般脳波全般におけるノイズとしての背景脳波除去手法としての適用が可能であると考えられる。

そこで、本論文では局所的な脳波を対象を限定せずSD法の特性的検討を行った。具体的には、従来導出電極の近傍電極のみを用いてSD法を計算していたのに対し、国際10-20法によって配置される全電極を用いた場合の有効性をシミュレーションによって確認した。また、精神作業の一例として音楽傾聴時に採取された脳波にSD法を適用して有効性を論じた。その結果多くの電極によるSD法を適用した場合、音楽傾聴時の脳波に対しても従来の導出法では判別が困難な脳活動推定に有効であることが示された。

以下、2. ではSD法について原理を説明しシミュレーションによってその特性を明らかにする。次に、3. でSD法を聴覚性誘発電位に適用した解析結果を示して非使用時との比較を行い実際の脳波への有効性を確認する。そして、4. で音楽傾聴時の脳波データにSD法を適用し、従来の単極導出法による各種分析結果との比較検討を行う。最後に5. でまとめと今後の課題について述べる。

2. SD法とその特性

<2・1> 電流密度分布とSD法

従来の導出法では脳波の電位は相対値として計測されるため、基準電極の選択や前節でも述べた導電率の異なる構造に起因する他部位からの重畳波の影響といった問題が生ずる。しかし、電流密度分布を用いてこうした問題を回避することができる[16]。二次元の頭皮上平面を考えた時、頭皮上にある脳波電位が分布しているとする、座標(X,Y)において頭皮電流Jに対して頭皮電流密度の発散

divJ は頭皮の単位面積あたりの電流密度を表す。 σ を導電率とすると、

$$-\frac{1}{\sigma} \cdot \text{divJ} = -\nabla^2 V = \frac{\partial^2 V}{\partial X^2} + \frac{\partial^2 V}{\partial Y^2} \quad (1)$$

となり、左辺は電流密度によって生じた電位密度となる。つまり、脳表面より湧き出した電流によって生ずる頭皮上平面上での電位は図1左のような電位膜として表現でき、湧き出す電流の強さによって膜面は凹凸に変化すると考えられる。また式1はPoissonの方程式であり、脳波の信号に依存する電流の湧き出し(source)や沈み込み(sink)の電流の強さに一致する(図1右)。

図1 電位分布図(左)と電流の湧出・沈み込み(右)

Fig. 1. Potential Field and Current Source / Sink.

以上の電磁気学の理論に基づく考察から、B.Hjorthは頭皮上の局在部位電位 V_{source} を求めるために式1を微小区間にて近似するSD法を考案した[17]。

式1のPoissonの方程式を電位分布に適用すると、

$$I \cong \left(-\frac{1}{Z}\right) \cdot \left(\frac{d^2 V}{dX^2} + \frac{d^2 V}{dY^2}\right) \quad (2)$$

ただし、

I: 電位勾配によって平面に垂直に流れる電流(図1の点線の矢印)

Z: 単位容積導体インピーダンス

と近似できる。これを中心電極から直交座標軸上等距離にある近傍四電極の例に置き換える(図2)。中心電極Sの局在部位電位を V_{source} 、計測電位 V_s とし、近傍電極A, B, C, Dでの電位をそれぞれ V_1, V_2, V_3, V_4 、距離をhとすると、

$$\frac{d^2 V}{dX^2} = \left[\frac{(V_1 - V_s)}{h} - \frac{(V_s - V_3)}{h} \right] \quad (3)$$

$$\frac{d^2 V}{dY^2} = \left[\frac{(V_2 - V_s)}{h} - \frac{(V_s - V_4)}{h} \right] \quad (4)$$

$$\therefore V_{\text{source}} = I \cdot Z(h^2) \approx V_s - \frac{1}{4}(V_1 + V_2 + V_3 + V_4) \quad (5)$$

ただし容積導体インピーダンス Z を h の関数とする。

となる。これは中心電極 S の局在部位電位 V_{source} が計測電位 V_s から、直交座標軸上にある四つの電極電位の加重平均電位の差分をとることで求められることを表している。

図2 近傍4電極の場合

Fig. 2. In case of four neighbored electrodes.

本論文では、これを頭部に装着した n 個 ($n > 4$) の電極電位に拡張して考えることにより、実際の脳波計測で用いられている国際10-20法による電極配置にも対応する。国際10-20法では電極間の距離は等間隔ではないので、距離の違いによる重み係数を考えて、

$$V_{\text{source}} = V_s - \frac{V_1/h_{s1} + V_2/h_{s2} + \dots + V_{19}/h_{s19}}{1/h_{s1} + 1/h_{s2} + \dots + 1/h_{s19}} \\ = C_{s1} \cdot V_1 + \dots + C_{ss} \cdot V_s + \dots + C_{s19} \cdot V_{19} \quad (6)$$

$$N = \frac{1}{h_{s1}} + \frac{1}{h_{s2}} + \dots + \frac{1}{h_{s19}}, \quad C_{sn} = -\frac{1}{N \cdot h_{sn}}, \quad C_{ss} = 1 \quad (7)$$

ただし、

h_{sn} : V_{source} 電極と電極 n 間の距離

V_n : 電極 n における電位

と表せ、結果的に各電極における電位の線形和として単純化できる。

次に、こうしたSD法の特性や妥当性を検討するため球体内双極子モデルを用いたコンピュータ・シミュレーションをおこなった。

<2・2> 三層球体内双極子モデルによるシミュレーション

石山らの5電極局所部位モデルを用いたSD法に関する研究報告では、隣接電極間距離を3.0~4.0[cm]以下とすることによって、脳実質表面から約2.0~4.0[cm]の範囲内に存在する信号源が検出可能であるとしている[18]。しかし、国際10-20法による脳波計測では頭部全体に比較的小数の

電極を装着して計測をおこなうために隣接電極間距離は約5.0~6.0[cm]と広くなり、電流密度の観点からの議論を厳密に満たしているとはいえなくなる。そこで、導出電極とその近傍4電極の合計5電極で単純に線形和を取ることにによって近似的に近傍の電位成分を除去できるとする[18]。これは、主に局在脳波や異常脳波を対象とした場合に、その性質によってできるだけ計算量を減らそうとしたとも考えられる。しかし、精神集中作業時のように脳の各所で協調的に作業が行われている際には分散した複数の活動の中心が頻繁に移動しており、できるだけ多くの部位からの重畳電位を考慮したシミュレーションが必要である。

そこで、ここでは国際10-20法による全21電極の相互影響を考慮したSD法の特性を検討する。具体的には、石山らと同様に三層球体内双極子モデルを用いて図3に示す頭部シミュレーションモデルを構成した。モデル内には双極子の代わりに仮想脳波信号源と雑音信号源を置き、球体表面よりSD法で得られた脳波信号が元の仮想脳波信号源成分をどの程度再現しているかを検討した。シミュレーションに用いた球体モデルは頭皮、頭蓋骨、脳実質がそれぞれ0.7[cm]、0.5[cm]、8.0[cm]である三層同心球であり、またそれぞれの導電率は1:1/80:1と仮定している(図3)。

σ, σ_s : 脳実質と皮膚、頭蓋骨の導電率
 p : 球体の中心からダイポールまでの距離
 r_1, r_2, R : 脳実質、頭蓋骨、頭皮の外側までの半径
 θ : ダイポールとZ軸のなす角
 α, β : 電極とZ軸、X軸のなす角

図3 三層球体内双極子モデル

Fig. 3. Model of dipole in three stratified sphere.

ここでX軸は鼻梁から後頭部へ抜ける正中線、Y軸は頭部の中心でX軸と直交する左右耳朵方向の軸、Z軸は頭部中心から頭頂方向へ垂直に延びる軸である。

脳実質内の S に置いた双極子による頭皮上電極 V への波及電位は、AryおよびWatanabeらによる計算式により求めた[19][20]。仮想脳波信号源としては振幅が7.3[μV]である7.8[Hz]の正弦波を用い、図3に示すようなZ軸、X軸となす角 α 、 β および頭部中心からの距離 p をパラメータとして脳実質内の任意の位置に置いた。雑音信号源は、振幅

50[μ V]程度である実際の脳波を用い、図4に示す国際10-20法電極配置図の21個の電極の直下2.2[cm]（頭部の中心より7.0[cm]）の脳実質部に置いた。

図4 国際10-20法電極配置図

Fig. 4. International 10-20 method.

以上の設定条件により、頭皮上に波及する脳波信号を図4の電極配置に基づいた21chより導出し、SD法によって仮想脳波信号が雑音信号の重畳成分から分離される様子を周波数分析により検討した。周波数分析はFFT（サンプリング周波数128[Hz]，データ点数1024点，ハニング窓使用）を用いておこなった。

<2・3> シミュレーション結果

仮想脳波信号源の位置を $\alpha=45.0$ ， $\beta=45.0$ ，頭部の中心からの距離 p を可変とし4.0～8.0[cm]（頭皮表面からの深さとしては1.2～5.2[cm]）の範囲で検討した。

従来法およびSD法によって導出された脳波信号をFFTによって周波数解析した結果の一例を図5に示す。

図5 FFTによる解析結果

Fig. 5. Power spectrum by FFT.

FFTによる周波数解析結果から、SD法では信号源が $p=5.0$ [cm]（頭皮上から4.2[cm]）の深さにあっても信号源の周波数ピークを抽出できることがわかるが、従来法では重畳波の影響を受けて埋もれてしまっている（図5）。

また、7.8[Hz]のパワースペクトルの分布状態をトポグラ

フィック・マッピングした結果を図6に示す。信号源は $p=7.0$ [cm]（頭皮上から2.2[cm]）の深さの場合である。

図6 トポグラフィック・マッピング比較

Fig. 6. Topographic mapping.

従来法は信号源が深部になるほど急速に広い範囲にパワースペクトルが拡散するが、SD法では信号源の位置付近に局限される様子が可視化されている（図6）。

さらに、各電極間の信号の類似度表示を図7に示す。類似度は赤池情報量基準に基づいて推定した[13][15]。

図7 隣接電極間における類似度

Fig. 7. Similarity between two electrodes.

図7における×印は電極の位置であり、その間の円は電極間の類似度が高いほど相対的に直径が大きくなる。ここでは、従来の導出法に比べSD法では隣接電極間での類似度が減少する傾向がみられ、各電極直下の固有の情報を抽出している様子が分かる（図7）。

以上の結果より、国際10-20法における全電極からの影響を考慮した場合でも、SD法では従来の導出法に比べてS/N比のよい脳波が導出でき、脳波の欠点であった空間分解能が改善されることが明らかになった。また、電極数を21から次第に減少させていった場合でも、どの電極を残すかにもよるが、できるだけ頭部全体に電極が分散するよう考慮すればほぼ同様の結果が得られた（図8(a), (b)）。これは、電極間距離が比較的長い場合でも距離による重みが正しく与えられれば本法が実用になる事を示している。

しかし、電極数が10個以下では急速に精度が下落し、

従って5程度の電極数を用いたシミュレーションでは局在的脳波を仮定せざるを得ない事が明らかになった(図8(c)). さらに、電極数の減少に伴って空間分解能も次第に悪化した。

(a) 電極数21個 (b) 電極数12個 (c) 電極数8個

図8 電極数を減らした場合

Fig. 8. In case of reducing the electrodes.

なお、図8における信号源の位置はいずれも $\alpha=45.0$, $\beta=45.0$, 頭部の中心からの距離6.5[cm] (頭皮表面からの深さ2.7[cm]) の場合である。

次章では、実際に被験者から採取した聴覚性誘発電位に対して本方法を適用し、評価を行う。

3. 聴覚性誘発電位に対する適用

<3・1> 実験条件

実験は半遮音の実験室(室温 $20\pm3^{\circ}\text{C}$, 照度10 lux以下, 暗騒音 $35\pm5\text{dBSL}$)で行った。安楽椅子に座った被験者に音刺激として音長75[ms], 音圧50dBSL, 繰り返し回数100回/分で立ち上がり間隔が一定の単純クリック音をヘッドホンより両耳同時に与えた。脳波は両耳を基準電極として図4に示した国際10-20法に基づく21chより導出し、高域遮断周波数120HzのL.P.Fを通して得られた脳波データに対し、クリック音をトリガとしてトリガ前75msから500msの脳波データを256回加算平均し聴覚性誘発電位を抽出した。その際、刺激提示前75msの平均電位を加算波形の基線とした。また、長時間の計測により誘発電位の振幅低下が起こるため、1分計測→3分安静→1分計測→3分安静→1分計測を1セットとし、被験者に苦痛を与えないよう時間的な余裕を考慮して、2日間計4セットを計測した。

<3・2> 解析結果

前節で述べた方法によって得られた聴覚性誘発電位について、図9にトポグラフィック・マッピングによって得られた頭部全体での電位分布を示す。従来の導出法による解析では、前頭部全体に電位分布が広がっているが、SD法では重畳した背景脳波が除去され実際の活動部位が明らかに表現されている。

図9 聴覚性誘発電位の解析結果比較

Fig. 9. Topographic mapping of auditory evoked potential.

この結果を他の手法と比較してみる。まず、栗城、竹内らは脳磁波を用いて聴覚性誘発電位の活動源(電流源)を推定している[21][22]。また、宇於崎、武者らは脳波を用いて異なった方法で電源位置推定を行っているが、いずれも聴覚性誘発電位の活動源は両側頭部の聴覚野付近とされている[23]。今回の実験結果では、従来法は前頭～頭頂部にかけて重畳した負の電位が広く分布しており側頭部に中心的活動が存在するとは考えにくい。一方、SD法では重畳していた負の電位が除去され側頭部の活動の優位性が明らかになっている(図10)。

矢印は推定された電源

図10 ダイポール位置推定結果

Fig. 10. Estimation result of dipoles.

以上の実験結果より、多数電極を用いたSD法は誘発電位による脳活動部位の推定に有効である事が示された。次に精神作業の例として、音楽傾聴時の脳波を分析対象としてとりあげる。

4. 音楽傾聴時の脳波への適用

<4・1> 実験条件

ここでは、安静閉眼無作業時および安静閉眼音楽傾聴時に得られた自発脳波に対して前述したSD法を用いて解析を行い、従来の導出法による解析結果との比較検討を行った。導出する際には、被験者としては音楽経験豊富者10名を対象とした。今回は代表的な例としてピアノ学習歴19年、大学院でピアノを専攻した24歳女性H.O.の脳波を分析

した結果を示す。

実験は3章と同条件の半遮音の実験室で行った。刺激は、安楽椅子に座った被験者の耳の位置に合わせて前方1.3mに左右2台のスピーカを配置する「自由音場」で両耳提示した。実験条件は、

- 1: 安静閉眼無作業 3分
- 2: 安静閉眼音楽傾聴 メンデルスゾーン「二重唱」
2分39秒

の2つであり最大音圧レベルは87dBSLであった。実験は、被験者が上記の実験曲を全く演奏できない状態から脳波を採取しはじめ、十分に演奏ができるようになるまでの2ヶ月間、毎週1回繰り返された。記憶の過程で脳波に変化が見られるかどうかを調べる目的のためであるが、これについては主旨が異なるため本論文では論じない。なお、音楽傾聴中の集中度を高め、心理状態を実験毎に一定にする目的から、被験者には自分自身が演奏している気持ちで聴いてもらった。

このような実験条件下で被験者の脳波を図4の国際10-20法電極配置、両耳朵連結で導出し、高域遮断周波数50Hzのフィルタを通して128Hz/12bitでサンプリングした。

<4・2> 解析結果

前節で述べた実験条件で得られた脳波データに対して、

- 1: AR法によるスペクトル推定
- 2: 統計モデルを用いたスペクトルピークの分散
- 3: 電極間でのスペクトル分布の類似度
- 4: トポグラフィック・マッピングを用いた信号源の時間推移表示

のそれぞれを分析表示し、SD法と従来法による結果の比較を行った。なお、1～3の詳細については別稿[12]として、ここではSD法の特徴のみを定性的に論述し、4については典型例を示した。

まず、1と2のスペクトル推定およびスペクトルピーク分散では、安静閉眼時と音楽傾聴時で異なった様子が観察された。安静閉眼時には従来法、SD法ともにほぼ一定の安定した周波数活動がみられ、特にSD法による結果の方は周波数変動幅が小さくなっている。音楽傾聴時には楽曲構造に伴ったピーク周波数の変化が報告されているが、SD法を用いるとその傾向が左前頭部や中線部でより顕著に見られることが明らかになる。なお、精神集中時に出現するとされるFm θ (Frontal midline theta activity) については本実験では明確な出現は確認できなかった。

3については、SD法によって隣接電極間での相関度が減少する傾向がみられ、電極直下固有の情報を抽出するSD法の特徴が再確認された。なお、安静閉眼時では左右対称の活動がみられるのに対して、音楽傾聴時では特定領域の活動が優位ではあるが非対称である場合が多かった。

4については、安静閉眼時には中線部(電極Fz付近)へ

の信号移動が顕著であった。また、音楽傾聴時では情報の流れは変化しており、前頭部および左右側頭部が優位な情報源になる場合が多かった。SD法では、従来法に比べて信号源と考えられる部位がはっきり示された(図11)。

図11 音楽傾聴時の活動部位

Fig. 11. Activated area during music listening.

これを図9の聴覚性誘発電位の場合と比較すると一見逆の結果のように見えるが、図5、6で示されたようにSD法では重畳していたノイズ成分が減少した結果、埋もれていた本来の電極電位が現れた事を示している。一方、図9では前頭部に重畳していた信号が取り除かれたがその下に埋もれていた信号源はなく、相対的に側頭部の活動が浮き出て見えるようになったと解釈できる。

5. むすび

本研究では、国際10-20法を用いた精神作業中の脳波の分析を行う場合に、多数の部位で発生した電位の重畳を考慮したSD法を導入することにより、S/N比のよい脳波データを導出できることを示した。まず、シミュレーションでその特性を検証して、つぎに単純音刺激による聴覚性誘発電位の解析に使い、重畳した背景脳波を減少させることが可能であることを示した。最後に、音楽傾聴時に採取された脳波データに対しても本法を適用した結果、効果的なノイズの除去が可能でそれによって本来の活動電位を際立たせられる事が明らかになった。

さらに計測精度を向上させるためには、以下のような問題点を解決する必要がある。今回用いたシミュレーションモデルは、導電率の違いを考慮した三層球体モデルであるが、実際の頭部構造とは多少異なっている。頭部を同心半球に仮定し、各層の厚みを均一としているため推定誤差を一定以下にすることは困難である。特に頭蓋骨は導電率が他の脳組織に比べ約80分の1であり、その厚みが一樣でないことに起因する体積導体の不均一性は頭皮上で計測される電位の精度に深刻な影響を及ぼしている。さらに、眼球や鼻孔の存在も推定誤差に影響することを考慮すると、例えばMRI等を用いた正確な頭部モデルを再現した上でのシミュレーションが不可欠であると考えられる。また、脳脊髄液も考慮した四層構造の導入も考えられる。

このような脳波の特性に対して脳磁波を用いた場合、磁界は頭蓋骨を容易に通過することができ頭部の体積導体の不均一性の影響を受けない。また、その強さは距離の二乗に反比例するため遠隔由来の重畳成分の影響を受けにくいといわれるが装置や計測が大がかりになる欠点もあり、目的によってはSD法の簡便さが尊重されうる。

今後、同一条件下における脳磁図との比較等も導入し、SD法の有効性と限界を明らかにしたい。

(平成9年9月26日受付, 同10年5月6日再受付)

文 献

- [1] D. Giannitrapani and L. Murri, Eds.: *The EEG of Mental Activities*; Karger, Basel (1988)
- [2] 角田忠信: 右脳と左脳; 小学館, 東京 (1992)
- [3] T. Ohashi, E. Nishina, N. Kawai, Y. Fuwamoto: "HYPERSONIC EFFECT" BY HIGH FREQUENCY SOUND ABOVE THE AUDIBLE RANGE; *Proc. of Int. Symposium on Musical Acoustics*, pp.119-122 (1992)
- [4] 緒方茂樹: 音楽のもつ音圧変動が脳波に及ぼす影響とその心理学的意義; 脳波と筋電図, Vol.20 No.2, pp.337-346 (1992)
- [5] 武者利光: 「こころ」を測る; 日経サイエンス Vol.26 No.4, pp.20-29 (1996)
- [6] F. L. Golla, E. L. Hutton, and W. G. Walter: Objective study of mental imagery; *psychologic electroencephalographic analysis, J. monts-ci.*, 89, pp.216-223 (1943)
- [7] H. Gastant: The brain stem and cerebral electrogenesis in relation to consciousness; *Brain Mechanisms and Consciousness*, Oxford Blackwell, London pp.249-283 (1954)
- [8] Michel Denis: *LES IMAGES MENTALES*; Presses Universitaires de France, Paris (1979)
- [9] F. E. Bloom, A. Lazerson and L. Hofstadter: *BRAIN, MIND, AND BEHAVIOR*; Educational Broadcasting Co., New York (1985)
- [10] 伊藤正男: 特集-意識と脳; 生体の科学, Vol.43, No.1, pp.4-53 (1992)
- [11] 才脇直樹, 加藤久仁夫, 井上健, 井口征士: 有向コヒーレンス解析による脳波情報源可視化法", システム制御情報学会, Vol.10, No.10, pp.537-546 (1997)
- [12] 才脇直樹, 加藤久仁夫, 井上健, 井口征士: 有向コヒーレンス解析を用いた音楽音響傾聴時脳波の信号源推定, 日本音響学会論文誌, Vol.53, No.7, pp.493-500 (1997)
- [13] Naoki SAIWAKI, Seiji INOKUCHI, Tsuyoshi INOUE, Sho KATAYAMA and Yasuo HORI: An Analysis of electroencephalographs Recorded During Music Listening, *Proceedings of the Stockholm Music Acoustics Conference*, pp.58-61, Stockholm (1993)
- [14] Naoki SAIWAKI, Seiji INOKUCHI, Sho KATAYAMA and Yasuo HORI: An Analysis of EEG Responded to Musical Stimuli, *Proceedings of the First International Conference on Cognitive Musicology*, pp.356-369, Jyväskylä (1993)
- [15] Kunio KATO, Naoki SAIWAKI and Seiji INOKUCHI: A Time/Spatial Pattern Analysis of EEG During Music Listening, *Proceedings of the 1994 SINO-JAPAN Joint Meeting on Music Acoustics*, pp.142-146 (1994)
- [16] 梶龍児: Current source density analysis, 臨床脳波, Vol.33, No.10 (1991)
- [17] B.Hjorth: An online transform of EEG scalp potentials into orthogonal source derivation, *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, 39, pp.536-530 (1975)
- [18] 石山陽事, 白井康之, 野沢胤美, 関要次郎, 本間伊佐子, 江部充: Source Derivation法を用いた脳波局在部位推定に関する研究, 医用電子と生体工学, 28, pp.113-121 (1990)
- [19] J.P.Ary: "Location of source of evoked scalp potential, Corrections for skull and scalp thickness", *IEEE BME-28*, pp.447-452 (1981)
- [20] Y.Watanabe: "A graphic method for estimation equivalent dipole of localization EEG discharge", *IEEE BME-31*, pp.435-439 (1984)
- [21] 栗城真也, 竹内文也: 誘発脳磁図の計測と電源推定, 医用電子と生体工学, Vol.6, No.4, pp.28-33 (1992)
- [22] 栗城真也, 竹内文也: 聴覚性大脳誘発磁界と誘発電位の計測, 医用電子と生体工学, 28, pp.42-49 (1990)
- [23] 宇崎泰弘, 武者利光: 聴性誘発反応の電源位置推定, 医用電子と生体工学, 29, pp.172 (1991)

才脇 直樹

(非会員) 平成3年3月, 大阪大学大学院基礎工学研究科博士前期課程修了。同後期課程を中退し, 平成5年5月, 大阪大学基礎工学部(現大阪大学大学院基礎工学研究科システム人間系)助手。工学博士。情報処理学会, 日本音響学会各会員。

西田 正吾

(正員) 昭和51年3月, 東京大学大学院工学系研究科電気工学修士課程修了。三菱電気(株)を経て平成7年4月大阪大学大学院基礎工学部システム工学科(現大阪大学大学院基礎工学研究科システム人間系)教授。工学博士。昭和61年, 平成5年電気学会論文賞, 平成4年電気学会著作賞, 平成7年電気学会進歩賞を受賞。