

厚生労働科学研究費補助金
こころの健康科学研究事業

吃音の病態解明と医学的評価および
検査法の確立のための研究

平成14年度 総括・分担研究報告書

主任研究者 森 浩一

平成15(2003)年4月

目 次

I. 総括研究報告		
吃音の病態解明と医学的評価および検査法の確立のための研究	-----	1
森 浩一		
II. 分担研究報告		
1. 吃音検査法の作成に関する研究	-----	18
小澤 恵美		
(資料) 付表 1 吃音検査幼児用改訂版と旧版の課題リスト		
2. 吃音患者の発話時喉頭観測による病態の研究	-----	28
熊田 政信		
III. 研究成果の刊行に関する一覧表	-----	35
IV. 研究成果の刊行物・別刷	-----	38

厚生労働科学研究費補助金（こころの健康科学研究事業）
総括研究報告書

主任研究者 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 感覚機能系障害研究部室長

吃音の病態解明と医学的評価および検査法の確立のための研究

研究要旨 吃音は人口の1%近くにあると推定され、精神的苦痛のみならず、学業や職業上の不利もあるため、治療が必要かつ有効であるものの、現状では医学的のケアは十分ではない。受診機会不足の主要な原因として、治療施設が不足していることと、病態が十分に解明されていないことが挙げられる。本研究では、1年間でこれらの問題を解決するための方向性を以下のごとく調べた。(1)吃音検査法がわが国では統一されておらず、医療側の体制が不十分であるため、全国共通の検査法を確立することで、吃音を扱う施設が増え、患者の福利に貢献できると期待される。煩雑なために広く使われていない旧来の吃音検査法<試案1>のうち、幼児版の改訂をほぼ終了した。これを関係機関に配付し、広く意見を求めて最終版の出版につなげる準備が整い、さらに児童版と成人版の改訂の方向性が定まった。(2)音声・発声構音機能の検査を行い、吃音者は持続発声においても音声制御特性が正常とは異なることと、吃音の同じ症状についても、患者ごとに異常運動の様相が異なっていた。継続して詳細に研究すれば訓練に示唆を与え得ると考えられた。(3)近赤外分光法脳機能検査装置で単語に対する聴覚野の誘発反応を記録し、言語処理の左右機能分化を吃音成人と児童で調べたところ、全例で言語処理の左右分化が異常であった。吃音患者の脳機能異常が小児期からあることになり、吃音の病態と脳機能に密接な関係があることが示唆された。今後は吃音好発期の幼児等に対象を広げて調べることで、さらに病態に迫り、根本的な治療に結びつく可能性がある。

分担研究者氏名・所属・職名

小澤 恵美：国立身体障害者リハビリテーションセンター 病院 第二機能回復訓練部 言語訓練専門職主任

熊田 政信：国立身体障害者リハビリテーションセンター 病院 耳鼻咽喉科医長

A. 研究目的

幼児期から発達性に生じる吃音は発症率が5%近くあり、全人口の有病率は1%弱ある。発話困難による精神的苦痛は強く、コミュニケーション障害のために学業・職業に不利を被る場合も多い。しかし、家族的集積も認められ、隠される傾向があるためにかえって社会的に理解が不足し、対策

が遅れるという悪循環があり、差別の対象にすらなることがある。このため、本人と周囲の人々の重大な問題となり得るが、医療的ケアが十分であるとは言いがたい状況である。しかしながら、病悩者が多い割に対策があまりなされていないため、近年患者団体などから公的な対策を求める声が高くなっている。吃音ゆえに不利益をこうむり、自己の能力を十分に発揮できなくなることも多い現状は、社会としても損失が大きい。

吃音の治療については、専門家が行えば、奏功率がかなり高いという事実が一般に周知されていないという社会的な問題のみでなく、医療側の問題も大きい。

まず、(A) 日本では吃音の検査方法が統一されておらず、施設間の違いが大きく、吃音を十分に扱える治療施設も少ない。また、発達性吃音は言語訓練以外の医療処置や投薬をあまり必要としないため、その治療が数年前までは医療経済的に成り立たなかったという不幸な状況も加わって、十分な数の専門家が育っていない。よって、自然治癒は一定割合あるものの、逆にそのために治療が必要にもかかわらず放置されることがあり、症状が発展してしまってもなお必要な医療を受けていない患者も多い。

一方では、(B) 発達性吃音の原因が確定しておらず、十分な病態解明がなされていないため、

治療の奏功率は比較的高いものの、治療は試行錯誤の部分があり、特に成人では対症療法的になって長期間かかる場合もある。また、外見上は治癒しているにもかかわらず、患者本人は大きな努力を継続してようやく吃症状を抑えられているだけで、治癒していないという意識でいることもある。

このような現状にかんがみ、吃音患者の置かれている現状を改善するには、(A)全国的に統一した使いやすい吃音検査法を普及させることを通して、吃音患者の受療機会を増大させることと、(B)最近の進歩した非侵襲的な機能計測法を用いることで、病態を解明することが特に必要と考えられる。

本研究は、これら最終目的のための研究の方向性をさぐるfeasibility studyとして1年間の研究を行った。このような研究を継続して発展させることで、臨床・医療現場での吃音治療機会の増加が期待され、また吃音が多くは器質的な原因を伴い、医学的治療の対象である疾患であることが示されていくことで、間接的にはあるが、疾患に対する社会的理解と、患者に対する無用な偏見や圧力を軽減し、それによってさらに症状を緩和するとともに、患者のよりよい治療と社会参加が実現されていくものと考えられる。

A-1 吃音検査法改訂

吃音研究は1930年代米国で盛んになり、症状分類、重症度、進展段階、吃音への態度等の主要な評価法が提示され、現在はWHO(ICD-10)やアメリカ精神医学会の統一基準(DMS-IV)がある。このように、吃音の定性的な診断基準は疑義の少ないところであるが、具体的な検査セットは各国の言語環境に合わせて作成する必要がある、それに応じて症状の点数化などの基準はそれぞれの国で決定する必要がある。わが国においては、症状分類や重症度尺度を各機関が独自に文献等から採用、改変して使用している場合も多いため、施設間の比較すら十分にはできない。そこで、全国的に統一した枠組と課題で吃音を検査・評価・診断できるようにすることは、吃音の問題を解決するのにまず必要であり、症例の集計、治療方策の比較を行うためにも必須である。

日本聴能言語士協会・日本音声言語医学会吃音検査法委員会試案として作成され、研究されてきた旧来の吃音検査法(小澤ら、1981, '86, '90, '94, '95)は、項目数が多く煩雑であるため、必ずしも全国には普及していない。これを、信頼性高く、かつ実施しやすく改訂し、全国に普及する検査法として作成し直すことは喫緊の課題である。本研究では、1年間という制約もあり、吃音好発時期で必要性が最も高い幼児版の言語症状に関する部分の検査の改訂作業を行った。詳細は

小澤・分担研究者の報告を参照されたい。

A-2 病態解明のための医・工学的検査

発達性吃音の病態を解明する努力は以前から行われているが、長年研究されながらも原因はいまだ解明されていない。家族的な集積があることから、環境と遺伝(Kid, 1980)が要因としてあることが推定され、さらに精神的要素ないし神経症に似た発症機序の関与と、発話運動の異常(Contureら、1986)、器質的・機能的な脳の異常も観測されている。このような事実に基づき、様々な仮説が提唱されているが、逆に言えば、まだ吃音の原因ないし病態生理の定説がないということでもあり、その病態生理を把握し、診断・評価・治療に結び付けていくことが強く求められている。

吃音の原因としては、例えば、吃音の病態は、情緒の不安定、不適切な親子関係等、精神面が主要因であるとする説がある。幼児の親に吃音の理解を促すパンフレットを配付するなどによって、吃音の発生頻度が下がったという報告もある。精神的問題は吃音の重要な悪化要因であり、吃音が進展すると精神的ならびに身体的随伴症状も生じ、さらにそれによって症状の固定化と引きこもりなども生じ得るので、社会的環境と精神面への配慮の必要性は高く、治療においても同居者のカウンセリングを含めて精神面への配慮と環境調

整は必須である。

一方では、吃音幼児の6割に構音障害や言語発達の遅れが認められ、成人吃音者で脳の解剖的・機能的異常が検出されるなど、精神面のみでは説明がつかない器質的問題を示唆する研究も多くある。これらの要因がどのようにからんで吃音という病態が生じるのかまだわかっていないが、これらのうちの1要素のみでは説明できない可能性もある。最近ではストレスなどの精神面の問題のみで吃音が生じることは、頻度としては低いのではないかと考えられ、吃音の原因としては何らかの器質的因子を想定し、精神面は悪化因子として重要であると考えられることが多い。

吃音の原因とされるものがまだ仮説の段階であるため、言語治療はある程度試行錯誤的にならざるをえない。従来、吃音の評価は精神的・言語的検査を中心としてなされてきたが、治療法をさらに進歩させるには、病態生理を解明し、それを診断・評価・治療に結び付けていくことが必要となる。近年の非侵襲的な医学的・工学的計測技術の進歩が著しいことにかんがみ、これらを利用した検査を、特に従来不可能であった吃音小児を含めて行うことで、病態解明に新たな貢献が期待できる。また、その検査所見に基づいて個々の患者の病態に合わせて治療ないし訓練を行う方法を開発していくことも必要であろう。

そこで本研究では最新の医・工学的検査を導入し、病態の解明と治療への応用の可能性を探った。具体的には、喉頭ファイバースコープなどによる発声発語器官の直接観察およびハードディスク・ビデオ録画による運動解析〔熊田・分担研究者の報告を参照〕、音声制御の聴覚フィードバックによる制御特性の定量的解析、そして、脳機能計測による言語処理機能の検査を実施し、吃音検査への応用の可能性を調べた。このように、行動指標以外にも客観的な吃音の評価手段を提供することで、より精密な診断・治療が可能になり、病態生理の解明と共に新たな治療方法の開発に結びつく可能性がある。

[音声制御特性の検査]

発話において聴覚は重要な位置を占める。発声は聴覚によって自動的にフィードバック制御されており、例えば、騒音下で発話は静かな環境に比して、声が大きく、有声音の部分が長くなる（Lombard効果、Lane & Tranel, 1971）。また、自分の発話を50-200ms程度遅らせて聞く遅延聴覚フィードバック（Delayed Auditory Feedback: DAF; Lee, 1950）という手法を使うと、吃音に似た症状が誘発される（人工吃音）。ところが、DAFにより吃音者では吃音症状がある程度改善する。このことから、吃音者は聴覚フィードバックに障害があるのではないかという説が提唱された

(Servo Theory; Mysak, 1960)。聴覚障害者の中で吃音者の割合は0.3%以下であり、健聴者中の1%と比較してはるかに少ないという事実もこの説を支持する。

DAFの他、雑音を用いて聴覚を遮断したときに吃音が減少するマスキング効果 (Cherry and Sayers, 1956) は、治療へも応用されている。また、話者に通常と異なる聴覚フィードバックを負荷することにより吃音の減少を図るものとして、ピッチをオクターブシフトする手法 (Frequency Altered Feedback: FAF) が試みられており、吃音が80%以上減少したと報告されている (Ingham et al., 1997)。これらの手法は、吃音の改善にはある程度有効であるが、定量性が不十分なため、そのメカニズムに関しての詳しい検討が困難である。

河原 (1993) は通常の発声時における音声知覚から生成への作用を定量的に明らかにすることを目的とし、聴覚フィードバックされる音声の周波数に摂動を加えた人工的なフィードバック (変換聴覚フィードバック、Transformed Auditory Feedback, TAF) により、発声された音声の基本周波数に対する聴覚の影響を定量的に測定した。そして、非吃音者において、基本周波数の変動に対しては約150 msの遅れを伴う補償方向の応答が発声時に働いていると報告している (平山・河原, 1994; Kawahara, 1994)。本研究ではTAFを用いて吃音者の音声制御特性を調べた。

【脳機能検査】

吃音者には言語に関係する脳機能の異常が想定されているが、発話に直接関係する脳部分のみではなく、大脳聴覚野も含めて広範に機能異常が見いだされている。心理学的検査 (Blood, 1985; Foster & Webster, 2001) や、脳機能計測によって、発話時 (Wuら、1995; Braunら、1997; Watsonら、1994) や言語聴取時 (Foxら、1996; Salmelinら、1996; 佐藤ら、1999) の言語処理の左右機能の分化が弱いことが報告されている。

しかしこれらの研究は成人についてであるので、観察されたような脳内言語処理の左右分化異常が吃音の原因であるのか結果であるのか不明であり、この問題の解決には吃音好発時期である幼少児の測定も必要である。しかし従来の脳機能測定装置では、その安全性・拘束性の面から幼少児には不適であった。本研究は、これが可能であるか否かを調べ、将来の研究の方向性を定めるものである。

脳機能を無侵襲ないし低侵襲で記録する方法はいくつかあり、特に最近の10年の進歩は著しい。それぞれに長所短所があり、目的に応じて使い分ける必要がある。

誘発脳波検査は最も古くから使われ、比較的感度が高い。しかし、脳活動の局在を検討することは困難である。

脳磁図は神経の電気活動により誘発される磁

場を高感度の超伝導磁束計で計測する。微小な磁界を検出するために100回程度以上の加算平均が要求され、その間は頭を動かさないようにする必要があるので、幼児や発話を伴う記録は困難で、臨床的には有用性が限定される。

一般に脳内に神経活動があると、神経細胞がエネルギーを消費し、それを反映して局所の血液量や灌流量が変化する。以下に記す方法は、これを測定することによって、神経活動の程度を間接的に知るものである。時間分解能は、神経活動を血液の反応を通して間接的に計測するため、せいぜい1秒程度となる。

陽電子断層法（PET）ないし単一光子断層法（SPECT）は、発話とは干渉しないため、吃音者の脳活動についての重要な知見をもたらしている。しかし、放射能を体内に入れる必要があり、特に患児に日常検査として使用することはできない。時間分解能は1分以上である。

機能的MRI（fMRI）は、各種の無侵襲脳機能計測のうちで最も空間分解能がよい方法である。しかし、狭い空間で一定時間動かないようにしながら課題をこなす必要があるため、一般には小児の機能検査には向かない。

近赤外分光法（NIRS: near infrared spectroscopy: Makiら、1996）は、近赤外領域の光の組織透過性が高いことを利用し、脳内のヘモ

グロビン濃度の相対変化を脳外から計測する方法である。波長による吸光度の違いから、酸素化ヘモグロビンと脱酸素化ヘモグロビンの量の変化を計算し、両者の加算である総ヘモグロビンの変化量を求めることができる。空間分解能は光の拡散のため2 cm程度となる。また、頭皮から3 cm程度の深さまでの現象しか計測できないが（牧ら、1996; Yamashitaら、1996）、この点は局所の反応を感度よく検出できるという長所にもなる。1プローブ当り3 mW以下の微弱な光出力による計測であるため、直近で光出力部を覗き込むようなことがない限り安全性の問題はない。光は可撓性のガラスファイバーによって送出・受信するので、先端を頭表に固定しておけば、自由な姿勢で記録可能である。特に小児で無麻酔に記録をしたい場合に、この点は重要である。この方法ですでに過去の厚生労働科学研究において、聴覚性の言語反応が得られている。従来の脳機能計測法は吃音好発時期の幼小児には適応して左右機能の分化を感度良く検出するのは困難であったが、上述のように、近年発展してきた無侵襲な近赤外分光法（森ら、2000）を使用することにより、これが可能になる。

脳機能計測によって、行動指標以外にも客観的な吃音の評価手段を提供し、吃音の発症原因と病態に迫り、新たな治療方法に結びつく可能性が

ある。吃音者については、まず成人で他の脳記録方法と同様の結果が得られることを確認し、次に吃音学童の記録を行った。

以下、方法と結果は主任研究者が直接担当した聴覚フィードバックによる音声制御特性の計測と、脳機能計測について述べる。

B. 研究方法

B-1 被検者

吃音被検者は、治療施設およびセルフヘルプグループより協力者を募集した。対照群の被検者は、研究者所属施設内・外に広告を出し、募集した。すべての被検者は、十分な説明の上、本人（成人の場合）ないし保護者（小児の場合）が書面で研究への参加に同意した。小児は検査中も保護者が付き添った。脳機能検査の被検者は、全員右利きである。被検者には謝金を支払っている。

[倫理面への配慮]

ヘルシンキ宣言と、研究者の所属施設の倫理ガイドラインに従って研究を行った。当研究については、所属施設の生物医学研究倫理審査による承認を得ている。すべての被検者（未成年者についてはその保護者）には十分な説明と書面による同意を得た後に検査を実施した。吃音患者をボランティアとして被検者に採用する場合には、当該検査を受けるか否かの選択が患者の通常の診療

になんら影響を及ぼさないことを確認の上で同意を求めた。工学検査ならびに脳機能検査は非侵襲的な方法を用い、安全面の問題が起こらないように配慮した。個人を特定できる情報は非公開とし、人権・プライバシーを保護する。患者の検査結果は統計的データ以外は原則非公開であるが、本人ないしその保護者から要請があれば、本人に関する部分に関してのみ本人ないしその指定する代理人にのみ知らせることとした。

B-2 聴覚フィードバックによる音声制御 [装置]

実験系は河原（1993）で用いられたTAFの手法に準じた。マイクからヘッドフォンに至る人工的な音響フィードバック系に、音声の基本周波数の変換装置（SUPER EFFECTS PROCESSOR SE70, BOSS）を挿入し、変換量をMIDIコントローラ（Power Macintosh 9600/300、アップルコンピュータ）により制御することで、フィードバック音声に1/2半音以下の周波数の微小な摂動を加えた。周波数摂動のための制御信号には、擬似白色信号であるM系列信号を用いた。実際に与えた制御信号は、周期31のM系列を8倍にオーバーサンプリングした後、8 Hzのローパスフィルターで帯域制限して作成したMIDIデータ（和歌山大学河原英紀教授提供）である。この摂動信号のくり返し周期は2秒である。

自己音声を気導や骨導で聴取することによる影響を取り除くため、密閉型のヘッドフォン (ST-12M, ASHIDA SOUND) を用いると共に、noise generator (1405, B&K) により、約80 dB(A) のピンクノイズを持続的に重畳して再生した。フィードバック音声と発声された音声は、DAT (Digital Audio Tape Deck TCD-D10 ないし DTC-2000ES, Sony) の左右チャンネルに同時に取り込まれた。

[課題]

被検者には、母音/a/を約1分間にわたって発声するよう教示した。約10秒毎に息継ぎの合図を実験者が示した。発声する声の高さ(ピッチ)は自分の発しやすいものにし、できるだけ一定にするよう教示した。

[データ処理]

データ処理は河原(1995)をもとに、若干の変更を加えて以下の手順で行った。

(1) 基本周波数の抽出: DATに記録されたデータを計算機に転送し、左右チャンネルの同期を失わないように発声部分を取り出し、5 ms毎に25msのフレーム長で基本周波数を抽出した(CSL4400, KayないしWindows版音声録聞見、Datel)。

(2) 同期加算による平均化: 基本周波数(F0)のデータを左右チャンネルの同じ位置で2秒毎に切り取り、摂動信号の周期性を利用しそれぞれのチャンネル毎に同期加算を行った。F0の抽出に関して

2秒ずつ切り取った際に基本周波数が0(無音)を含む回は加算から除外した。同期加算の結果、400ポイントの信号系列となる。

(3) 相互相関の計算: 発声開始期・持続中それぞれで、発声音声とフィードバック音声のF0の周期的相互相関を計算した(佐藤ら, 2002)。

(4) 発声の開始期と持続中のフィードバック特性を比較するためには、それぞれ10秒前後の持続発声中で2秒毎に区切られた最初の区間を発声開始期(first part)のデータとして採用し、残りの区間は発声持続中(middle part)のデータとしておのおのについて同期加算平均と周期相互相関の計算を行った。

B-3 NIRS 法による脳活動記録

[装置と光プローブの装着]

無侵襲近赤外多チャンネル脳機能計測装置(ETG-100、日立メディコ)を用いて、左右両側頭部に近赤外の送・受光プローブを3 cm間隔に3×3の「田」の字の形の正方格子状に配置した。この配置では、測定点は片側につき12の部位(両側で計24部位)となる。光プローブの装着位置は、耳介上方でなるべく低い位置とした。脳磁図の研究から、成人の聴覚野の反応(N100mの成分)は、耳前部の前後1 cm程度の範囲で、上に5ないし6 cm程度の位置に認められることが多いので、これが

記録部に含まれるように留意した。小児は、最下端の中央のプロープがほとんど耳介上端に触れる程度のできるだけ低い位置に取り付けた。光プロープ先端は髪をかき分けて、できるだけ頭皮に直接接するようにした。

[記録位置の確認]

記録終了後に磁気式3次元デジタイザによってプロープが頭皮に接していた場所と鼻根部、左右の耳前部等の点を入力した。一部の小児ではデジタル写真のみで装着位置を確認した。成人では鼻根部と耳前部にマーカーをつけてMRIでT1強調の解剖画像をとり、耳前部等のランドマークを合わせて、3次元デジタイザの情報から記録中心（送受光部の中点で頭皮より2 cmの深さ）となる脳部位を同定した。小児においてはMRI撮像は麻酔が必要となるため、施行していない。

[音刺激の提示方法]

音刺激はウィンドウズを搭載したパソコンから、サンプルレート 22.05 kHz, 16 bitの量子化で作成し、内蔵したサウンドボード (Wave Center PCI) と外部のデジタル・アナログ変換器 (Tango 24) によって再生し、10 kHz のローパスフィルタ (FT-8) とプログラマブル・アッテネータ (PA-4)、ヘッドフォンバッファ (HB-5) を経て、挿耳型イヤホン (EAR-TONE 3A) で被検者に聞かせた。小児では、一部はオーディオ用パワーアン

プ (P2080) とスピーカ (i15) によって音を聞かせた。記録はすべて防音室内でおこなった。再生音圧は快適レベル (約60 dB SPL) である。

[刺激の種類と課題]

言語機能の左右分化を調べるため、以前の脳磁図を使った研究で同様の目的のために使用されたのと同じ分析合成単語である「行った (断定)」「行って (依頼)」「行った? (疑問)」を使用した。断定/依頼では、最後の音韻のみが異なる音韻の最小対 (minimal pair) であり、断定/疑問では「た」の抑揚のみが異なる抑揚の最小対である。約1秒毎に1単語を再生し、20秒を1ブロックとした。「行った (断定)」のみのブロックをベースラインブロックとし、「行った (断定)」と「行って (依頼)」が等確率で疑似ランダム順に再生されるブロック (音韻対比ブロック) と、「行った (断定)」と「行った? (疑問)」が同様に等確率で混じるブロック (抑揚対比ブロック) を作成し、それぞれ20秒毎にベースラインブロックと切り替えて数回呈示した。これは脳波や脳磁図で行われるオドボール課題の応用であるが、単語毎の誘発反応ではなく、ブロック毎の反応を調べるブロックデザインを採用したため、対比ブロック中では2つの刺激が等確率で出現し、通常のオドボール課題のように標準刺激と目標刺激間の出現確率の差はつけなかった。

ブロックデザインはfMRIの研究によると、刺激毎の反応を記録する事象関連誘発反応法より感度が高いとされている。すでにこの方法で音韻処理と抑揚処理の聴覚野の左右差を検出できることが以前の厚生科学研究によって示されており、健聴右利き成人では85%で音韻処理の左優位性が検出できることが判明している。吃音者にもこの刺激セットを施行し、左右聴覚野の言語処理の機能分化を調べた。

[課題]

成人では音を注意して聞くように求め、小児では特には教示を行わず、ディスプレイ上に無音でアニメを再生するなどして自発的な動きを抑制し、その間に記録した。

[データ処理]

測定結果は各刺激ブロックの3回ないし6回程度の繰り返しのうち、粗大なアーチファクトを除いた回のデータをそれぞれのセッションごとに加算平均した。

1 ないし 5 秒の移動平均でデータを平滑化した後、対比ブロックが始まる直前の10秒の平均を0として総ヘモグロビン濃度の最大反応値を求めた。

MRI上で第1横側頭回（Heschl回）の外側後端部を聴覚野の中心と定義し、矢状断面上にNIRSの記録中心部を投射し、聴覚野中心より1.5 cm

以内にあるチャンネルのうち、全ヘモグロビン量の変化が最大であるチャンネルの反応最大値をその側の聴覚野の反応の代表値（「聴覚野の反応」）として採用した。MRIのない小児では、耳上部の聴覚野と推定される位置付近の最大反応を採用した。左右差の比較のために、左右の聴覚野の反応の最大値をそれぞれL・Rとし、側化指数（laterality index: LI）を下記の式によって計算した。

$$LI = (L - R) / (L + R)$$

ここでLIは、反応が完全に左によっていると1になり、その逆は-1になる。個人毎の左右差を検討するには、毎回の刺激毎にLIを計算し、0に対して正か負のどちらに偏っているかを検定した。2つの刺激（音韻と抑揚など）の間の左右分化に関しては、毎刺激回のLIをプールし、2つの刺激条件間で検定を行った。

C. 研究結果

C-1 聴覚フィードバックによる音声制御 [周波数変調の有無と相互相関]

聴覚フィードバックに使用している音声は、元々の音声に周波数変調をかけたものであるため、これらの音声信号の相互相関には元々の音声の自己相関も含まれる。最終結果に対してその関与がどの程度であるのか調べるため、対照として周波数摂動を加えない条件下でも記録した。この

条件下では、発話音声は周波数変調装置の遅延の約10 ms以外は無処理で聴覚入力になるため、発話音声の周期自己相関のみを示すことになる。

両条件とも、聴取音声から発話音声への相互相関には1990 msに最大のピークがみられた。これは、2秒の周期相関であることを考慮すると、周波数変調装置の処理遅延のために本来は - 10 msとなるはずの自己相関のピークがここに見られていることになる。0 msと2000 msを同一視すると、周波数摂動なしの条件では、-10 msないし1990 msを中心にほぼ対称で、1000 msにかけてなだらかに相関係数が下降する特性になっていた。特に、自動的な聴覚フィードバックに重要となる500 ms以内には明確なピークがみられなかった。それに対して、周波数摂動を加えた場合では、500 ms以内に明確なピークが2つ(極小・大)みられ、M系列による変調によって十分に相互相関成分、すなわち、聴覚フィードバックによる制御特性が検出できることがわかった。

[発声開始・持続中のF0のばらつき]

発声開始・持続中でのF0変動についてその標準偏差を比較した。非吃音者では発声開始付近での標準偏差の方が大きい傾向があった($P=0.059$; Wilcoxon Signed Rank Test)。しかし、吃音者ではこのような傾向はみられなかった。

[発声開始と持続中のF0制御 (非吃音者)]

500 ms以内で聴取音声から発話音声へのF0の相互相関係数が極小・極大を示す位置に着目し、発声持続中と開始付近それぞれの相互相関係数の負方向への第1のピークを比較した。持続中の方が発声開始付近より相関係数が0から遠くなっている者は10名中7名存在した。これと、0 msに近い方から2つ目のピーク(正方向)との差をみると、10名中で500 ms以内にはっきりした極小・極大のピークを認めない2名を除く非吃音者8名で、発声開始付近より、発声持続中でピーク差が大きくなっており、両条件間では有意差(paired signed Test; $P<0.01$)があった。

[発声開始と持続中のF0制御 (吃音者)]

吃音者6名についても同様の解析をしたところ、発声持続中でもピーク差が比較的小さい吃音者が存在した。また、2つのピークが500ms以内に出現しないものが3名存在し、他の1名は発声開始付近のデータが解析不能であり、吃音者の結果はばらつきが大きかった。

C-2 NIRS 法による脳活動の記録

[言語音に対する聴覚野の反応]

成人(10名)と小児(学童5名)の吃音者(全員右利き)を被検者とした。対照は、過去の厚生労働科学研究による成人右利き健聴被検者20名と、健

聴右利き幼児（年齢毎に6-8名）である。

成人吃音者群の左右聴覚野の反応から側化指数を算出し音韻と抑揚処理の差を検討したところ、成人・小児吃音者群共に有意差がなかった。右利きの非吃音成人および幼児では、音韻が抑揚に比して左聴覚野優位に処理されることは対照的であった。

個人内の検定では、健常右利き成人の85%で音韻処理が左優位と判定できるのに対し、成人吃音者の90%と吃音児の80%は左優位を示さず、残り（各年齢群で1名ずつ）は逆に右優位となっていた。

D. 考察

D-1 聴覚フィードバックによる音声制御

本実験では、TAF（河原、1993）の変法を用いてフィードバック音声から発話音声への相互相関を算出し、吃音者と非吃音者を比較した。河原らの原法は、発声音声と摂動原信号との周期相関を算出し、時間0の原点として周期的相互相関の最大値を与える位置を採用しており、必ずしも時間軸の絶対精度が保証されない。今回の変法は、同時記録した発声音声とフィードバックされる音声のF0間で周期的相互相関をとっており、聴覚フィードバックから発声までの制御の遅延時間は正確に求まる。1990 ms（ないし-10 ms）のピーク潜時が一定であることは、この変法の時間精

度が良好であることの傍証となる。この変法は、時間精度を保証することにより、聴覚フィードバックの時間特性が問題となる吃音者への応用に適している。

周波数変調なしの条件では、-10 msを中心にほぼ対称の特性になるのは、連続音声を2秒毎に区切って加算した上で周期相関を求めているため、通常の自己相関に折り返しが重畳しているものと考えられるため、約1秒以降のデータは因果律を満たさない。今回は500 ms以内の特性を調べた。

周波数摂動の有無の結果の比較から、発話音声にM系列の周波数変調をかけることにより、フィードバック音声は十分に白色化されており、フィードバック音声から発話への特性を抽出できていると考えられた。

非吃音者では、発聲音声のF0の標準偏差の検討から、発声開始付近と持続中では開始付近の方がF0のばらつきが大きい傾向があった。また、0 ms近くの相関係数の極小・極大間の差をみると、発話開始付近に比べ持続発声中でこの差が有意に大きかった。発声が3-4秒程度続くと、よりダイナミックなフィードバック機構が働くことが示された。逆に発声の開始時点では、聴覚による発声周波数制御機構の働きが比較的弱いと考えられる。声の高さ（F0）は声帯振動数に相当する

が、声帯の振動運動は持続発声中には安定したくり返しが続く(Borden & Harris, 1984)。今回の結果は、声帯運動が発声開始付近に比べて持続中の方が安定している理由として、声帯の機械的特性のみではなくて、中枢経由の聴覚フィードバックも関与していることを示す結果であった。

吃音者の聴覚フィードバック特性には、500 ms以内にピークが認められない者も多く存在し、一定の傾向をつかむことは困難であった。このことから、吃音者のフィードバック機構の問題が一様でないと考えられる。

Mysak (1960) がフィードバックの問題は発話機構の様々な部分で生じると考えたように、聴覚フィードバック機構の異常には発話器官(Conture et al., 1977) や聴覚、さらには両者を結ぶ経路の異常も考えられ、それらの多様性が吃音者の結果にばらつきをもたらした可能性がある。

吃音者ではDAFの感受性についても個人差があることが知られており、吃音の軽減するグループと全く効果のないグループが存在する。これは今回の結果で吃音者の聴覚フィードバック特性にばらつきが大きいということと関連している可能性があり、今後それ以外の言語症状等の検査との関連性も含めて検討していくことで、吃音の病態解明に貢献することと考えられる。

今回実施した聴覚フィードバック機構の検査は、吃音症状の認められない持続発声を数分行うだけで定量的な解析が可能であるため、被検者に精神的・肉体的苦痛を与えず、環境によって重症度が変化しやすい吃音の補助診断として有用である可能性が認められた。

D-2 NIRS法による脳活動の記録

成人と小児に共通して使える無侵襲脳機能検査法であるNIRSを吃音者・児に用い、聴覚言語刺激の音韻及び抑揚処理の側性化について調べた。その結果、成人吃音者では音韻・抑揚間の側化指数間に有意差が無く、音韻処理に関して通常認められるような左優位性が見られず、先行研究と一致したものになった(Wuら、1995; Braunら、1997; Watsonら、1994; Foxら、1996; Salmelinら、1996; 佐藤ら、1999)。小児群でも同様の結果となり、吃音学童でも言語処理の側性化が確立されていないことが判明した。対照には学童が含まれていないが、幼児期にすでに音韻処理は左に側性化しており、対照群において学童期に一時的に側性化がなくなるとは考えにくいので、吃音学童の結果も異常だと思われる。これらのことから、吃音と言語処理の半大脳球優位性の異常との強い関連が示唆された。

ただし、吃音好発年齢は3-4歳であり、今回の学童吃音群とは年齢に隔たりがあるため、今回の

結果のみでは、大脳半球異常が吃音の原因であるかどうかの議論は困難である。今後は3歳前後の幼児の測定が必要になる。さらに、吃音の重症度と言語処理の側性化とが個人の吃音重症度変化と対応するかどうかに関しては今のところ不明である。対応している場合には、吃音訓練の客観的評価として今回の手法が用いられる可能性がある。ただし、大脳左右異常性に関して、吃音治療後も残るとの報告（Fosterら、2001）もあり、慎重な検討が必要である。

個人毎の音韻・抑揚処理の左右差の検定では、右利き成人非吃音者では85%で音韻処理が有意に左に寄っている。しかし、吃音者群では、そのようなものは存在しなかった。したがって、右利き成人については脳機能計測により、吃音が感度100%、特異度85%で診断できることになり、客観的補助検査として使用可能であることが示された。

今後は吃音重症度との関連や症状の消長に伴う変化、発症好発期の幼児等を詳しく調べることで、聴覚性の言語処理機能の異常が吃音病態とどう関わるのか、さらに詳細に決定できると期待される。

D-3 総合討論

本研究は、吃音患者が十分な医療ケアを受けられない状況にあることを改善することを最終

目的とし、その実現手段として、[1]全国的に共通した枠組みと課題で吃音の検査、評価、診断を可能とすべく、吃音の新しい検査法を開発することと、[2]吃音の医・工学的検査と[3]脳機能計測を行うことの実現可能性（feasibility）と適切性を調べるための1年間の研究である。[1]によって吃音治療を行える施設が増加し、吃音患者の受診機会を増やすことができるだけでなく、治療法の全国統計や比較が可能になる。[2]と[3]は吃音の病態に迫り、診断・治療の進歩につながると考えられる。

それぞれの項目について計画されたような成果が上がっており、このような研究をさらに継続して、人口の1%近くを占める吃音者の医療ケアがさらに改善されることが望まれる。

E. 結論

E-1 吃音検査法改訂

- (1) 共通の枠組みと課題で吃音の検査、評価、診断を可能にすべく、吃音検査法の開発を行った。
- (2) 吃音検査法（試案1）の幼児用を元に、その実施時間の短縮を図り達成率の低い課題を整理して幼児用吃音検査改訂版を作成した。旧版との比較では、目標発話を誘導しにくい項目がなくなり、吃音頻度のスコアは差がなく、実施時間は短くなった。

- (3) 今後も同様の手続きで、学童改訂版、成人改訂版を作成し普及を図ることを目指す。

E-2 医・工学的検査による検査

[発声・構音器官の観察]

- (1) 喉頭ファイバー・ビデオ下に喉頭及びその周辺器官の動きを、非言語的ならびに言語的課題を負荷しながら観察した。
- (2) 言語所見は同じでも、発話器官の運動は症例によって異なっていた。また、非発話時にも異常運動が認められた症例もあった。
- (3) これより、吃音に複数の要因の関与が示唆され、画一的な訓練では対応が困難な場合があると思われる。
- (4) 吃音の評価上喉頭ファイバー等による医学的検査を行うことで、より症例に合わせた効果的な訓練・治療ができるようになる可能性があり、吃音の評価上、有効であることが示された。

[聴覚フィードバックによる音声制御]

- (1) 聴覚フィードバックによる発声の基本周波数(F0)に対する影響を、発声開始直後のデータと、持続発声中のデータを分けて調べた。
- (2) 対照の非吃音者ではF0の変動も開始直後より持続中の方が小さくなっていたが、吃音者では差がなかった。
- (3) 非吃音者では、聴覚フィードバックによって

発声の500ミリ秒以内にF0変化を補正する方向とその反対に再補正する方向の2つピークが認められ、発話の開始直後に比べて持続中の制御特性がよりダイナミックであった。しかし吃音者ではばらつきが大きく、非吃音者のような一定した傾向は見られなかった。

- (4) 言語や発話器官の検査と異なり、吃症状のない状況で数分検査するのみで結果を得られるため、しばしば状況によって重症度が変化してしまう吃音の補助診断として有用である。

E-3 脳機能検査

- (1) 吃音の病態生理を解明する一環として、聴覚性言語野処理における大脳の左右機能分化を調べた。
- (2) 左右の反応から側化指数を算出し、音韻と抑揚処理の側性化の差を検討したところ、成人・学童吃音者群共に有意差がなかった。右利きの非吃音成人および幼児では、音韻が抑揚に比して左聴覚野優位に処理されることがすでに明らかになっている。
- (3) 個人内の検定では、健常右利き成人の85%で音韻処理が左優位と判定できるのに対し、成人吃音者の90%と吃音児の80%は左優位を示さず、残りは逆に右優位であった。
- (4) この手法により吃音者の聴覚性言語処理の機能異常を客観的に捉えられることが判明し、

今後診断の補助手段として有効である可能性が示された。

- (5) さらにこの研究を継続し、吃音発症直後の幼児から記録するなどによって、脳機能と吃音の関係がさらに明確になるとと思われる。

E-4 総括結論

- (1) 吃音患者の受療機会の増大と治療の向上を最終目的として、吃音の新しい検査法を開発し、最新の医・工学的手段を用いた機能検査を行うことで病態にアプローチし、治療の進歩と患者の受診機会の増大させることができるとの目論みの元、その実現可能性と適切性について研究を行った。
- (2) 新しい検査法の作成作業を幼児版について開始し、吃音幼児と対照幼児について実効性を検証した。これにより、学童版と成人版の吃音検査法作成の方向も定まった。このようにして使いやすく信頼性の高い検査法ができれば、国内に広く普及し、患者の実態や治療法の集計・比較・検討も容易となり、畢竟は吃音を扱う施設と専門家が増え、患者が適切な治療を受けられる可能性が増すであろう。
- (3) 新しい医・工学的手段を用いた発音器官の検査により、吃音者の運動およびその制御の異常には大きな固体差があることが明らかになった。今後はこの研究を発展させて訓練に生

かすことが望まれる。

- (4) 吃音成人では言語処理の脳機能の側性化が認められないということがすでに知られているが、これを小児にも安全に適用できる近赤外分光法脳オキシメータを使用してまず成人にて確認した。同法を児童に適用したところ、成人同様、脳機能の側性化が異常であった。今後、どの段階で脳機能が異常になるのかを調べていくことで、言語音の聴取に際する脳内処理の異常が吃音の原因としてどの程度関与するかを確定できると予想される。

F. 健康危険情報

特になし。

G. 研究発表 [主任研究者分のみ]

(1) 論文発表

- 1) 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(3): 30-35, 2003.
- 2) Minagawa-Kawai, Y., Mori, K., Furuya, I., Hayashi, R., Sato, Y., Assessing cerebral representations of short / long vowel categories by NIRS, Neuroreport 13(5): 581-584, 2002.
- 3) 佐藤裕, 森浩一, 福島康弘, 発声の始めと持続中のピッチ制御特性, 信学技報. 2002-194: 39-44 2003.
- 4) 佐藤裕, 森浩一, 古屋泉, 林良子, 皆川泰代,

小泉敏三, 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: in press, 2003.

- 5) 森浩一, fMRIおよび光計測による聴覚機能計測, 計測と制御 42: in press, 2003.

(2) 学会発表

- 1) 森浩一, 聴覚・言語の中核処理, 第103回日本耳鼻咽喉科学会総会・学術講演会 シンポジウム 脳科学と耳鼻咽喉科. 105: 341, 2002.
- 2) 佐藤裕, 森浩一, 小泉敏三, 皆川泰代, 田中章浩, 小澤恵美, 吃音者・児の聴覚言語処理における左右聴覚野の優位性—近赤外分光脳オキシメータによる検討—, 音声言語医学. 44 (2003): 80-81, 2002.
- 3) 武田湖太郎, 森浩一, 古屋泉, 佐藤裕, 田中章浩, 富田豊, 独立成分分析を用いたNIRS波形の信号分離と信号源座標推定, 第5回日本ヒト脳機能マッピング学会大会 プログラム・講演抄録集. 90, 2003.
- 4) 森浩一, 田中章浩, 小泉敏三, 田内光, 立石恒雄, 美留町美希子, 人工内耳装用者における韻律の音韻聴取への影響, 第104回日本耳鼻咽喉科学会総会・学術講演会. 106: in press 2003.
- 5) Minagawa, Y., Mori, K., Sato, Y., Koizumi, T., Furuya, I., Cerebral representation of Japanese phonemic length contrast in native speakers and late second language learners measured with NIRS, Neurosci Res. in press, 2003.
- 6) Tanaka, A., Mori, K., Furuya, I., Hayashi, R., Minagawa, Y., Tauchi, H., Tateishi, T., Burumati,

M., Correspondence between subjective percepts and cortical responses in cochlear implantees measured by near-infrared spectroscopy (NIRS), Neurosci Res. in press, 2003.

H. 知的財産権の出願・登録状況

特になし (出願準備中)。

厚生労働科学研究費補助金（こころの健康科学研究事業）
分担研究報告書

分担研究者 小澤 恵美
国立身体障害者リハビリテーションセンター 病院 第二機能回復訓練部 言語訓練専門職主任

吃音の病態解明と医学的評価および検査法の確立のための研究

分担課題 吃音検査法の作成に関する研究

研究要旨 本邦では吃音の検査・評価の方法が統一されておらず、各施設、研究者が個別に対処している現状を鑑み、全国的に共通した枠組みと課題で吃音の検査、評価、診断を可能とすべく、吃音の新しい検査法を開発することを目標とする。従来、同様の趣旨で吃音問題の総合的評価を可能にすべく吃音検査法の作成を意図して試案を作成し（日本聴能言語士協会・日本音声言語医学会吃音検査法委員会、現在は解散）その実施について、総合的評価の基礎となる言語症状の資料収集にしばり、幼児、学童、成人の年代毎に発表してきた。試案1を吃音児者計252名に実施し、非吃音児者と比較しつつことばの流れのつかえ（以下、非流暢性と記す）、非流暢性の頻度、非流暢性の特徴を検討したものである。252名の内訳は、幼児期吃音47名、非吃音児50名、学童期吃音55名、非吃音60名、成人期吃音、非吃音各20名である。その結果、吃音児者と非吃音児者の非流暢性の頻度や非流暢性の特徴が明らかになった。しかし、この吃音検査法（試案1、以下旧版と記す）は、項目数が多く分析に時間がかかり、適切ではない検査項目も含まれていたため広く使われてこなかった。より使いやすくするため、今回幼児版の改訂から開始した。旧版と改訂版の比較検査を行い、旧版の検査法と統計的に差がないスコアが、より短時間の検査で得られることを確認した。学童版と成人版の検査法の改訂版についても、幼児改訂版の有用性が検証されたことで、方向が定まった。本報告では幼児改訂版の作成について記す。

A. 研究目的

吃音検査法（試案1）幼児版の課題数、内容の見直しを行い、使いやすい改訂版を作成する。

B. 研究方法

B-1 対象児

吃音を主訴に報告者等の病院、専門機関に来所

し、言語聴覚士が吃音と診断したケースである。

それまで吃音検査法を実施しておらず、脳性麻痺、失語症等の関連障害を伴わず、知能は正常範囲と推測された。対照群とした非吃音児は幼稚園保育園に在籍し、身体的、心理的に健康で知能は正常範囲と推測された。2歳から6歳の吃音児、各年