原著論文

近赤外分光装置を用いたファジィ脳領域識別に基づく言語優位半球度算出法†

小橋 昌司*1・喜多村 祐里*2・近藤 克哉*1・畑 豊*1・柳田 敏雄*2

言語優位半球の判定は、脳外科手術の術前計画や、高次脳機能に関する研究において、非常に重要な指標のひとつである。従来はWada-testによる手法が用いられてきたが、被験者に対する侵襲性等の理由から、同手法に代わる簡便な手法が求められてきた。そこで、本研究では小規模で非侵襲的な計測法である近赤外線分光法に基づく脳機能計測システムを用いた、簡便な言語優位半球判定システムを提案する。本提案法においては、同計測システムでの計測点が言語野上に設置された度合いを示すファジィ所属度を導入することで、計測位置のずれに対し、高い精度、再現性を有する手法を実現する。本提案システムは、14名の健常被験者に対し適用することで、有効性を示した。

キーワード：脳機能、言語、近赤外線分光法、言語優位半球、ファジィ識別、知的画像処理、医用画像処理

1. はじめに

言語機能を司る言語野は脳の左右両半球に存在するが、通常左右どちらか一方のみの言語野がその機能を果たしており、これを言語優位半球と呼ぶ。Branchらによると、123名の患者に対するアミタールテストの結果、「右利き者の96%が左半球優位、4%が右半球優位である。一方、左利き者では、15%が右半球優位、15%が左右差なし、70%では左半球優位である」と報告している[1]。同様に、KnechtらはfCTCD (functional transeanal doppler ultrasonography)、アミタールテスト、functional MRIを用いて、188名の被験者において「右利き者の92.5%が左半球優位であった」と報告している[2]。他にも、脳損傷者に対する言語優位性の報告[3]、失語患者に対する言語優位性の報告[4]もなされている。このように多くの場合左半球優位であるが、実際には個人差があり断定はできない。

一方、脳外科手術において脳腫瘍の摘出は、腫瘍の取り残しを防ぐため広い範囲の切除が望ましいが、その一方患者の術後の生活の質(QOL; quality of life)の向上を目指して、脳機能を残存させるため、より狭い範囲に制限する必要がある。そこで、術前計画での切

除範囲の決定において、言語優位半球の判定は必要不可欠になっている。また、言語機能や高次脳機能を検査、研究する場合においても、言語優位半球の判定は基本的な検査項目である。

従来、言語優位半球の判定はwada-test(別名アミタールテスト)[5]が最も高精度な手法と知られ、よく用いられてきた。同手法は、内頸動脈に麻酔薬(当時はアミタール、現在はプロポフォールが用いられる)を注入し、注入動脈に支配された半球のみを麻痺させた状態で簡単な言語機能テストを行う。これを左右の各脳半球にそれぞれ行い、麻痺により言語機能が失われた脳半球を言語優位半球とする。同手法は非常に簡便かつ高精度な検査法であるが、麻酔薬を用いる点で被験者に対して侵襲的である。そこで同手法に代わる非侵襲的な検査法の開発が望まれている。

非侵襲に脳機能を計測、画像化する方法として、核磁気共鳴画像化装置(MRI; magnetic resonance imaging)を用いたfunctional MRIや、脳磁図装置(MEG; magnetoencephalogram)等があり、特にfunctional MRIを用いた言語優位半球判定法[6]も提案されている。しかしながら、これらの手法においてはアミタールテストと比較すると、その判定精度が劣るため、解析手法の改善、他装置を用いた手法の提案、開発が望まれている。

一方、近赤外線分光法に基づく脳機能計測法(NIRS; near-infrared spectroscopy)が近年開発された。同計測法では、頭皮上から近赤外光を照射し、脳表付近の脳組織を通過した近赤外光を受信することで、脳組織の酸化ヘモグロビン(oxy-Hb)や還元ヘモ

† Language Laterality Index Regionally Specified with Fuzzy Logic Using Near-Infrared Spectroscopy
Syoji KOBASHI, Yuri KITAMURA, Katsuya KONDO, Yutaka HATA and Toshio YANAGIDA

*1 兵庫県立大学大学院工学研究科
Graduate School of Engineering, University of Hyogo

*2 大阪大学大学院生命機能研究科
Graduate School of Frontier Biosciences, Osaka University

グロビン (deoxy-Hb) の濃度変化量を高時間解像度で計測する[7]。同計測装置は小規模で、他の脳機能計測装置と比較すると非常に安価であるため、ベッドサイドでの利用や、救急時、小児、乳幼児の脳機能計測などへの応用研究が現在盛んに行われている[8,9,10,11]。なお、同装置は計測の原理上、functional MRIのように3次元的な計測は不可能で頭部の構造的な情報は取得できない。また、空間解像度が2 cm角程度と低く、頭皮上に近赤外線照射、受信プローブを設置した20箇所程度の計測点のみの濃度変化量しか計測できない。

NIRSを用いた言語優位半球判定法は、Watanabeらによって提案された[12]。同手法は、言語課題実行に伴う脳賦活により増加した総ヘモグロビン (total-Hb) 濃度変化量の左右差を計測することで、言語優位半球度 (LI; laterality index) を算出する手法である。これにより、アミタールテストの判定結果に相関した言語優位半球度を算出できた。同手法において総ヘモグロビン濃度変化量の左右差の算出は、各脳半球に設置されたすべて、若しくは任意の計測点での平均値を用いている。しかしながら、計測点が言語野上に位置するかどうか不明であるため、言語優位半球度に言語野以外の例えば運動野などのヘモグロビン濃度変化量が影響する可能性が考えられる。

そこで、言語野上のみに計測点を設置、若しくは計測点から言語野上のみを選択することで、従来法の有する問題点を改善できる。しかし、NIRSにおいては頭部内部の構造的情報が取得できないため、言語野上の計測点を選択することは困難であり、現在は計測者の経験や勘によって選択されている。またMRIなどを利用して脳の構造的情報を取得する試みもあるが、NIRSを利用する簡便さの利点が損なわれる。

本研究ではNIRSで計測したヘモグロビン濃度変化量の時系列信号より、各計測点に対し言語野、運動野、その他の脳領域に属するファジィ所属度を推定し、推定したファジィ所属度を用いて言語野上の計測点のみに位置を局限させた新しい言語優位半球度 (fuzzy LI) の算出システムを提案する。本提案システムにより、計測位置の違いによる言語優位半球度の変化を減少することで、言語優位半球度算出精度の向上、再現性の向上が期待できる。

2. 使用データ

本研究で使用するヘモグロビン濃度変化量の時系列信号は、NIRS装置 (光トポグラフィ装置ETG-100、株式会社日立メディコ) を用いて計測した。同装置は、波長780 nmと830 nmの近赤外光を用いて、酸化ヘモ

グロビン (oxy-Hb)、還元ヘモグロビン (deoxy-Hb)、総ヘモグロビン (total-Hb) の濃度変化量 [mmol・mm] の時系列信号を計測できる。近赤外光計測のサンプリング時間は100 msecとした。

頭皮上での計測点は、ヘッドシェルを用いて左右脳半球に対し各12計測点を設定した。同ヘッドシェルは言語野を十分に含むように、左右対称に前頭頭頂葉に設置した。詳細な設置方法は3.2節に示す。図1にヘッドシェルを装着した実際の計測風景を示す。左右脳半球の各12計測点においてヘモグロビン濃度変化量を測定するため、各脳半球の計測プローブは5点の照射点と4点の検出点で構成される。図2に頭皮上での各照射点、検出点、計測点の位置関係を示す。同図において黒丸、白丸が照射点、検出点プローブを示し、これらのプローブによってヘモグロビン濃度変化量が計測される位置を白の四角で示し、四角内の数字は計測点番号を示す。隣り合うプローブ間隔は2 cmと設定した。すなわち、各計測点にはプローブ間の2 cm

図1 計測風景

図2 計測点の配置

図3 total-Hb濃度変化量の時系列信号の例。図中のR, T, Cはそれぞれ休息期間, 言語課題実行期間, 運動課題実行期間を示す。

角程度に位置する脳表付近の脳組織のヘモグロビン濃度変化量が計測できる。

同装置を用いて計測したtotal-Hb濃度変化量の時系列信号の一例を図3に示す。同計測点においては、TASKに高く相関した時系列信号が得られた。なお本システムにおいては、脳賦活に感度よく変化することが知られているtotal-Hb濃度変化量の時系列信号を処理対象とした。また、計測した時系列信号には、被験者が実行する課題と関係ない脳賦活による濃度変化量、計測装置などからのアーチファクトが含まれるため、前処理として帯域制限フィルタを施した。なお、同フィルタのカットオフ周波数は、本提案システムでの計測時間と各課題の実行時間を基に、 $f_L=0.0051\text{Hz}$ 、 $f_H=0.13\text{Hz}$ とした。

3. NIRS を用いたファジィ言語優位半球度算出システム

3.1 システム概略

ヘッドシェルは言語優位半球の判定において注目する言語野を含むように設置するが、言語野と隣接する運動野や、それ以外の脳領域も計測範囲内に含まれる。それら言語野以外の脳領域におけるtotal-Hb濃度変化量が、言語優位半球の判定に影響を与えてきた。そのため、言語野上の計測点が識別できれば、識別された計測点のみを用いることで、言語優位半球の判定精度向上、再現性向上に寄与できると考えられる。

そこで本研究では、NIRSを用いて計測したtotal-Hb濃度変化量の時系列信号より、各計測点が設置された脳領域を自動識別し、言語野上の計測点と識別された計測点のみを用いて言語優位半球度を算出するシステムを提案する。以下、3.2節にヘッドシェルの設置方法、3.3節に被験者がNIRS計測中に実行する実行課題、3.4節に計測点が設置された脳領域のファジィ識

別法、3.5節にファジィ言語優位半球度算出法を示す。

3.2 ヘッドシェルの設置方法

ヘッドシェルは、脳波測定における電極の配置法である国際式10/20法(ten-twenty electrode system) [13]に基づき設置した。Cz(正中中心部)から両側の耳梁へ下ろした線がおおむね大脳皮質の中心溝上に一致するとみなし、これより前方でかつ両側のこめかみの部分を覆うことができる位置に固定し、さらに動きによる測定位置のズレを防ぐために頭皮上にマーキングを施すといった工夫も行った。

また、本研究で用いる3×3タイプのヘッドシェル(図1, 図2)を数名の別の被験者に取り付けた状態で、MRI撮像を行い、プローブ位置と実際の脳表との位置関係を調べた結果、すべての被験者において運動性言語野とその周辺領域である皮質表面がヘッドシェルで覆われていることが確認できた。

3.3 被験者の実行課題

従来のNIRSを用いた言語優位半球判定法[12]においては、言語野の賦活によって上昇したtotal-Hb濃度変化量の検出を目的に、被験者は指示された平仮名で始まる単語を想起し紙に筆記する課題(言語課題; T)と、単純な図形の模写(運動課題; C)を順に繰り返すパラダイムが用いられてきた。図4(a)に従来手法[12]における実行課題のタイムシーケンスの一例を示す。これにより、言語課題実行中においては言語野と運動野の賦活が、また運動課題実行中においては運動野のみが賦活する。そこで、言語課題と運動課題期間の濃度変化量の差を求めることで、言語野のみの賦活が計測できる。しかし、各計測点が運動野、言語野、若しくはその他の脳領域のどれを計測したかは明らかでない。

(a) 従来法の実行パラダイム

(b) 提案法の実行パラダイム

図4 実行課題のタイムシーケンス

そこで本提案法においては、何も実行しない休息期間(R)を用いることで、各計測点が設置された脳領域の識別を行う。図4(b)に提案する実行課題のタイムシーケンスを示す。同タイムシーケンスに従い、被験者は以下のような課題を実行する。なお、各課題はコンピュータディスプレイに示された指示に従い実行する。

- ・言語課題(T)：ディスプレイ上に平仮名1文字がランダムに表示される。ただし、単語想起が困難な平仮名(‘ん’, ‘を’ など)はのぞく。被験者は表示された平仮名を語頭韻に持つ単語を紙面に筆記する。
 - ・運動課題(C)：ディスプレイ上に意味の無い図形がランダムに表示される。被験者はその図形を紙面に模写する。
 - ・休息状態(R)：ディスプレイ上に注視点が表示される。被験者は何も行わず、同注視点を凝視する。
- 各期間におけるディスプレイ上の表示の一例を図5に示す。また言語課題、運動課題において、文字、図形の表示間隔を5秒、各課題の実行時間を20秒、繰り返し回数を3回とした。提案する実行課題により、言語課題、運動課題、休息状態のtotal-Hb濃度変化量を計測することで、各計測点が設置された脳領域を、言語野、運動野、その他の脳領域に識別する。

3.4 計測点の脳領域ファジィ識別

脳賦活課題の実行に伴うニューロン発火により、対応する脳領域において、時間遅れ δ (本実験では10秒とした)後にtotal-Hb濃度変化量が上昇し、同課題実行中はほぼ一定値を保つ。次に、課題終了に伴いtotal-Hb濃度変化量が下降し、やがて定常状態(ベースライン)に戻る。すなわち同提案システムにおいては、理想的には図6に示すように、言語野では言語課題実行時のみにおいて、運動野では言語課題と運動課題の実行時それぞれにおいてのみ上昇すると考えられる。しかし、1計測点の空間解像度が約2 cm角と低いため、1計測点での計測信号には複数の異なる脳領域のtotal-Hb濃度変化量が含まれ、単一脳領域に識別できない。そこで、計測点 x が設置された脳領域が言語野であるファジィ所属度を $\mu_s(x)$ 、運動野であるファ

(a) 言語野

(b) 運動野

図6 total-Hb濃度変化量の理想的な信号変化

ジィ所属度を $\mu_m(x)$ 、その他の脳領域であるファジィ所属度を $\mu_o(x)$ と定義し、各ファジィ所属度を以下のように求める。

実行課題に関係しない言語野、運動野以外の脳領域上に設置された計測点においては、計測時点の違いによるHb濃度変化量の変化は小さい。そこで、計測時点の違いによるHb濃度変化量の変化を定量化するため、2元配置分散分析法(two-way analysis of variance)で次式に示す F 値を求める。

$$F = \frac{V_A}{V_E} \quad (1)$$

ここで、 V_A 、 V_E はそれぞれ繰り返し中の各計測時点によるtotal-Hb濃度変化量の変動、誤差変動を表す。

求められる F 値は1に近い時、実行課題に無関係に信号が変化することを、また値が高くなるにつれ実行課題に応じて信号が変化することを示す。また、 F 値は各計測時点による変動の自由度 df_B 、誤差変動の自由度 df_W の F 分布に従う。そこで、同 F 分布の F 値における上側確率 p を求め、同 p 値を用いて注目計測点 x が設置された脳領域が、言語野、運動野以外の脳領域であるファジィ所属度 $\mu_o(x)$ を(2)式で定義し、その p 値とファジィ所属度の関係を図7に示す。

$$\mu_o(x) = \mu(p(F(x), df_B, df_W)) = \begin{cases} 1.0 & p \geq p_{\max} \\ \frac{p_{\max} - p_{\min}}{p_{\max} - p_{\min}} & p_{\min} < p < p_{\max} \\ 0.0 & p_{\min} \geq p \end{cases} \quad (2)$$

図5 課題指示ディスプレイ表示の一例

図7 その他の脳領域に所属するファジィ所属度

ここで, p_{min} , p_{max} は0から1の間で, $p_{min} < p_{max}$ となる値とし経験的に定める(本実験では $p_{min}=0.05$, $p_{max}=0.10$ を用いた). また, $F(x)$ は計測点 x において計測された時系列信号に対して, (1)式に示した分散分析法により得られた F 値である. これより, F 値が1に近づき p 値が高くなることで, 同計測点が設置された脳領域が言語野, 運動野以外であるファジィ所属度 $\mu_o(x)$ が1に近づく. 一方, p 値が低くなるにつれ, 計測時点の違いによってtotal-Hb濃度変化量が異なると考えられることから, 同計測点が設置された脳領域が言語野, 運動野以外であるファジィ所属度 $\mu_o(x)$ が0に近づく.

次に, 計測点 x が設置された脳領域が言語野であるファジィ所属度 $\mu_s(x)$, 運動野であるファジィ所属度 $\mu_m(x)$ を, 図6に示す言語野, 運動野における理想的な濃度変化量の時系列信号(時間遅れを持つbox-car)との相関係数 $r_s(x)$, $r_m(x)$ を用いて次式で定義する.

$$\mu_s(x) = \frac{r_s(x)}{r_s(x) + r_m(x)} \times (1 - \mu_o(x)) \quad (3)$$

$$\mu_m(x) = \frac{r_m(x)}{r_s(x) + r_m(x)} \times (1 - \mu_o(x)) \quad (4)$$

ただし, $r_s(x)$, $r_m(x)$ の最小値は0.0とし, $r_s(x) = r_m(x) = 0.0$ の場合は, $\mu_o(x) = 1.0$, $\mu_s(x) = \mu_m(x) = 0.0$ とする. また, 全ファジィ所属度の総和は必ず1となる.

上記の処理を左右脳半球の全計測点で得られたtotal-Hb濃度変化量の時系列信号に適用することで, 各計測点がどの脳領域上に設置されたかを示す3つのファジィ所属度が求められる. しかし多くの場合, 優位となる言語野は左右どちらかのみに存在するため, 言語課題においては優位半球の言語野のみが賦活する. そのため, 上記で求めたファジィ所属度 $\mu_s(x)$ は, 優位半球の言語野のみにおいて正確に計算され, 他方では低く算出される. そこで, 左右両半球の対応する計測点のファジィ所属度の高い値を, その2計測

点におけるファジィ所属度とすることで, 両半球の各計測点が言語野に属するファジィ所属度が求められる.

3.5 ファジィ言語優位半球度

従来のNIRSを用いた言語優位半球度の算出法では, まず注目する左右計測点ペア l における言語優位半球度 $LI(t)$ を, total-Hbの濃度変化量の上昇値を用いて次式で算出する[12].

$$LI(t) = \frac{A_R(t) - A_L(t)}{A_R(t) + A_L(t)} \quad (5)$$

ここで, $A_L(t)$, $A_R(t)$ はそれぞれ注目計測点ペア l における, 左右各計測点の言語課題実行時のtotal-Hbの濃度変化量の平均上昇値である. 言語優位半球度 $LI(t)$ は-100から+100までの値をとり, 正の値は右が優位半球であることを, 負の値は左が優位半球であることを示す. これにより, 言語課題実行時にどちらの半球の濃度変化量がより上昇したかを求める. これを(1)すべての左右計測点ペア, (2)ユーザーによって任意に指定された左右計測点ペア, 若しくはMRIなどを用いて同定した言語野上の左右計測点ペア, のいずれかの手法で決定した計測点ペアに対して算出し, それらの平均値を求めることで同被験者の言語優位半球度(以下 *crisp LI* と呼ぶ)とする.

提案手法においては, 前節に述べたように, 各計測点ペアに対して言語野に属するファジィ所属度を算出した. そのため, 言語野上に設置された計測点を, ユーザーの判断を必要とせず, 自動的に限定できる. そこで, 同ファジィ所属度を用いて, 同被験者の言語優位半球度(*fuzzy LI*)を次式で定義する.

$$fuzzy LI = \frac{\sum \mu_s(t) \times LI(t)}{\sum \mu_s(t)} \quad (6)$$

*fuzzy LI*は-100から+100までの値をとり, 正の値は右が優位半球であることを, 負の値は左が優位半球であることを示す.

4. 実験結果及び考察

提案システムを評価するため13名の右利き健常被験者(男性10名, 女性3名), 1名の左利き健常被験者(男性)に適用した. なお, 各被験者の利き手は, Edinburgh Inventory[14]を用いて確認した. 同テストのスコアは+1から-1の値をとり, 正が右利き, 負が左利きを示し, より絶対値が大きいくほど強い右利き, 左利きを表す. 表1に各被験者の年齢, 性別, 利き手, Edinburgh Inventory (E.I.)のスコアを示す. な

表1 被験者リスト

Subject #	Sex	Age	Handedness	Edinburgh Inventory
1	M	24	R	1.00
2	F	33	R	1.00
3	M	24	R	1.00
4	M	22	R	1.00
5	M	23	R	0.63
6	F	23	R	0.88
7	M	23	R	0.73
8	M	22	R	1.00
9	M	22	R	1.00
10	M	23	R	1.00
11	M	24	R	0.80
12	M	24	L	-0.80
13	M	24	R	1.00
14	F	23	R	1.00

お本被験者群においては、Subject #12のみが左利きであった。

提案手法に基づき、Subject #11のTrial #2より得られた各計測点の時系列信号の分散分析及び相関係数の算出結果を表2に示す。同表に示すとおり、左脳半球に設置された計測点6, 8, 9, 11, 12においては、帰無仮説「計測時点が変わってもtotal-Hb濃度変化量の変化がない」が有意($p \leq p_{max}=0.10$)に棄却され、タスク実行に応じた信号変化が観測されたと考えられる。

次に表2より各計測点に対して、言語野、運動野、それ以外の脳領域に属するファジィ所属度を算出し

た。得られたファジィ所属度を表3に示す。同表に示すとおり、有意に帰無仮説が棄却された計測点6, 8, 9, 11, 12においては、相関係数の値に基づき、言語野に属するファジィ所属度、運動野に属するファジィ所属度が算出された。また、それ以外の計測点においては、計測時点が変わってもtotal-Hb濃度変化量の変化はないため、言語野、運動野以外の脳領域に完全に属すると推定された($\mu_o=1$)。なお、表2, 表3はmp #は計測点番号を示し、左右半球で同位置に対応する計測点(計測点ペア)を1行に並べている。

また、表3中のPairedの列に、左右脳半球で対応する計測点同士の最大値をとることで求められた、言語野に属するファジィ所属度を示し、それより作成したファジィ所属度マップを図8に示す。これより同実験においては言語野の位置がヘッドシェル中において前方、下方に同定されたことが視覚的に確認できる。

最後に、左右対応する計測点間において算出された $LI(x)$ を表3中で示す。同表より計測点において $LI(x)$ の値が異なり、符号も異なる(優位半球が異なる)ことが確認でき、本提案法で目的とする計測点の選択が重要であることがわかる。また、(6)式により算出したfuzzy LIは-32.6、従来法に基づきすべての計測点より算出したcrisp LIは-1.3となり、提案手法により言語野のみ選択することで、他の脳領域の影響を抑えて、より正しく言語有意半球度を計測できたと考えられる。

表4に全被験者に対して従来法及び提案法を用いて算出した言語優位半球度を示す。なお、従来法の言語優位半球度は全計測点の平均値とした。なお、提案シ

表2 各計測点の時系列信号の分散分析および相関係数の算出結果(Subject #11, Trial #2)

Left hemisphere					Right hemisphere				
mp #	ANOVA		CC		mp #	ANOVA		CC	
	F	P	Motor	Language		F	P	Motor	Language
1	0.81	0.45	0.22	0.29	14	0.94	0.39	-0.20	-0.11
2	1.40	0.25	0.20	0.33	13	1.09	0.34	-0.08	-0.06
3	0.92	0.40	0.38	0.43	17	1.91	0.15	-0.01	0.02
4	1.36	0.26	0.33	0.31	16	1.36	0.26	-0.08	-0.09
5	0.49	0.61	0.13	0.06	15	1.19	0.30	-0.14	-0.12
6	5.38	0.00	0.53	0.63	19	0.82	0.44	0.08	-0.04
7	1.84	0.16	0.40	0.46	18	1.44	0.24	-0.02	-0.02
8	2.47	0.09	0.43	0.60	22	0.69	0.50	0.13	0.10
9	3.01	0.05	0.45	0.59	21	0.75	0.47	-0.03	0.01
10	2.10	0.12	0.29	0.33	20	1.21	0.30	-0.05	-0.06
11	4.62	0.01	0.46	0.69	24	0.69	0.50	0.00	0.02
12	3.01	0.05	0.29	0.50	23	0.64	0.53	-0.08	0.08

表3 ファジィ所属度および各計測点組での言語優位半球度算出結果(Subject #11, Trial #2)

mp #	Fuzzy Degree			mp #	Fuzzy Degree			Paired	
	Other(μ_o)	Motor(μ_m)	Speech(μ_s)		Other(μ_o)	Motor(μ_m)	Speech(μ_s)	Fuzzy Degree	LI
1	1.00	0.00	0.00	14	1.00	0.00	0.00	0.00	56.80
2	1.00	0.00	0.00	13	1.00	0.00	0.00	0.00	13.30
3	1.00	0.00	0.00	17	1.00	0.00	0.00	0.00	19.50
4	1.00	0.00	0.00	16	1.00	0.00	0.00	0.00	59.30
5	1.00	0.00	0.00	15	1.00	0.00	0.00	0.00	3.90
6	0.00	0.46	0.54	19	1.00	0.00	0.00	0.54	-5.90
7	1.00	0.00	0.00	18	1.00	0.00	0.00	0.00	-2.30
8	0.70	0.12	0.17	22	1.00	0.00	0.00	0.17	-30.60
9	0.00	0.43	0.57	21	1.00	0.00	0.00	0.57	-36.30
10	1.00	0.00	0.00	20	1.00	0.00	0.00	0.00	-7.40
11	0.00	0.40	0.60	24	1.00	0.00	0.00	0.60	-55.00
12	0.00	0.37	0.63	23	1.00	0.00	0.00	0.63	-31.40

図8 言語野のファジィ所属度マップ。図中の数字は計測点番号(左/右)を示す

システムの適用は、言語優位半球度算出の再現性を評価するため、各被験者に対して複数回計測実験を行った。また、利き手の半側が各手法により判定した言語優位半球と一致した時Corr.に '+' を、一致しない時 '-' を示す。すなわち、Edinburgh Inventoryで求められたスコア符号と、言語優位半球度の符号が異なる時一致したとみなす。これより、利き手の半側を言語優位半球と仮定した場合、同実験においては、従来手法では68%、提案手法では70%の割合で、正しく言語優位半球を判定できたとみなせる。

従来手法において正しく認識されたcaseを提案手法が誤って認識した例を調べると、計測点のほとんどにおいて、分散分析の結果、計測時点が変わってもtotal-Hb濃度変化量の変化がないと判断されたため、言語野上に設置されたと推定された計測点がほとんどなかったのが原因であった。またこの場合、言語野、運動野の参照関数に対する相関係数の値も十分に小さかったことから、同caseにおいてはヘッドシェルの設置などに問題があり、NIRS装置によるデータ計測自体が失敗していたと考えられる。そこで計測時には、本提案システムを用いて言語野上のプローブが発見できたか否かを確認することで、計測自体の成否

表4 提案システムによるファジィ言語優位半球度算出結果と従来法との比較

Subject #	Trial #	Conventional		Proposed	
		LI	Corr.	LI	Corr.
1	1	-21.9	+	-31.5	+
	2	-22.0	+	-25.9	+
	3	-24.4	+	-29.4	+
2	1	-11.7	+	-8.8	+
	2	-17.2	+	-39.8	+
3	1	-2.2	+	-4.9	+
	2	-5.3	+	-10.4	+
4	1	-8.5	+	-8.4	+
5	1	1.4	-	-38.2	+
	2	-20.0	+	-24.8	+
6	1	32.1	-	24.6	-
	2	16.8	-	41.9	-
	3	-8.9	+	-17.8	+
	4	2.9	-	-6.0	+
	5	-2.8	+	-16.8	+
7	1	-9.1	+	0.0	-
	2	-22.5	+	2.5	-
	3	-5.0	+	-11.7	+
	4	-14.3	+	-14.2	+
	5	-3.5	+	-3.7	+
	6	-23.3	+	-3.8	+
	7	-17.0	+	-12.7	+
8	1	27.9	-	29.8	-
	2	6.8	-	12.7	-
9	1	-3.6	+	-3.5	+
	2	1.4	-	-0.5	+
10	1	-10.8	+	-10.6	+
	2	-20.3	+	-29.4	+
11	1	-8.0	+	-2.1	+
	2	-1.3	+	-32.6	+
12	1	-13.7	-	0.0	-
	2	-14.3	-	0.0	-
	3	-13.4	-	0.0	-
13	1	-5.3	+	-6.3	+
	2	7.6	-	-12.1	+
14	1	2.3	-	0.0	-
	2	-10.3	+	0.0	-

を評価できる可能性も考えられる。

次に、相関係数の参照関数(図6)のパラメータ(時間遅れ δ)の結果に対する影響を調べるため、表2に実験途中結果を示したSubject #11のTrial #2の計測点番号11におけるtotal-Hb濃度変化量の時系列信号(図9)に対して、参照関数の時間遅れ δ の変化に対する相関係数の遷移を図10に示した。これより、同時系列

図9 Subject #11計測点番号11におけるtotal-Hb濃度変化量の時系列信号。図中のR, T, Cはそれぞれ休息期間, 言語課題実行期間, 運動課題実行期間を示す

図10 時間遅れ δ の変化に対する相関係数の変化

図11 時間遅れ δ の変化に対するfuzzy LIの推移

信号においては、11.5秒の時間遅れを与えることで、最も高い相関値が得られることから、時間遅れのパラメータ設定は11.5秒が最適であると考えられる。

次に、図11に図10より求められた同計測点が言語野上及び運動野に位置するファジィ所属度と、また全計測点より求められたfuzzy LIの推移を示す。これより、10秒程度においてfuzzy LIの変化が小さいことから、同被験者データの解析においては、安定した解析結果を得るために、10秒程度の時間遅れを与えることが適当と考えられる。

また、図10に示したとおり、言語野、運動野それぞれの参照関数に対する相関係数の上下関係は変わらない。また、計測点が言語野、運動野以外の脳領域であるファジィ所属度は、分散分析を用いて先に算出しているため、時間遅れのパラメータに対する言語野、運動野のファジィ所属度の依存性は小さいと考えられる。

5. まとめ

言語優位半球の判定は、脳科学の研究において非常に重要な検査である。本論文では、新しい検査法として、NIRSを用いたファジィ識別に基づく手法を提案した。本手法においては、NIRSの各計測点が脳のどの領域のヘモグロビン濃度変化量を計測したかを表すファジィ所属度を導入し、またその算出法を示すことで、従来問題であった計測点選択の一解決法を示した。

また、これまでのNIRSの信号処理に関する研究は、呼吸や心拍性のノイズ除去[15]や、単なる統計処理法によるものがほとんどであった。したがって、本研究はNIRSを用いた新しい脳機能マッピング法、またファジィ論理をはじめとするソフトコンピューティングに基づく知的信号・画像処理の新しいアプローチを示すものでもある。

本研究で提案したファジィ言語優位半球法は、14名の健常被験者に適用し、約70%の割合で利き手の半側の脳半球と一致することで、本手法の有効性を示した。しかしながら、利き手と真の言語優位半球は必ずしも一致しない。現在の言語優位半球判定はアミターテストがgolden standardとされているが、侵襲性の問題より健常者への適用は困難である。そこで、今後は脳外科手術の術前検査において、Wada-test、functional MRIなど現在確立している他手法と本提案システムを比較することで、本手法の有効性を検証していきたいと考えている。また、各計測点の脳領域の識別能力の精度検証を、functional MRIとの同時計測システムなどを用いて行うことも重要である。

謝辞

言語療法の立場よりご助言いただいた大槻美佳助教授(北海道医療大学)に深く感謝します。なお、本研究の一部は、医療法人仁寿会の助成により行った。

参考文献

- [1] C. Branch, B. Milne, and T. Rasmussen, "Intracarotid sodium amytal for the lateralization of cerebral speech dominance; Observations in 123 patients," *Journal of Neurosurgery*, Vol. 21, pp. 399-405, 1964.
- [2] S. Knecht, M. Deppe, B. Dräger, L. Bobe, H. Lohmann, E. Ringelstein, and H. Henningsen, "Language lateralization in healthy right-handers," *Brain*, Vol. 123, pp. 74-81, 2000.
- [3] H. Goodglass, and F. A. Quadfasel, "Language laterality in left-handed aphasics," *Brain*, Vol. 77, pp. 521-548, 1954.
- [4] P. Staz, "A test of some models of hemispheric speech organization in the left- and right-handed," *Science*, Vol. 203, pp. 1131-1133, 1979.
- [5] J. Wada, and T. Rasmussen, "Intracarotid injection of sodium amytal for the lateralization of cerebral speech dominance: Experimental and clinical observations," *Journal of Neurosurgery*, Vol. 17, pp. 266-282, 1960.
- [6] J. Jonides, E. E. Smith, C. Marshuetz, R. A. Koeppe, and P. A. Reuter Lorenz, "Inhibition in verbal working memory revealed by brain activation," *Proc. Natl. Acad. Sci.*, Vol. 95, pp. 8410-8413, 1998.
- [7] F. F. Jobsis, "Noninvasive infrared monitoring of cerebral, and myocardial oxygen sufficiency and circulatory parameters," *Science*, No. 198, pp. 1264-1267, 1977.
- [8] A. Villinger, J. Planck, C. Hock, L. Schleinkofer, and U. Dirnagl, "Near infrared spectroscopy (NIRS): a new tool to study hemodynamic changes during activation of brain function in human adults," *Neuroscience Letters*, Vol. 153, pp. 101-104, 1993.
- [9] V. Toronov, A. Webb A, J. H. Choi, M. Wolf, A. Michalos, E. Gratton, and D. Hueber, "Investigation of human brain hemodynamics by simultaneous near-infrared spectroscopy and functional magnetic resonance imaging," *Medical Physics*, Vol. 28, No. 4, pp. 521-527, 2001.
- [10] Y. Hoshi, and M. Tamura, "Near-infrared optical detection of sequential brain activation in the prefrontal cortex during mental tasks," *Neuroimage*, Vol. 5, No. 4, pp. 292-297, 1997.
- [11] P. Zaramella, F. Freato, A. Amigoni, S. Salvadori, P. Marangoni, A. Suppiej, B. Schiavo, and L. Chianchetti, "Brain auditory activation measured by near-infrared spectroscopy (NIRS) in neonates," *Pediatric Research*, Vol. 49, No. 2, pp. 213-219, 2001.
- [12] E. Watanabe, A. Maki, F. Kawaguchi, K. Takashiro, Y. Yamashita, H. Koizumi, and Y. Mayanagi, "Non-invasive assessment of language dominance with near-infrared spectroscopic mapping," *Neuroscience Letters*, Vol. 256, pp. 49-52, 1998.
- [13] H. H. Jasper, "The Ten-Twenty Electrode System of the International Federation in Electroencephalography and Clinical Neurophysiology," *EEG Journal*, No. 10, pp. 371-375, 1958.
- [14] R. C. Oldfield, "The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory," *Neuropsychologia*, Vol. 9, pp. 97-113, 1970.
- [15] G. Gratton, and P. M. Corballis, "Removing the heart from the brain: Compensation for the pulse artifact in the photon migration signal," *Psychophysiology*, Vol. 32, pp. 292-299, 1995.

(2005年9月31日 受付)

(2006年3月1日 採録)

[問い合わせ先]

〒671-2280 姫路市書写2167

兵庫県立大学 大学院工学研究科

電気系工学専攻 電子情報部門

小橋 昌司

TEL : 0792-67-4989

FAX : 0792-67-4989

E-mail : kobashi@eng.u-hyogo.ac.jp

HP : <http://wwwj3.comp.eng.himeji-tech.ac.jp/>

著者紹介

こはし しょうじ
小橋 昌司 [正会員]

2000年姫路工業大学大学院博士課程修了。博士(工学)。同年通信総合研究所ブレイクスルー21柳田プロジェクト特別研究員。2000年姫路工業大学助手。2005年兵庫県立大学大学院工学研究科助教授。ソフトウェア・医用画像処理及び脳機能解析法に関する研究に従事。Joseph F. Engelberger Best Paper Award at the Fourth Biannual World Automated Congress, 生体医工学シンポジウムベストリサーチアワード, 2003年度若手論文コンペティション (IEEE EMBS Japan Chapter) 等受賞。IEEE, Organization of human brain mapping, 電子情報通信学会, 日本ME学会, 日本ヒト脳機能マッピング学会, バイオメディカル・ファジィ・システム学会等各会員。

はた ゆたか
畑 豊 [正会員]

1989年姫路工業大学大学院博士課程修了。工学博士。1989年姫路工業大学工学部助手。2004年兵庫県立大学大学院工学研究科教授。現在に至る。1995から1996年, UC Berkeley客員研究員, ファジィ論理を用いた医療システムの研究に従事。Distinctive contributed paper award (ISMVL, IEEE CS 1999), World Automation Congress Contribution Award (2002, 2004) 等受賞。Applied Soft Computing 等のeditor。IEEE Senior Member, 電子情報通信学会等の会員。

きたむら ゆり
喜多村 祐里 [非会員]

1997年大阪大学大学院博士課程修了。医学博士。1990年同大医学部付属病院麻酔科及び集中治療部勤務。1997年同大医学部助手～同大学院医学研究科講師を経て現在に至る。非侵襲脳機能計測を専門分野とし, リハビリテーション医学や精神医学分野における新たな診断・治療にむけた脳機能イメージング法の開発に取り組む。1997年山村賞(大阪大学医学部研究奨励賞), 1998年井上研究奨励賞受賞。2003年～2005年インペリアルカレッジ・ロンドン・ハーマスミス病院サイクロトロンユニット客員研究員。

やなぎだ としお
柳田 敏雄 [非会員]

1971年大阪大学大学院修士課程修了。1976年同大工学博士。1974年同大教務員。1987年同大助教授。1988年同大教授。生体分子の1分子計測, 脳記憶のダイナミズムに関する研究に従事。1992年新技術事業団柳田運動子プロジェクト総括責任者。1996年大阪大学教授。1981年新技術事業団1分子課程プロジェクト総括責任者。1998年郵政省通信総合研究所ブレイクスルー21柳田プロジェクト総括責任者。1998年大阪科学賞。1990年塚原伸晃記念賞。1992年第1回 Matsubara Lecture Award。1994年内藤記念科学振興賞。1998年日本学士院恩賜賞受賞。日本生化学会, 日本生物物理学会, 日本物理学会, 日本生理学会各会員。

こんどう かつや
近藤 克哉 [非会員]

1997年慶応大学院博士課程修了。工学博士。同年姫路工大助手。1991年～1994年通産省特許庁審査部。1995年～1997年日本学術振興会特別研究員。2002年～兵庫県立大学大学院助教授。工博。多次元信号処理, 知的信号処理及びロボットビジョンに関する研究に従事。Albertos Best Paper Award at Sixth Biannual World Automation Congress受賞。IEEE, 電子情報通信学会, 映像情報メディア学会, 計測自動制御学会各会員。

Language Laterality Index Regionally Specified with Fuzzy Logic Using Near-Infrared Spectroscopy

by

Syoji KOBASHI , Yuri KITAMURA , Katsuya KONDO , Yutaka HATA and Toshio YANAGIDA

Abstract :

Assessment of hemispheric dominance for language is one of principal factors of pre-surgical planning for neuro-surgery, researches on higher brain function, etc. Conventionally, hemispheric dominance for language has been assessed by using Wada test, functional magnetic resonance imaging and so on. However, these methods are invasive for subjects or require large-scale imaging modalities. This paper proposes a new method for assessing language dominance using near-infrared spectroscopy (NIRS), which is a non-invasive and small-scale modality. The proposed method introduces fuzzy degree which belongs to language area for each measuring point into NIRS data analysis. The fuzzy degree estimates which brain function area the measuring point is assigned. By using the estimated fuzzy degrees, we can calculate language laterality index using only the measuring points that arranged on the language area. The performance of the proposed method has been evaluated by applying it to fourteen healthy subjects with multiple trials.

Keywords : brain function, language, near-infrared spectroscopy, language dominance, fuzzy classification, intelligent image processing, medical imaging

Contact Address : **Syoji KOBASHI**

University of Hyogo, Graduate School of Engineering
2167, Shosha, Himeji, Hyogo, 671-2280, JAPAN
TEL : 0792-67-4989
FAX : 0792-67-4989
E-mail : kobashi@eng.u-hyogo.ac.jp