近赤外分光法 (NIRS) 脳オキシメータによる聴覚・言語検査

森 浩一

国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所

要旨：近赤外領域は生体の光透過性が高く、吸光度の変化は主にヘモグロビン (Hb) 濃度の変化による。微弱近赤外光を利用した分光 (near infrared spectroscopy : NIRS) による脳機能計測は、頭表から照射した光で無侵襲に脳内 Hb 濃度の変化を検出し、脳賦活の指標とするものである。NIRS は防音室内で計測でき、補聴器や人工内耳装用下でも検査可能である。NIRS で記録できるのは主に脳表面の皮質の反応であるが、自覚閾値付近の帯域雑音の検出や、音韻・抑揚の違いに対する反応が安定して得られる。音韻・抑揚応答の左右差は11-12カ月齢群以降で有意となるので、これを聴性言語発達の指標とすることができる。中途失聴の人工内耳装用成人では自覚応答と脳反応がよく対応していた。一方、先天難聴児では脳反応が先行し、数カ月後に弁別行動が発現すると共に反応の振幅増大が認められた。このように、NIRS で難聴児の聴性言語の発達経過を他覚的に追うことができる。

－キーワード－

近赤外分光法脳オキシメータ (NIRS)、聴覚誘発反応、聴性言語機能、大脳皮質機能側性化、言語発達

はじめに

他覚的聴力検査として、中耳・内耳の音響的性質を測定するもの、各種の電氣的・磁氣的誘発反応を利用するもの、その他の脳機能計測によるものなどがあり、前2者は臨床的によく使われ、40ないし80 Hz の変調波による聴性定常反応などを利用するとかなり正確に聴力が推定できる¹⁾。しかし、誘発脳波では低音の聴力推定精度にはなお問題があり、また、電氣的・磁氣的誘発反応は刺激に対して脳反応が厳密に同期して生じることを前提としているため、脳幹の髄鞘化不全などの病態があると、特に生後1年以内では反応が得にくい症例がしばしばあり²⁾、本来の聴力を反映しない可能性がある。このような症例のためには誘発電位以外の聴力推定方法も考慮する必要がある。また、リスクの高い症例では、さらに中枢の発達が正常であるかどうかの確認も必要となる場合がある。

電気・磁氣的以外の方法による脳機能反応の計測は時間分解能が悪く、速い入力変化に追随しないが、平均的な活動度の変化が記録できるため、入力との同期が悪い反応も捉えることができ、かつ比較的高感度である。これには、陽電子断層法 (positron emission tomography, PET)、機能的磁気共鳴画像法 (fMRI)、近赤外分光法 (near-infrared spectroscopy, NIRS) 脳オキシメータなどがある。いずれも大脳まで含めた機能が評価できる。PET では安全のために投与できる放射線量が制限されるので、時間分解能は1~2分程度になる。fMRI と NIRS は無侵襲のため、安全面からの制限はないが、脳賦活の血液反応の応答速度が2 Hz 程度以下であるため、これ以上の時間分解能は期待できない。fMRI は広く使われているが、撮像騒音が大きいため、聴覚検査のためには間欠撮像などのやや特殊な撮像方法を採用する必要がある^{3~5)}。NIRS には撮像騒音がなく、乳幼児にも容易に使用できるので、幼児の

発達検査や聴覚による機能検査に向いている。しかし、まだ歴史が浅く、ヒトの脳機能検査に応用され始めたのは1993年であり^{6,7)}、1996年に脳表の2次元的な記録方法が発表された⁸⁾。現在では癲癇術前の言語優位側の推定⁹⁾の検査として健康保険適用がある。

言語機能は成人のほとんどで左脳優位であることが知られており¹⁰⁾、この左右差は2歳頃までに決定し、それ以降の脳損傷では受傷時の年齢が若いほどよく代償はされるが、完全に正常な機能を回復することは困難である¹¹⁾。左右差を指標にすると、言語機能の発達と異常が判定できる^{9,12)}。本稿ではNIRSによる脳機能計測の原理と、聴覚ならびに聴性言語機能の評価方法の現状を概観する。

近赤外分光法 (NIRS) とは

近赤外光 (NIR) は、赤に近い波長の赤外線であり、生体組織には比較的吸収されにくい¹³⁾。NIR領域で比較的吸光度が高いのは、ヘモグロビン (Hb)、ミオグロビン、チトクロームであり、分光分析 (NIRS) をすることでこれらの状態を量的に把握できる¹⁴⁾。酸素化 Hb (oxy-Hb) と脱酸素化 Hb (deoxy-Hb) についても、吸光度の波長依存性が異なるので、これらの濃度を別々に求めることが可能である。正常な脳組織で脳活動によって変動するのはほぼ Hb のみなので、数波長の NIR による分光計測で脳内の Hb の量的変化を知ることができる。

NIRS の安全性：NIR は光子エネルギーが低いいため生体分子に対してイオン化や変性などの危険な作用がなく、微弱な光 (プローブ当り 3 mW 以下) による弱い熱作用 (光照射プローブ直下で 0.3℃ 以下) のみのため、非侵襲である¹⁵⁾。このため、乳幼児のみならず、胎児の検査にも応用可能である^{16,17)}。

光による計測のため、人工内耳や補聴器とは相互に干渉することなく検査が可能である。NIRS には fMRI のような大きな撮像騒音がなく、音響外傷の心配がない。また、防音室内で計測できるため、聴覚医学への応用には有利で、従来は PET ないし SPECT (single photon emission computed tomography) でしかできなかった検査の一部が可能であり、無侵襲なので外来で経過を追うなどの繰り返し検査にも適している。

利便性の観点からは、被検者は光ファイバーを頭部に装着するのみで、PET、fMRI、MEG などのように大型装置に対して頭部を固定する必要がない。姿勢の自由度が高いため、幼小児の覚醒時の記録も容易である。このため、小児の発達研究や精神科への応用も開始されている。

Hb と脳機能の関係：NIRS による脳機能計測は、頭表から照射した光で脳内の Hb 濃度の変化を検出し、脳機能の指標とするものである。脳の賦活があると局所神経組織の酸素消費が増え、次いで血流量と血液量が増加する¹⁸⁾ ので、これを計測することで脳活動を推定できる。この原理は PET や機能的 MRI (fMRI) による脳機能計測も同じである。ただし、fMRI で観察するのは、脳賦活の結果生じる過剰灌流が deoxy-Hb を希釈することによる信号の増加 (BOLD 効果¹⁹⁾) であるのに比し、NIRS では oxy-Hb の変化も直接わかる利点があり、顕著な deoxy-Hb の変化を伴わない賦活も検出可能で、脳活動と血液反応の関係を詳細に研究できる。NIRS では太い血管に入った光は散乱して外に出る前に吸光されてしまう確率が高いので、fMRI より毛細血管と細動脈側の信号をより多く反映していると想定される。

NIRS で見ると一般には deoxy-Hb の変化は oxy-Hb の変化に比べて小さく、変異が大きい^{20,21)}、deoxy-Hb を基準に反応の有無を決定することは困難である。脳賦活の指標としては、総 Hb (total Hb) ないし oxy-Hb がよく使われる。両者間の相関係数は 0.8 以上あり、ともに有効な指標であるが、total Hbの方がやや雑音が少ない。PET との比較では、total Hb は局所脳血液灌流量と有意に相関する²²⁾。

実測上の感度分布：NIR は生体透過性が良いとはいえ、吸光は光路長 (optical path length) の指数に比例するため、成人の頭部を透過光で計測しようとするとき光源の強さが過大になる。そこで、実際の計測には光を頭皮上から照射し、頭内で吸光されながら散乱して数 cm 離れた位置の頭皮まで戻って来る光の変化を計測する^{23,24)}。頭内での光の到達範囲は数 cm 以内で、脳表面の灰白質より深い部位からの信号はほとんど得られない²⁴⁾。ただし、新生児では脳組織の透過性が高く、脳自体も小さいため、深部まで光が到達する²⁴⁾。

光路内の Hb の変化はすべて計測に反映されるため、プローブ直下の筋活動や皮膚血流の変化があればアーチファクトになる。通常は、Hb 信号のうち半分以上が脳に由来する²⁵⁾が、頭蓋骨や皮下組織が厚い部位では脳組織を経由する成分が減少し、雑音が多くなる。従って、2つの記録部位間で解剖的差異が大きい場合は、定量的な比較は困難になる²⁶⁾。

脳表に平行な方向では、プローブから4 cm 離れると感度が1 %未満になり、循環系や呼吸を介しての影響などを除くと、他部位の反応が混入することはない。光路は送・受プローブを含む楕円形に広がり²⁴⁾、3 cm 間隔の格子状のプローブ配置はこれよりやや疎であるため、プローブと賦活部位との位置関係によっては感度むらが生じることがある。

NIRS による聴覚反応の記録方法

この研究はヘルシンキ宣言に従い、所属施設の倫理委員会の承認を得て行った。

被検者：行動応答が容易に得られる健聴成人、成人難聴者、人工内耳装用成人、次いで健聴乳幼児、小児難聴者（人工内耳装用者）、発達障害者等から記録を行った。被検者はすべて志願者で、謝金を支払った。検査前に十分な説明の後に書面による同意を得た。

検査項目：閾値が周波数別に推定できることと、聴性言語の発達が検査できることを目標にした。閾値検査では1/3 オクターブ帯域雑音を用い、自覚閾値付近の音圧で反応を測定した。言語音の検査では、音韻の最小対と抑揚の対を分析合成によって作成し、基準刺激に馴化させた後、対比刺激との違いの検出に対応する反応を調べた。

刺激提示方法：各セッションは20秒の基準区間と20秒の試験区間の組の数回の繰り返しから構成され、基準区間では無音（閾値検査²³⁾）か、対比刺激の一方の単語が繰り返し再生された（言語音検査^{12, 27, 28)}）。試験区間では刺激音が一定音圧で再生され（閾値検査）、あるいは対比刺激の他方と基準刺激が不規則順に再生された（言語音検査）。後者の再生音圧は各被検者の快適音圧で、単語の再生頻度は平均1秒に1回であった。

反応記録：NIRS の記録には、多チャンネル NIRS 脳機能検査装置 ETG-100（日立メディコ）ないし

OMM-2001（島津製作所）が用いられた。プローブの配置は1辺3 cm の3×3ないし3×5の格子状に配列され、両側頭部に配置された。送・受プローブは交互に配置され、隣接する送・受プローブ間（「チャンネル」と称する）で記録が行われた。チャンネル数は3×3の格子状配列では片側12、両側で24チャンネルになる。プローブ位置は3次元デジタイザ（Fastrack, Polhemus）によって記録され、MRI 撮像が可能であった者については記録チャンネル中心位置をMRIと照合した²⁸⁾。データのサンプリング周期は2 Hz から10 Hz である。

データ処理：各セッションのデータは、0.0125 Hz から0.2 Hz 程度の帯域通過フィルターにかけた後、粗大なアーチファクトを含む回を除外してから加算平均を求めた。試験区間開始直前の5秒ないし10秒の区間の平均値を0とし、試験区間の反応最大値を求めた。MRI 上で第1横側頭回外側後端を「聴覚野の中心」と定義し、ここから1.5 cm 以内にあるチャンネルを「聴覚野のチャンネル」とし、この中から最大反応を示すチャンネルを左右1つずつ抽出した。反応の有意検定は、そのピーク値を、試験区間直前の5ないし10秒のフィルター前のデータの標準偏差を用いて $p < 0.05$ の水準でMahalanobis 検定を行った。左右差を調べるために、側化指数（Lateral-ity Index, L.I.）を $(L - R) / (L + R)$ で定義し、これをプローブ位置を保ったまま異なる刺激対を用いたセッション間で比較した。LとRはそれぞれ左と右の同一チャンネルの反応最大値である。

NIRS による聴覚誘発脳反応

閾値付近の反応：1/3 オクターブ帯域雑音を、上昇法で求めた自覚的聴覚閾値（0 dB SL）で提示すると、健聴被検者については全員で閾値の音に対して有意な反応が得られた²⁷⁾。しかし同様の条件で純音では自覚閾値（0 dB SL）の音に対する反応は出にくく（40%の被検者のみ）、音色により感度が異なっていた。1次聴覚野はシルビウス裂深部にあるためにNIRSではその反応は記録できないと考えられ、音色による感度差は、上側頭回外側面のbeltないしparabelt領域²⁹⁾の性質を反映していると思われる。

fMRIで1/3 オクターブ帯域雑音による聴覚野

図1 上昇法による NIRS 脳反応閾値の分布

健聴者14人14耳, 中等度感音難聴者5人9耳において, 脳反応が有意 (t -検定, $p < 0.05$) になった最低音圧のヒストグラム。

の反応を調べると, 周波数によって異なる部位が刺激され, 周波数特異性が保たれていることが確認された⁵⁾。帯域雑音では上側頭回外側にも反応が認められた。1.5Tesla の fMRI で自覚閾値付近の反応を記録すると, ほぼ20dB SL 以内に有意な反応が得られた³⁰⁾。NIRS より若干は感度が低いようであるが, fMRI によっても自覚閾値に比較的良好に対応した閾値が他覚的に得られる可能性がある。

以上は20秒毎に音を ON/OFF する方法²³⁾であるが, 1セッションに1種類の刺激のみ提示するため, 閾値推定に時間がかかる。また, 特に閾値下の刺激で被検者の集中が得にくくなり, アーチファクトが出やすいという問題もあり, 刺激時間を短くして回数を多くする検査法の検討を行った³¹⁾。この方法で音圧を5dB ごとに変えて記録すると, 0dB SL 以上とそれ未満の刺激に対する反応に有意な振幅差があり, 健聴者・中等度感音難聴者ともに, 自覚閾値上15dB 以内に全被検者で有意な反応が得られた(図1)。

言語反応: 音韻と抑揚を対比した単語刺激を用いると, 無侵襲に聴覚野の言語優位側を判定することができる^{12, 27, 28)}。右利き成人では, 85%で音韻に対する反応が抑揚に比して左優位となる。残り15%の被検者は, 統計的には左右差が見られなかった²⁸⁾。ワタ法 (アミタール法)¹⁰⁾ の結果と比較するとやや感度が低い, ほぼ一致している。

乳幼児の反応側性化の発達をみると, 6カ月齢乳児では音韻や抑揚の対比刺激そのものに対する反応

表1 人工内耳装用者における弁別と NIRS 脳反応の対応
成人 (言語習得後失聴3症例) (sessions)

弁別可能	脳反応あり*	脳反応なし
Yes	14	0
No	0	4

小児 (言語習得前失聴, 装用開始5歳, 検査時8歳)

Yes		
Yes	3	0
No	10	1

*左右側頭部少なくとも一方で有意, $p < 0.05$

図2 人工内耳装用成人の聴取内容と側化指数

左・右は各種音韻 (黒)・抑揚 (白抜き) 対比刺激に対する NIRS 脳反応の側化指数。丸は音韻の違いとして聴取, 四角は抑揚の違いとして聴取。

はあるが, この時点では音韻と抑揚間で反応側性化に差が認められない。これが有意になるのは11-12カ月齢以降であり¹²⁾, この時期に言語に特化した皮質の反応が前面に出て来るものと思われ, 母国語以外の言語の音韻に対する感受性が低下する時期と一致した³²⁾。これを指標とすると, 聴覚性言語の発達が健聴児の満1歳相当に達しているかどうかを知ることができる。ダウン症児ではこれが遅延しており¹²⁾, 発達性吃音者では左右差が有意にならないか逆転していた^{33, 34)}。

中途失聴の人工内耳装用成人では, 合成単語ないし音韻の対比刺激に対する有意な脳反応の有無と, 自覚的弁別の可否が1:1に対応していた (表1上段)。さらに, 音韻・抑揚の弁別行動と脳反応もよ

図3 人工内耳装用小児の弁別と脳反応の発達
音韻対比刺激の弁別が可能になる前と後の左(黒)
右(白)側頭部NIRS脳反応最大値の平均を比較。

く対応しており(図2), 抑揚対比を音韻対比に異聴した刺激では, 脳反応が左に側性化していた³⁵⁾。

5歳で人工内耳装用を開始した言語習得前失聴児では, 7歳時に分析合成音声の音韻対比刺激の脳反応は有意であったが, 自覚的には弁別ができず, 中途失聴の人工内耳装用成人と違って脳反応と行動反応が一致しなかった(表1下段)。同じ分析合成音による検査をほぼ1カ月に1回ずつ反復したところ, 7カ月後に音韻対の弁別が可能になり, 反応振幅が上昇し(図3), L.I.の側性化が安定して認められるようになった³⁵⁾。ただし, 抑揚対比については, L.I.の右への側性化は認められるものの, 行動的な弁別は未だ認められない。先天難聴児でも健聴小児と同様なL.I.の発達変化が人工内耳装用開始後に遅れて生じたと解釈可能であるが, 脳反応に対する弁別行動の遅延は健聴乳児にはなく, 人工内耳装用小児に特有なのか, 人工内耳装用開始年齢が関与するのか, あるいは個体差があるのか, さらに検討が必要である。

終わりに

NIRSは脳機能計測法としては比較的新しい技術であるが, すでに一部では健康保険の適用があり, 今後さらに臨床応用が増えると思われる。入力との同期が悪い脳反応も感度よく検出することができ, 電磁波の干渉がなく, 非侵襲的で乳幼児にも使用しやすいことから, 聴覚閾値の他覚推定と聴性言語発達検査として, 他の方法を補完するものと思われる。
謝辞: この研究は厚生(労働)科学研究事業補助金

H10-感覚器-011, H13-感覚器-017, H14-こころ-001, 15130801と, 長寿科学振興財団の補助を得て行われた。

Auditory threshold and linguistic tests by brain oximetry with near-infrared spectroscopy (NIRS)

Koichi Mori

Department of Rehabilitation for Sensory Functions, Research Institute of National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities

Biological tissues are permeable to near-infrared light (NIR), and the changes in its absorbance are mostly due to hemoglobin (Hb). Spectroscopy (NIRS) of the head exposed to weak NIR can noninvasively detect Hb changes that accompany cerebral activation, and it can be performed in a sound-attenuated room without any interference by cochlear implants or hearing aids. Although most NIRS signals come from the gray matter at the surface of the brain, stable responses have been obtained to band-passed noise at the levels equal or close to the individuals' hearing thresholds, and to phonemic and intonational contrasts. The responses to the two kinds of linguistic contrasts diverged significantly to the left and to the right, respectively, in the 11-12 months and older age groups and can serve as an indicator of receptive linguistic development. Good correspondence between the brain responses and subjective audio-linguistic percepts was observed in postlingually deaf adults with cochlear implants, while behavioral discrimination appeared several months later than positive brain responses in a congenitally deaf child with a cochlear implant, and there was a concomitant increase in the amplitude of the evoked response. This suggests that NIRS can be used to objectively assess the auditory linguistic development

of hearing impaired children.

参考文献

- 1) 伊藤 吏, 渡辺知緒, 阿部靖弘・他: 聴性定常反応を用いた他覚的聴力検査システム MAS-TER[®] の有用性について。Audiology Japan **48**: 128-134, 2005
- 2) 新正由紀子, 加我君孝: 東大病院に2000~2004年の間に紹介された新生児スクリーニングを経た症例に関する検討。Otol Jpn **15**: 639-645, 2005
- 3) Ulmer JL, Biswal BB, Mark LP, et al: Acoustic echoplanar scanner noise and pure tone hearing thresholds: the effects of sequence repetition times and acoustic noise rates. J Comput Assist Tomogr **22**: 480-486, 1998
- 4) Bilecen D, Scheffler K, Schmid N, et al: Tonotopic organization of the human auditory cortex as detected by BOLD- FMRI. Hear Res **126**: 19-27, 1998
- 5) 小泉敏三, 森 浩一, 細井裕司: 純音と帯域雑音による聴覚野応答の機能的 MRI による検討。Audiology Japan **45**: 613-614, 2002
- 6) Villringer A, Planck J, Hock C, et al: Near infrared spectroscopy (NIRS): a new tool to study hemodynamic changes during activation of brain function in human adults. Neurosci Lett **154**: 101-104, 1993
- 7) Hoshi Y, Tamura M: Dynamic multichannel near-infrared optical imaging of human brain activity. J Appl Physiol **75**: 1842-1846, 1993
- 8) Watanabe E, Yamashita Y, Maki A, et al: Non-invasive functional mapping with multichannel near infra-red spectroscopic topography in humans. Neurosci Lett **205**: 41-44, 1996
- 9) Watanabe E, Maki A, Kawaguchi F, et al: Non-invasive assessment of language dominance with near-infrared spectroscopic mapping. Neurosci Lett **256**: 49-52, 1998
- 10) Wada JA, Rasmussen T: Intracarotid injection of sodium amytal for the lateralization of cerebral speech dominance. J Neurosurg **17**: 266-282, 1960
- 11) Satz P, Strauss E, Whitaker H: The ontogeny of hemispheric specialization: Some old hypotheses revisited. Brain Lang **38**: 596-614, 1990
- 12) 佐藤 裕, 森 浩一, 古屋 泉・他: 乳児の音声言語処理における左右聴覚野の発達—近赤外分光法による検討—。音声言語医学 **44**: 165-171, 2003
- 13) Eggert HR, Blazek V: Optical properties of human brain tissue, meninges, and brain tumors in the spectral range of 200 to 900 nm. Neurosurgery **21**: 459-464, 1987
- 14) Jobsis FF: Noninvasive, infrared monitoring of cerebral and myocardial oxygen sufficiency and circulatory parameters. Science **198**: 1264-1267, 1978
- 15) 小泉英明, 牧 敦, 山本 剛: NIRS による機能画像の基礎。臨床精神医学 **33**: 723-733, 2004
- 16) Wyatt JS: Cerebral oxygenation and haemodynamics in the foetus and newborn infant. Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci **352**: 697-700, 1997
- 17) 原田竜彦, 高橋正紘: 胎児の聴覚評価—近赤外分光法の活用—。Audiology Japan **45**: 537-538, 2002
- 18) Vanzetta I, Hildesheim R, Grinvald A: Compartment-resolved imaging of activity-dependent dynamics of cortical blood volume and oximetry. J Neurosci **25**: 2233-2244, 2005
- 19) Ogawa S, Lee TM, Kay AR, et al: Brain magnetic resonance imaging with contrast dependent on blood oxygenation. Proc Natl Acad Sci USA **87**: 9868-9872, 1990
- 20) Sakatani K, Xie Y, Lichty W, et al: Language-activated cerebral blood oxygenation and hemodynamic changes of the left prefrontal cortex in poststroke aphasic patients: a near-infrared spectroscopy study. Stroke **29**: 1299-1304, 1998
- 21) Hoshi Y, Kohri S, Matsumoto Y, et al: Hemodynamic responses to photic stimulation in neonates. Pediatr Neurol **23**: 323-327, 2000
- 22) Villringer K, Minoshima S, Hock C, et al: As-

- assessment of local brain activation. A simultaneous PET and near-infrared spectroscopy study. *Adv Exp Med Biol* **413** : 149-153, 1997
- 23) 古屋 泉, 森 浩一 : 近赤外分光法による閾値付近の聴覚誘発反応の測定。 *Audiology Japan* **43** : 190-195, 2000
- 24) Fukui Y, Ajichi Y, Okada E : Monte Carlo prediction of near-infrared light propagation in realistic adult and neonatal head models. *Appl Opt* **42** : 2881-2887, 2003
- 25) Kohri S, Hoshi Y, Tamura M, et al : Quantitative evaluation of the relative contribution ratio of cerebral tissue to near-infrared signals in the adult human head : a preliminary study. *Physiol Meas* **23** : 301-312, 2002
- 26) Hoshi Y : Functional near-infrared optical imaging : utility and limitations in human brain mapping. *Psychophysiology* **40** : 511-520, 2003
- 27) 森 浩一, 古屋 泉 : 多チャンネル近赤外分光法による聴覚言語反応の観察とリハビリテーションへの適用の可能性。 *脳の科学* **22** : 1293-1297, 2000
- 28) 古屋 泉, 森 浩一 : 左右聴覚野の音声言語処理における機能分化 : 多チャンネル近赤外分光法 (NIRS) による検討。 *脳と神経* **55** : 226-231, 2003
- 29) Kaas JH, Hackett TA : Subdivisions of auditory cortex and levels of processing in primates. *Audiol Neurotol* **3** : 73-85, 1998
- 30) 小泉敏三, 森 浩一, 佐藤 裕・他 : 機能的MRIによる内耳性難聴者の聴力閾値測定の可能性。 *Audiology Japan* **46** : 565-566, 2003
- 31) 下斗米貴之, 森 浩一, 増田早哉子 : 近赤外分光法無侵襲脳機能計測による閾値の反応記録方法の検討。 *Audiology Japan* **48** : 359-360, 2005
- 32) 森 浩一, 皆川泰代 : 乳幼児の音声知覚と脳活動。 *日本音響学会誌* **60** : 85-90, 2004
- 33) 佐藤 裕, 森 浩一, 小泉敏三・他 : 吃音者の聴覚言語処理における左右聴覚野の優位性—近赤外分光法脳オキシメータによる検討—。 *音声言語医学* **45** : 181-186, 2004
- 34) Mori K, Sato Y, Ozawa E, et al : Cerebral lateralization of speech processing in adult and child stutterers : Near infrared spectroscopy and MEG study. in Packman A, Meltzer A, Peters HFM (eds), *Theory, Research and Therapy in Fluency Disorders*. Nijmegen University Press, Nijmegen, 2004, pp. 323-330
- 35) 田中章浩, 森 浩一, 佐藤 裕・他 : 人工内耳装用者・児の音声弁別に対する脳反応と行動反応。 *日本音響学会聴覚研究会資料* **34** (H-2004-33) : 189-194, 2004

(原稿受付 平成18.2.24)

別冊請求先 〒359-8555 埼玉県所沢市並木4-1
 国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所
 森 浩一

Reprint request :

Koichi MORI

Research Institute of National Rehabilitation
 Center for the Persons with Disabilities, 4-1
 Namiki, Tokorozawa, Saitama 359-8555, Japan