

図2 コンピューターのプログラム設定画面

20%に設定できる。音量は20～90 dB SPLの範囲(10 dBステップ)の任意の2点を設定できるようになっている。またクリック音の周波数は、500～4000 Hzの範囲から500 Hzステップで2つの音を選択・設定できるようになっている。その2つの音の周波数を異なるものとした場合、2拍子の設定となる。

3) ユーザー操作

テンポは、ボリュームを操作することで設定した変化幅の範囲内で変えられる。音量は、電源スイッチと共用の切り替えスイッチで、設定した2点いずれかを選択できる。どちらも使用者が随時、耳に掛けたまま変更可能である。

2. 手続き

1) 適用者の選択

訓練室内での吃症状は改善傾向を示しているものの、日常生活のある特定の場面での発話が困難な者、つまり日常生活場面での訓練が進まない者、あるいは訓練効果が日常生活場面に般化しづらい者を対象とする。

2) 使用場面・時間

使用場面は、発話が困難で、かつ使用者が実際に使用可能な場面を選択する。使用時間は基本的に最低1日合計15分以上とするが、使用者が負担を感じる際は、必ずしもそれに限らないこととする。

3) メトロノームの設定

使用者が使いやすいと感じる数値に設定する。

4) データ収集と分析

訓練場面と日常生活場面における発話を録音記録し発話データを収集する。そのなかから吃症状(吃音者に特有の症状)とその他の非流暢性を抽出し、非流暢性総数/発話総文節数×100の式から非流暢性頻度を算出する¹²⁾。また、毎日の吃症状に関する自己評価として、メトロノーム装用時と非装用時それぞれの吃音重症度について、7段階(1. 全く吃らない～4. 文ごとに吃る～7. 非常にひどく吃る)の評価を依頼する。そして訓練時ごとに自身の吃音状態、また耳掛け型メトロノームの効果について、それぞれの質問紙(表1, 2)を用いた7段階評価を依頼する。

症 例

女性。訓練開始時年齢は22歳。主訴は吃音である。初回面接時から1年5ヵ月の間に、全19回の訓練を行っている。訓練開始前に実施した吃音検査<試案1>¹²⁾では、文章音読時に吃頻度が最も少なく20%、単語呼称や情報聴取では最も多く60%の吃頻度が観察された。全訓練経過を通しての目標は、柔らかい起声とともに発話速度を落とし、力の入らない楽な吃り方を目指すというものである。7回目以降卓上型メトロノームを導入し、1クリック音に1モーラあるいは2モーラの音を合わせて発話する訓練を行った。17回目以降からは耳掛け型メトロノームに切り替え、7回目以降と同様の訓練に加えて、ことばが詰まったときにメトロノームのクリック音を発話の合図として使用するという訓練を行った(図3)。

耳掛け型メトロノーム導入直前に再度吃音検査を実施したところ、音読課題や文による絵の説明課題における吃症状の出現頻度が最も少なく0～5%程度であった一方、モノログや情報聴取という日常会話に近い状況では20%程度(非流暢性頻度は30%)となり、比較的高頻度で吃音症状が観察された。訓練開始前の結果と比べると、症例は卓上型メトロノームでの訓練がある程度進んでおり、短い発話や音読では比較的症状が減少してきていることが認められるが、日常生活における会話に近い状況ではまだ発話が困難な場面が存在していることが示された。症例本人は電話場面での発話を困難と感じており、電話を避ける傾向にあったため、電話場面において携帯型メトロノームの適用があると判定された。本症例が実際に携帯型メトロノームを使用した場面は、電話場面(週に1～3回)に加え、家族との会話場面や職場における接客場面であった。

表1 吃音に関する自己評価質問紙

氏名	ID						
	記入日	年	月	日			
あなたの過去1ヶ月*をふり返り、以下の質問に答えて下さい。							
各質問は、あなたの状態について、質問の下に書かれた線の上に○をつけて答えるようになっています。例えば(1)の質問については、文ごとに食べるくらいを中程度と考え、その程度の吃音頻度の場合は数字の4辺りに、それよりは多少良い状態であったと思う場合は、その程度によって4より左側の線の上(数字の2や3の周辺)に○をつけて下さい。数字は目安であり、数字に○をつける必要はありません。それぞれの質問について、あなたの状態を線上に表した場合、どの程度に相当するかを答えて下さい。							
(1) この1ヶ月の生活の中で、どのくらい頻繁に吃りましたか	1	2	3	4	5	6	7
	全く吃らない					非常に頻繁に吃った	
(2) この1ヶ月の生活の中で、話すことや、ある場面/状況を避けようとするがありましたか	1	2	3	4	5	6	7
	全く避けなかった/ 避けたいと思わなかった					可能な時は常に避けた	
(3) この1ヶ月の自分の話し方について、どの程度自然だと感じますか	1	2	3	4	5	6	7
	非常に不自然					非常に自然	
(4) この1ヶ月の中で電話を使用した時、あなたはどのくらい頻繁に吃りましたか	1	2	3	4	5	6	7
	全く吃らない					非常に頻繁に吃る	
(5) この1ヶ月の生活の中で、どのくらい積極的に電話を使用しましたか	1	2	3	4	5	6	7
	全く使用しなかった					非常に積極的に使用した	
(6) この1ヶ月で人と会話した時、あなたはどのくらい頻繁に吃りましたか	1	2	3	4	5	6	7
	全く吃らない					非常に頻繁に吃る	

*ここでの「過去1ヶ月」という表現は、前回来院時からの経過期間である。実際に実施する質問紙は、その都度、前回来院時からの経過期間に書き直したものとする。

本症例の卓上型メトロノームのテンポ設定は、訓練時ごとに症例の希望に合わせて行い、毎分80~100クリックとした。その後の耳掛け型メトロノームの設定は、テンポを毎分75クリック(変化幅±20%)、音量を60dBと80dBに設定した。2ヵ月半後、本人の要望によりテンポを毎分66クリックに変更した。

結 果

1. 訓練室内における耳掛け型メトロノームの効果
毎訓練時にメトロノームなし→あり→なしの順で、セラピストへ日常生活のコミュニケーションについての報告を求め、その発話100文節ごとに非流暢性頻度を算出した。その結果を図4に示す。話の内容が深刻だった第67日目を除いて、それぞれの日はメトロノーム装用時に吃頻度の減少が認められた。そしてメトロ

ノーム装用/非装用時ともに、経過に沿って非流暢性発話頻度の減少が認められ、特にテンポ設定変更後に大きな減少が認められた($p < 0.01$, Mann-Whitney U-test)。さらに非流暢性発話の内訳においては、その他の非流暢性の割合が減少していく傾向が認められた($p < 0.05$, Kruskal Wallis H-test)。

2. 電話場面における耳掛け型メトロノームの効果
耳掛け型メトロノーム装用時の電話場面における発話を録音記録・分析し、非流暢性頻度を算出した。それぞれの日の電話場面における発話総文節数は、13~100の範囲の値をとり、平均は65文節、標準偏差は30.0となったため、極端に発話文節数の少ない71日(文節数13)と92日(文節数24)は除外し38文節/日以上を分析することとした。非流暢性頻度の推移を図5に示す。装用開始直後の2回をメトロノームなし

表2 耳掛け型メトロノームに関する自己評価質問紙

治療機器についての自己評価表		ID														
氏名		記入日 年 月 日														
あなたの過去1ヶ月*をふり返り、以下の質問に答えて下さい。																
各質問は、あなたの状態について、質問の下に書かれた線の上に○をつけて答えるようになっています。例えば(1)の質問に対し、ほとんど変化がなかったということであれば数字の4辺りに、それよりは多少良い状態に変化したと思う場合は、その程度によって4より右側の線の上(数字の5や6の周辺)に○をつけて下さい。数字は目安であり、数字に○をつける必要はありません。それぞれの質問について、あなたの状態を線上に表した場合、どの程度に相当するかを答えて下さい。																
(1) 機器を使用してみて、話す時の苦しさに変化がありましたか	<table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="text-align: center;">1</td> <td style="text-align: center;">2</td> <td style="text-align: center;">3</td> <td style="text-align: center;">4</td> <td style="text-align: center;">5</td> <td style="text-align: center;">6</td> <td style="text-align: center;">7</td> </tr> <tr> <td colspan="3" style="text-align: left;">非常に苦しくなった</td> <td colspan="4" style="text-align: right;">非常に楽になった</td> </tr> </table>	1	2	3	4	5	6	7	非常に苦しくなった			非常に楽になった				
1	2	3	4	5	6	7										
非常に苦しくなった			非常に楽になった													
(2) 機器を使用してみて、これまでのあなたの吃音の症状は変化しましたか	<table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="text-align: center;">1</td> <td style="text-align: center;">2</td> <td style="text-align: center;">3</td> <td style="text-align: center;">4</td> <td style="text-align: center;">5</td> <td style="text-align: center;">6</td> <td style="text-align: center;">7</td> </tr> <tr> <td colspan="3" style="text-align: left;">非常に重度になった</td> <td colspan="4" style="text-align: right;">非常に軽度になった</td> </tr> </table>	1	2	3	4	5	6	7	非常に重度になった			非常に軽度になった				
1	2	3	4	5	6	7										
非常に重度になった			非常に軽度になった													
(3) 機器を使用することで、話すときのスピードをコントロールできる感じがありましたか	<table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="text-align: center;">1</td> <td style="text-align: center;">2</td> <td style="text-align: center;">3</td> <td style="text-align: center;">4</td> <td style="text-align: center;">5</td> <td style="text-align: center;">6</td> <td style="text-align: center;">7</td> </tr> <tr> <td colspan="3" style="text-align: left;">全くコントロールできる感じがしない</td> <td colspan="4" style="text-align: right;">非常にコントロールできる感じがする</td> </tr> </table>	1	2	3	4	5	6	7	全くコントロールできる感じがしない			非常にコントロールできる感じがする				
1	2	3	4	5	6	7										
全くコントロールできる感じがしない			非常にコントロールできる感じがする													
(4) この機器に満足していますか	<table style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="text-align: center;">1</td> <td style="text-align: center;">2</td> <td style="text-align: center;">3</td> <td style="text-align: center;">4</td> <td style="text-align: center;">5</td> <td style="text-align: center;">6</td> <td style="text-align: center;">7</td> </tr> <tr> <td colspan="3" style="text-align: left;">非常に不満がある</td> <td colspan="4" style="text-align: right;">非常に満足している</td> </tr> </table>	1	2	3	4	5	6	7	非常に不満がある			非常に満足している				
1	2	3	4	5	6	7										
非常に不満がある			非常に満足している													
(5) (4)で答えた不満・満足について、具体的な内容を以下に記入して下さい																

*ここでの「過去1ヶ月」という表現は、前回来院時からの経過期間である。実際に実施する質問紙は、その都度、前回来院時からの経過期間に書き直したものとす。

の条件で録音し、その発話データをベースラインとした。ベースラインの非流暢性発話頻度は25%弱であった。その後、耳掛け型メトロノームを連日装用している間、一時的に非流暢性発話頻度は上昇し、装用を開始してから2ヵ月間は20~35%程度の頻度を示していた。しかし装用開始2ヵ月半以降からは、非流暢性発話頻度は多くてもベースラインと同等の20%程度となり、少ないときには5%程度と減少が認められた。なお吃症状の減少傾向が認められた時期は、テンポ設定変更とほぼ同時期であるが厳密には一致していなかった。

さらに、吃症状の内訳の推移について図6に示す。引き伸ばしの頻度については、装用日数が経過してもほとんど変化が認められなかった。その一方、繰り返しの頻度については、初頭音・音節2回以上の繰り返しが77日以降から認められなくなり、さらに後半では初頭音・音節1回の繰り返しも認められないことが多かつ

た。またブロック症状(発声の阻止)は77日目以降において、その他の吃症状(強勢、歪み、とぎれ)は40日目以降において認められないようになり、症状の軽快化がうかがわれた。

3. メトロノーム装用/非装用時の吃症状についての自己評価

毎日の吃症状についての自己評価の結果を図7に示す。装用開始直後は、装用時・非装用時ともに症状は同程度に重いと判定していたが、徐々に装用時の症状が軽いと判定し、その傾向は後半明らかとなった。このことから、自己評価においても耳掛け型メトロノームの有効性が認められた。

4. 吃音・装置に関する自己評価

自身の吃音状態については、耳掛け型メトロノーム装用開始前と装用開始3ヵ月半後の結果を表3に、装置の効果については装用開始3ヵ月半後の結果を表4に示す。自身の吃音についての自己評価の結果からは、

日付	X+1年																				
	5月	6月	8月	9月①	9月②	10月①	10月②	11月①	11月②	12月	1月	2月	3月	4月	5月	6月	7月①	7月②	9月	11月	
指導回数																					
メトロノーム使用経過			使用なし																		
吃音検査	*																				
リラクゼーション体操																					
日常コミュニケーション報告				*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
音読・呼称			*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
単語		*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
文		*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
文章			*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
自由会話				*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
自己観察				*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
ロールプレイ				*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
歌起声				*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*

図3 訓練経過とメトロノーム装用経過
は実施を示す。なお(M)は卓上型メトロノームを使用して実施、*(EM)は耳掛け型メトロノームを使用して実施。

装用前と比べて、電話の使用頻度が急激に増加していることが示された。また回避や自然さという項目についても、良い方向へ変化したことが認められた。一方、さまざまな場面での吃頻度に関しては、訓練期間中あまり変化がないと評価していた。

また装置の効果については、苦しさの変化、吃症状

の変化、発話速度のコントロール、装置への満足度という項目すべてにおいて装置の効果を高く評価していた。

考 察

耳掛け型メトロノームを開発し、実際の日常生活場面に導入して訓練を行った。発話が困難な電話場面を避ける傾向にあった1症例に適用したところ、自己評価の結果から積極的に電話ができるようになったことが示された。そして電話場面における実際の吃症状も本研究の終盤では減少・改善傾向を示した。このことから、耳掛け型メトロノームは日常生活における発話困難場面での訓練の動機付けとなる可能性、また実際の発話困難場面での吃症状の減少・改善に有効である可能性が示唆された。

しかし、客観的評価において吃頻度の減少が認められているものの、症例の自己評価では、さまざまな場面における吃頻度には変化が認められないという結果となった。このような客観的評価と主観的評価の乖離が認められた要因としては、客観的データで示された吃頻度の減少が安定しておらず、本研究の後半にいたっても吃頻度がベースラインと同等の数値を示す日があったことが挙げられる。また装用期間が長期にわたったため、自己評価の判断基準が変化した可能性も考えられる。あるいは、主観的評価がメトロノーム装用時・非装用時の両方を対象とした結果であるのに対し、客観的データは装用時のみを対象としたものであったため、結果の乖離はメトロノーム非装用時の吃頻度に改善が認められていないことを反映している可能性も考えられた。本人が吃頻度の減少を感じていないこと、また客観的にも吃頻度の減少が安定していないことから、本症例については、今後も装用を続け、吃頻度の減少の安定を目指し、また非装用時にも改善が般化するのか指導を続けながら経過を追っていきたい。

その一方で、本症例はメトロノームの効果を吃音の頻度以外の側面で高く評価していた。回避傾向の減少、吃症状の軽快化、発話の苦しさの軽減、発話速度のコントロール能力の増大を感じており、それを耳掛け型メトロノームの効果として高く評価している。この回避傾向の減少や発話の苦しさの軽減は、耳掛け型メトロノームの装用が吃音の二次的症狀（もがきや回避行動）に効果があったことを示しており、これは先行研究と一致した結果となっている⁴¹⁾。また吃症状の軽快化については、客観的データにおいて吃症状の内訳に変化が認められたこと（図6）からも支持されている。

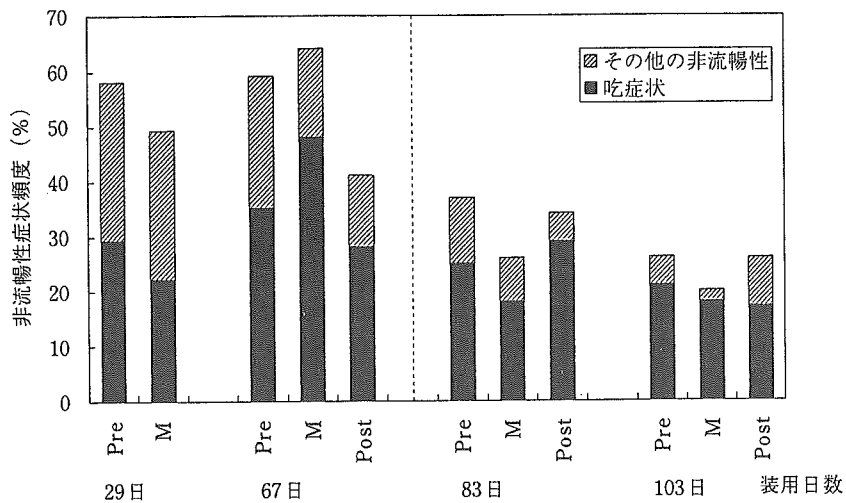


図4 訓練室内における耳掛け型メトロノームの効果

Pre: プレテスト(メトロノームなし), M: メトロノーム装用, Post: ポストテスト(メトロノームなし). 点線の時点でメトロノームのテンポ設定を変更している。

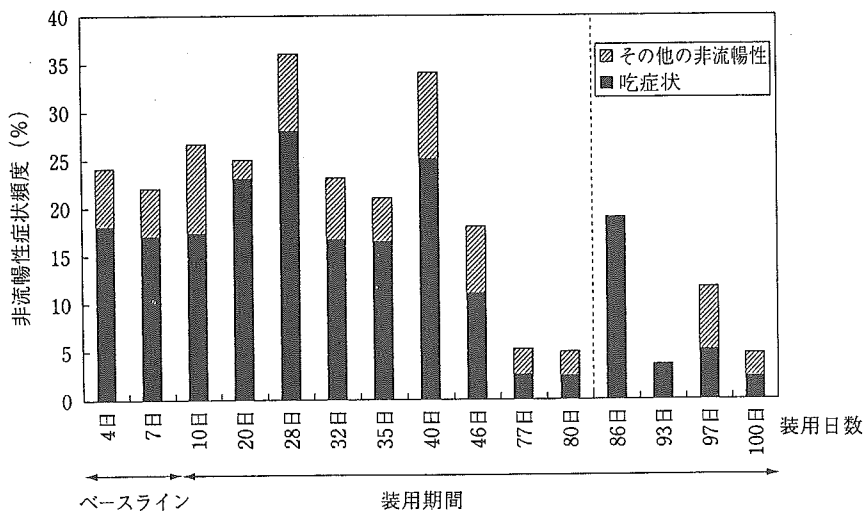


図5 電話場面における耳掛け型メトロノームの効果

ベースライン: メトロノームなし. 点線の時点でメトロノームのテンポ設定を変更している。

これらのことから、少なくともこの症例では、耳掛け型メトロノームが訓練初期には吃頻度以外の面で吃音の問題の軽快化をもたらす可能性が示唆された。

また本研究では、メトロノーム装用後すぐに吃頻度の減少が認められるのではなく、一時的な吃症状の増加の後、その減少が認められている(図5)。そして吃症状に関する自己評価においても、時間経過とともにメトロノーム非装用時と比べて装用時の吃症状のほうが軽いと判定するようになってきている(図7)。これらのことから、メトロノームの装用効果は直接的なものではなくて、装置を有効に利用できるようになるには訓練や慣れなどの要素が介在する可能性が示唆された。

一方、吃頻度が落ち着いてきた時期とメトロノームの速度設定を変更した時期がほぼ同時期であったことから、吃症状の減少にメトロノームの速度を下げたことが関連している可能性がある。本研究では、症例自身から装用経過中にメトロノームの速度を落としたいと要望があり、速度を落とした後はそれに対して肯定的な感想(「速度を落としたほうがゆっくりと落ち着いて話せる」など)が聞かれている。先行研究においては、速い速度のメトロノームを用いても吃症状が減少することから、メトロノームの効果は発話速度の低下のみに帰するものではないことが示されてきたが¹⁾、その一方でメトロノームの速度を落とすと発話速度が

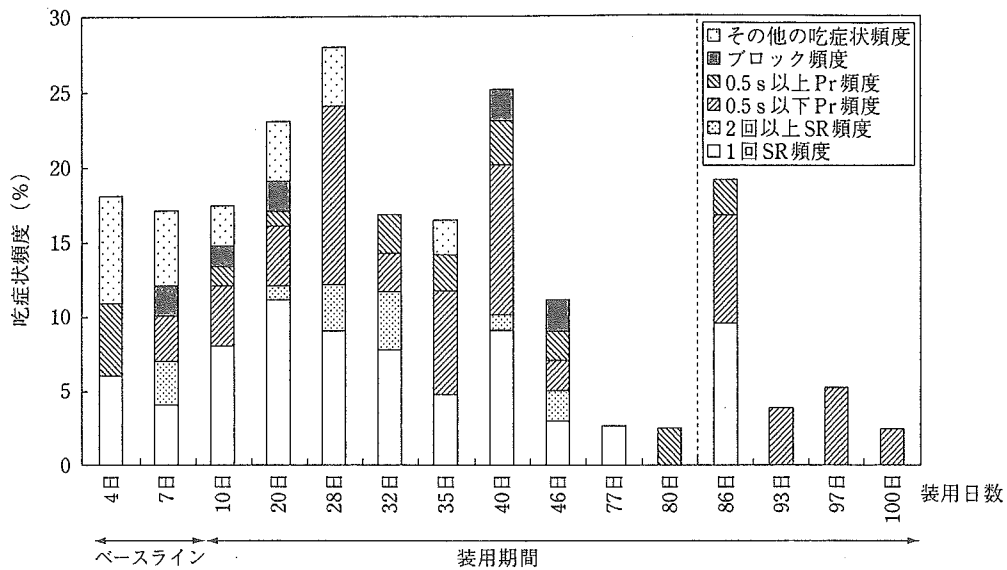


図6 吃症状の内訳の推移

SR：音・音節の繰り返し，Pr：音・音節の引き伸ばし。点線の時点でメトロノームのテンポ設定を変更している。

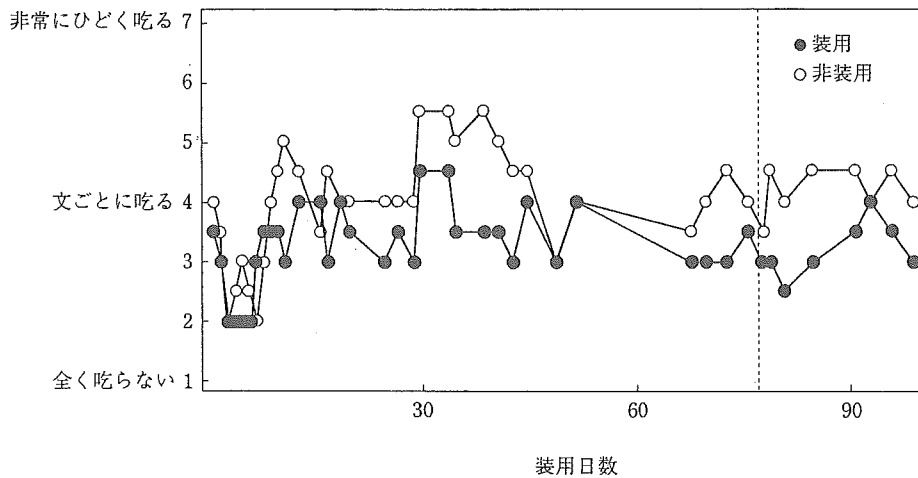


図7 毎日のメトロノーム装用/非装用時の吃症状 (自己評価)
点線の時点でメトロノームのテンポ設定を変更している。

表3 吃音に関する自己評価 (提示症例)

項目	装用前	装用後 (3ヵ月半)
電話使用頻度 (5)	2.5	5
回避 (2)	5	2.5
自然さ (3)	3	5.5
全体の吃頻度 (1)	4	3
電話場面での吃頻度 (4)	3	3.5
対面場面での吃頻度 (6)	4.5	4

() 内は表1の質問項目番号

表4 耳掛け型メトロノームに関する自己評価(提示症例)

項目	装用後 (3ヵ月半)
苦しさの改善 (1)	6
吃音症状の軽快化 (2)	6
発話速度のコントロール (3)	6.5
装置への満足度 (4)	6

() 内は表2の質問項目番号

低下し、そのことでさらに流暢性が増す傾向があることも示されている¹³⁾。これらのことから本症例においても、メトロノームのテンポ設定を遅くしたことが吃症状の減少を促した一因として考えられた。吃音の治療訓練の一つの方法として、速度のコントロールに基づくものが古くからあることから¹⁴⁾、メトロノームを訓練に用いる意義の大きなものとして速度の調整を挙げておきたい。

最後に、日常生活場面での耳掛け型メトロノームの装用日数が増加するにつれて、訓練室内におけるメトロノーム装用時/非装用時の非流暢性頻度が減少する傾向が認められた。この結果から、訓練時だけでなく日常生活場面において継続的に耳掛け型メトロノームを装用することは、練習効果が大きく、訓練室も含めた生活のすべての場面における非流暢性頻度の減少をもたらすことが示唆された。

結 論

吃音者の日常生活場面での訓練を促進する目的で、小型で携帯可能な耳掛け型メトロノームを開発し、電話場面での発話が困難な1症例に適用した。その結果、電話場面における非流暢性頻度が減少し、症例自身の自己評価においても吃症状に改善が認められた。加えて症例自身が装置に満足していることも示され、耳掛け型メトロノームの有効性が示唆された。

謝辞 本研究は、厚生労働省科学研究費補助金(15130801)の補助を受けて行われた。本論文の要旨は、第49回日本音声言語医学会総会・学術講演会にて発表した。

文 献

- 1) Brady JP: Studies on the metronome effect on stuttering. Behav Res Ther, 7: 197-204, 1969.

- 2) Bloodstein O: A Handbook on Stuttering, Singular Publishing Group Inc, San Diego, pp 354-357, 1995.
- 3) Azrin N, Jones RJ and Flye B: A synchronization effect and its application to stuttering by portable apparatus. J App Behav Anal, 1: 283-295, 1968.
- 4) Brady JP: Metronome-conditioned speech retraining for stuttering. Behav Ther, 2: 129-150, 1971.
- 5) 苅安 誠: 吃音のブロック症状に対するリズム発話と運動制御アプローチの効果. 音声言語医学, 31: 271-279, 1990.
- 6) Meyer V and Mair JMM: A new technique to control stammering: A preliminary report. Behav Res Ther, 1: 251-254, 1963.
- 7) Brady JP: A behavioral approach to the treatment of stuttering. Amer J Psychiat, 125: 843-848, 1968.
- 8) Trotter WD and Silverman FH: Does the effect of pacing speech with a miniature metronome on stuttering wear off? Percept Mot Skills, 39: 429-430, 1974.
- 9) Silverman FH: Long-term impact of miniature metronome on stuttering: An interim report. Percept Mot Skills, 42: 1322, 1976.
- 10) Ingham RJ: Stuttering and Behavior Therapy, College-Hill Press, San Diego, pp 108-113, 1984.
- 11) Mallard AR: The effect of syllable-timed speech on stuttering behavior: An audiovisual analysis. Behav Ther, 8: 947-952, 1977.
- 12) 日本音声言語医学会吃音検査法小委員会, 森山晴之, 小澤恵美, 他: 吃音検査法<試案1>について. 音声言語医学, 22: 194-208, 1981.
- 13) Hanna R and Morris S: Stuttering, speech rate, and the metronome effect. Percept Mot Skills, 44: 452-454, 1977.
- 14) Van Riper C: The Treatment of Stuttering, Prentice-Hall, Englewood Cliffs, pp 62-72, 1973.

別刷請求先: 〒 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
酒井奈緒美

国立身体障害者リハビリテーションセンター

研 究 紀 要

第 25 号

国 リ ハ 研 紀

Nat.Rehab.Res.Bull.Jpn.

平成 16 年

吃音者の発声におけるピッチ制御の聴覚フィードバック特性

佐藤 裕* 森 浩一* 福島 康弘**

Control Characteristics of Voice Pitch by Auditory Feedback in Persons Who Stutter

Yutaka SATO*, Koichi MORI* and Yasuhiro FUKUSHIMA**

Functional abnormality in auditory feedback has been hypothesized to be one of the causes of stuttering, a speech dysfluency. We investigated this possibility by a transformed auditory feedback method (TAF; Kawahara, 1993), which is a method for measuring the effect of auditory feedback onto voice pitch (F0) using parametric perturbations inserted into the feedback loop. The results showed that the stutterers' cross-correlation functions between the F0s of auditory feedback and uttered voice differed from those of non-stutterers. Furthermore, the control characteristics of voice pitch were analyzed in the first and middle parts of phonation separately. The cross-correlation functions between the F0s of auditory feedback and uttered voice differed significantly between the first and middle parts of phonation in nonstutterers. However, the control characteristics for those who stutter were diverse, suggesting that different etiologies or pathophysiology are involved among those who stutter.

キーワード：変換聴覚フィードバック, ピッチ制御, 吃音, F0(基本周波数)

1. はじめに

発話と聴覚が相互に関係している証拠として、Lombard効果[1]や遅延聴覚フィードバック (Delayed Auditory Feedback: DAF)[2]が挙げられる。Lombard効果は、騒音下での発話により自分の声がよく聞こえない環境では、静かな環境に比較して、声が大きくなり、有声音の部分が長くなる等、音声に変化する効果のことである。DAFとは、自分の発話を時間的に(50~200 ms程度)遅らせたものを聴覚にフィードバックさせることであり、吃音に似た症状が誘発されることが知られており、これによる乱れた発話を人工吃音と呼んでいる。また、発話の障害である吃音が聴覚フィードバックに関連していることが知られている。DAFを

吃音者に適用することで吃音がかえって改善する[3]ことや、雑音(白色雑音等)を用いて聴覚遮断した時に吃音が減少するマスキング効果[4]等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)[5]。その他、音声のピッチをオクターブシフトさせて聴覚にフィードバックさせる手法(Frequency Altered Feedback: FAF)[6]も吃音を減少させる。これらの手法は、吃音の改善にはある程度有効であるが、さらに分析的に検討しようとする、定量性が不十分である。

河原は発声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

* 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

** 玉川大学工学部

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

** Tamagawa University Faculty of Engineering

ドバック、すなわち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 (F0) に対する聴覚の影響を測定した [7]。そして、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 [8,9]。

DAFの効果が吃音者と非吃音者で異なるのは、音声のフィードバック制御特性に違いがある可能性が考えられる。本研究では、TAFを用いてこれを検討したので報告する。

2. 方法

2. 1. 被験者

非吃音被験者は特別なボイストレーニングを受けていない日本語話者10名 (男性7名、女性3名、平均29.7歳) である。絶対音感保持者が2名 (女性2名) 含まれていたが、統計上差を認めなかったので単一群として検討した。

吃音者は11名 (男性8名、女性3名、平均30.0歳) であり、治療施設およびセルフヘルプグループより実験協力者を募集し、実験の前に説明を行い書面にて同意を得た。この研究は国立身体障害者リハビリテーションセンター倫理委員会の承認を得ている。

2. 2. 装置

実験系は河原が用いたTAFの手法 [10] に準じた。マイク (SM58, SHURE) からヘッドフォン (ST-12M, ASHIDA SOUND) に至る人工的な音響フィードバック系に周波数変換装置 (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摂動を加えた。また、自身の気導音や骨導音による影響を取り除くため、密閉型のヘッドフォンを用いると共に、ノイズ発生装置 (1405, B&K) により、約80dB (A) のピンクノイズを加え自声を遮蔽した (図1)。

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。M系列信号は、時間ずれのある自己相関が0になる特徴があり、システムの応答特性を測定する目的でよく使われる。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 (河原英紀教授提供) を、ピッチバンド信号として1/128秒毎に送出した。この摂動信号のくり返し周期は2秒である (図2)。フィードバック音声とそのときに発声された音声は、44.1kHzでサン

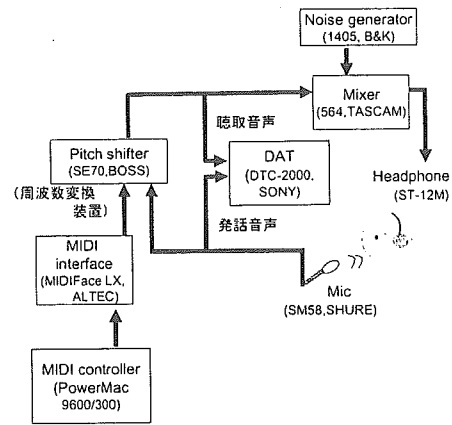


図1 実験装置構成図

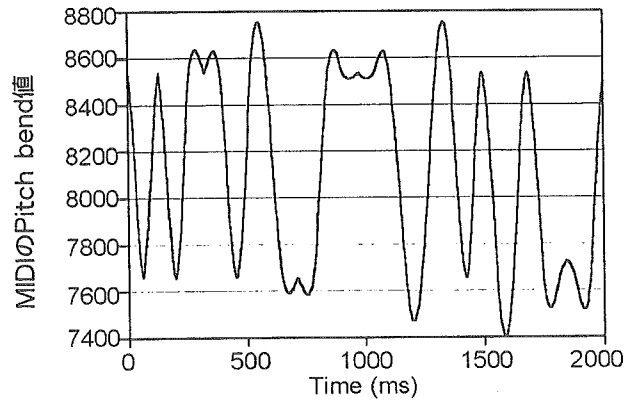


図2 用いられた摂動信号

プリングされてそれぞれDAT (Digital Audio Tape Deck DTC-2000ES, Sony) の左右チャンネルに同時に取り込まれた。

2. 3. 手続き

被験者には、母音/a/を約1分間にわたって息継ぎをしながら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。

2. 4. データ処理

データ処理は河原の方法 [10] をもとに、若干の変更を加えて以下のステップで行った。

- (1) F0の抽出: DATに記録されたデータを左右チャンネルの同期を失わないように発声部分を含めて連続データとして取り出し、5 ms毎に25 msのフレーム長でF0を抽出した (Windows版音声録聞見, Datel)。
- (2) 同期加算による平均化: F0のデータを左右チャンネルの同じ位置から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約1分間の

データすべてに渡り同期加算を行った。ただし、F0の抽出に関して2秒ずつ切り取った際にいずれかのチャンネルにF0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：河原の原法[10]では、使用したM系列と発話音声のF0の相互相関を計算し、相互相関が最大値になる時点時刻0と定義している。本研究では、制御特性の遅延時間の絶対値を評価しやすいように発話音声とフィードバック音声のそれぞれについて同期加算平均を行い、両者のF0の周期的相互相関を計算した。

また、非吃音者では発声開始付近とそれ以降で特性が異なる可能性が認められたので、さらに詳細な検討のため、発声の開始期と持続中のフィードバック特性を比較した。上記2のステップにおいて、それぞれの持続発声中で2秒毎に区切られた最初のを発声開始期 (first part, F) のデータとして採用し、他の区間は発声持続中 (middle part, M) のデータとし(図3)、両条件毎にF0の相互相関を算出した。なお、発話開始からFの区間までの時間は発話毎にランダムであり、吃音者・非吃音者間で有意差はなかった(吃音者：平均=1.07s, SD=0.21s; 非吃音者：1.08s, SD=0.21s; p=0.90)。

3. 結果

3. 1. 摂動信号あり・なしの比較

図4はフィードバック音声に周波数摂動を加えていない場合の相互相関を、図5はフィードバック音声に周波数摂動を加えたTAF法の場合の周期相互相関を代

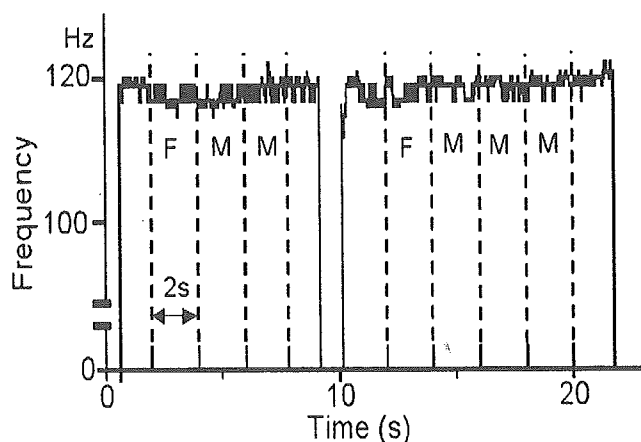


図3 発声F0の軌跡とデータ採取法

1被験者の発話データのF0の0~約25秒を图示。0 Hzになっている部分は息継ぎ。摂動周期2秒毎に切り取り、データとして採用可能な区間について、各約10秒の発声中、最初の区間をfirst (F)、それ以降をmiddle (M) partとして採用。

表例について示す。図4では、発話音声は約10 msの遅延以外は無処理で聴覚フィードバックになっているため、グラフはほぼ発話音声の周期自己相関を示していることになる。また、1000 msを中心にほぼ対称の特性になっているが、これは連続音声のF0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。図4と図5の比較から、発話音声にM系列のピッチシフト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影響を観察しうると考えられる。また、図4は1000 ms付近で0に近づいており、これにより十分に短い潜時では折り返しの影響が小さいと考えられるので、潜時500 ms以内の特性についての結果を検討した。

3. 2. 発話全体 (F・Mを含む) の比較

非吃音者と吃音者1名ずつの発話音声とフィードバック音声のF0相互相関の代表例を図5と6に示す。縦軸は相関係数を、横軸はフィードバック音声から発話音声への遅延時間を示している。両者とも1990 msに最

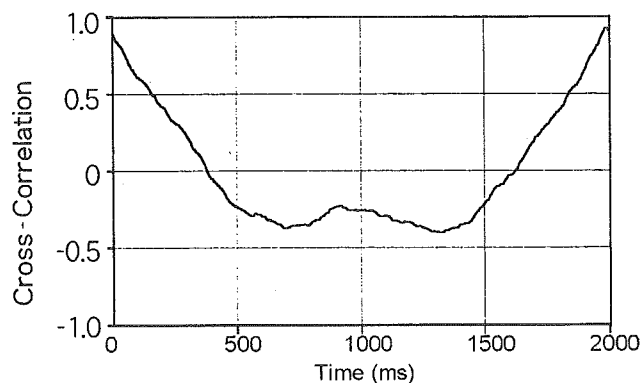


図4 非吃音者の発話音声とフィードバック音声の周期相関(周波数変調なし)

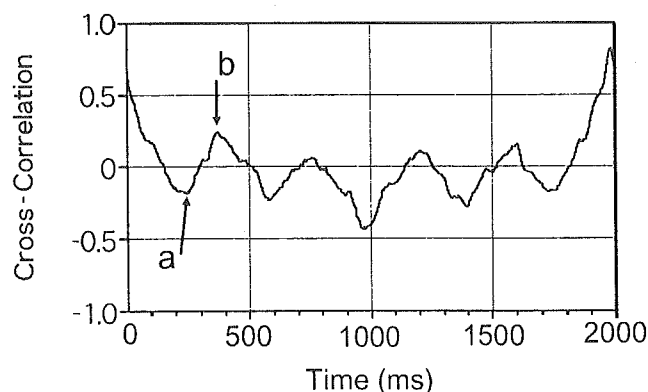


図5 発話音声とフィードバック音声のF0周期相関(非吃音者)

大のピークがあるが、これは周波数変調装置の処理遅延のため、聴覚フィードバック信号が発声音声から10 msあまり遅れているため、2 sの周期相関であることを考慮すると、本来は-10 msである。

図5にa、bと示したように、相互相関係数が極大・極小を示す位置に着目し、0 msに近い方から2つの主要なピークの差をみると、非吃音者に比較して吃音者はこれが小さいという特徴がみられる。このピーク差について、500 ms以内にピークがみられない者（非吃音者2名、吃音者3名）を除いて両群で比較すると、非吃音者に比べて、吃音者で有意に小さくなっていった（図7）。

3. 3. 発話開始付近と持続発話中の比較

典型的な非吃音者1名（図5と同一被験者）の発声音声とフィードバック音声のF0の相互相関を、発声開始付近と持続発話中にわけて分析した結果を図8に示す。相互相関係数が0 msに近い方から最初に示す極小・極大のピーク差をみると、発声開始時に比べ持続発話中の方が大きくなっている。10名中、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名全員で、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いた（図9）。

図10に典型的な吃音者1名（図6と同一被験者）の発声開始付近と持続発話中における発声音声とフィードバック音声のF0の相互相関を示す。発声開始期には極大・極小の差がほぼなく、変曲点のようにも見える。図8に比して発声持続中もピーク差が比較的小さい。他の吃音者の結果も合わせてまとめると、発声開始付近と発声持続中の両方ともに500 ms以内に極大・極小が出現した吃音者は11名中5名のみで、出現率は吃音者でやや低かった（ $p=0.104$ ）。極大・極小が評価できる5名では発声開始付近と発声持続中でピーク差の関係は一定せず、有意差はなかった。発声開始付近と発声持続中の両方ともに500 ms以内に極大・極小が出現した非吃音者（8名）と吃音者（5名）の持続発話中のピーク差を比較すると、後者の方が小さい傾向がみられた（図11）。

また、残りの6名中5名では、発声開始時、持続中の少なくともどちらかのピークが500 ms以内出現しておらず、他の1名は発声開始付近のデータが解析不能であった。吃音者の結果はばらつきが大きかった。

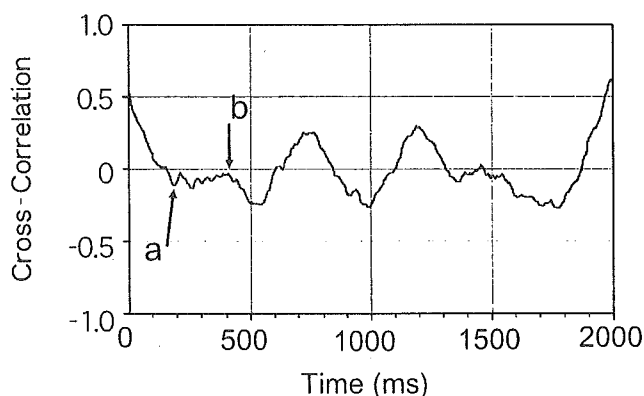


図6 F0周期相関（吃音者）

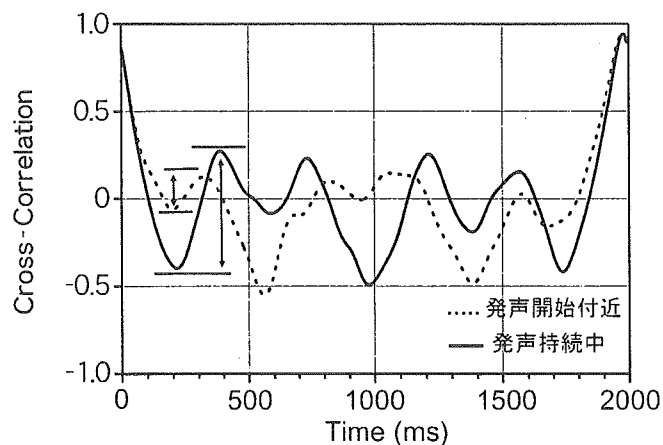


図8 発声開始・持続中のF0周期相関（非吃音者）

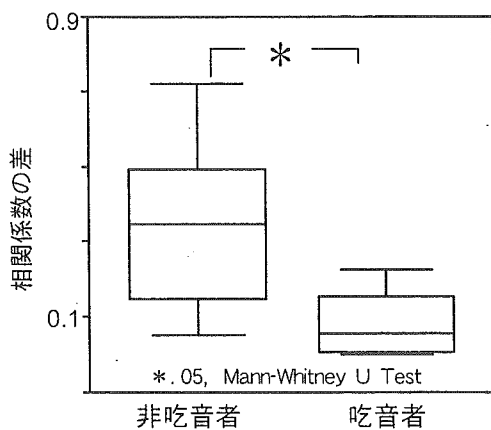


図7 相関係数 (b-a) の差

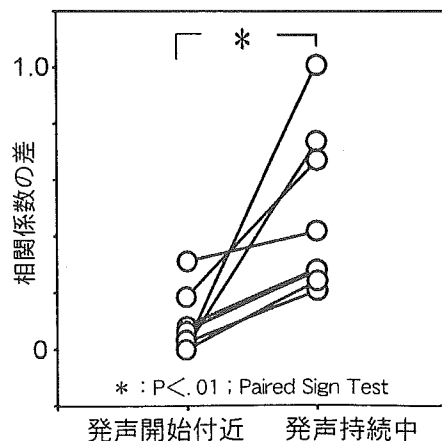


図9 発声開始・持続中での相関係数のピーク差（非吃音者）

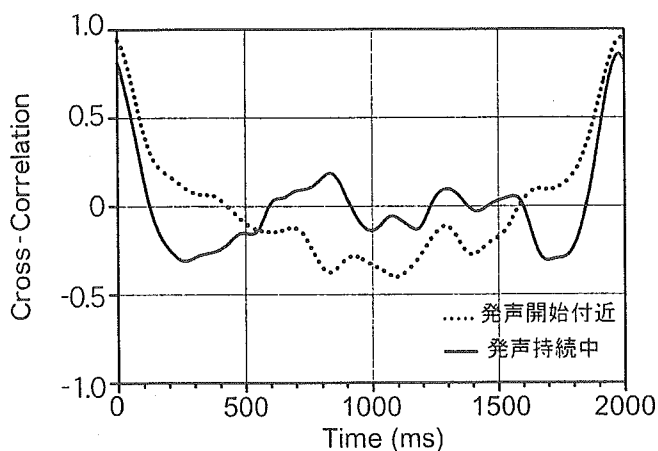


図10 発声開始・持続中のF0周期相関 (吃音者)

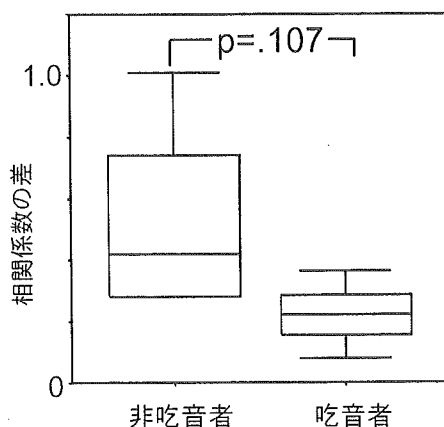


図11 持続発話中の相関係数のピーク差

3. 4. 持続発話中の解析

持続発話中のデータのみで、500 ms以内に極大・極小が出現した者は非吃音者で10名中9名であり、吃音者では11名中6名であり、両群におけるピークの出現する者の比率は有意傾向があった ($p=0.072$)。上記の非吃音者9名と吃音者6名の持続発話中のピーク差は有意差がなかった ($p=0.157$)。

4. 考察

本研究では、TAF[7]の変法を用いて発話音声とフィードバック音声との相関を算出し吃音者と非吃音者とを比較した。

河原らの原法[7]は、発聲音声と摂動原信号との周期相関を算出し、時間0の原点としては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。実際、図5に示すように、a・bで示されたピーク以降にもピークが存在しており、摂動原信号との相関においても、どのピークが

最大となるかは一定しない場合があると思われ、時間0が一定しない可能性がある。今回の変法は、同時記録した発聲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。その一方、周波数変調装置の処理時間の遅延に一致して自己相関によるピークが負の領域 (ないし折り返されて周期の最後付近) に必ず生じること、これ以外の音声の自己相関も結果に混入することが、フィードバックの特性を純粹に抽出するには問題となる。しかしながら、図4と図5を比較すると、自己相関の鋭いピークは0 ms付近以外ではほとんど認められないことがわかる。また、-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。今回の変法は、時間精度を保證することにより、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と考えられた。

本研究で用いた手法により算出される相関は、フィードバック音声の聴覚入力による発話音声への制御特性を評価した、フィードバック機構のインパルス応答と自己相関が含まれている。また、今回は500 ms以内の相関の極大・極小のピーク差に着目した。これにより、自己相関による折り返しを含む遅い成分を解析から除外し、人工吃音を起こしやすい遅延 (150-300 ms) や治療に使われる遅延時間 (50-250 ms) を含む。聴覚フィードバックに重要なフィードバックの自動制御機構を捉えるためである。

本手法により吃音者と非吃音者とのフィードバック機構の差異を捉えられることを示した。さらに発声開始付近と持続発声中で発聲音声とフィードバック音声との相関を比較することで、両群間でフィードバック機構が本質的に異なっている可能性を見出した。

非吃音者と比較して、吃音者の相互相関は0 msから最初に見られる極大・極小の差が小さくなっており、500 ms以内の速いフィードバック特性の時間方向の変化が小さいことが示され、吃音者では聴覚による発声周波数制御機構の働きが弱いことが考えられる。このことから、比較的速いフィードバック機構の差異が両群間で存在することを示唆している。これは、吃音者においてDAFに対する反応が非吃音者と異なることを説明する可能性がある。すなわち、非吃音者では200 ms遅れた発声を聴取すると、本来は聴取後200 msで補正されるF0が逆方向に振れることになり発話が安定しない。吃音者ではこのような速い制御が弱いためDAFにおいても人工吃が生じないと考えられる。

非吃音者では、500 ms以内の相関係数の極小・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。発声が続くこと（今回の実験からは発声開始より3-4s以降）で、よりダイナミックなフィードバック機構が働いていることが示された。これは、発声開始付近と発声持続中では発声に対する喉頭等の発話器官の安定性の面から、フィードバック特性が異なることが考えられる。すなわち、起声時には呼気流の変化が大きくなることや[11]、持続発声の母音であっても発声の開始や停止部分では波形の振幅や基本周期が乱れる[12]のために、発声開始付近では強いフィードバック制御がかけにくいのかもしれない。本手法では、発話開始の区間（F）の開始時刻は1回の発声毎に異なっており、発話が始まってから最高4秒後近くの発話もFに含まれる場合もある。それにも関わらず発話開始の区間と持続発声中の相関係数に差異がみられた。このことから、発話と摂動信号を完全に同期させることが可能であれば、本研究による結果よりさらにFの区間の相関係数が低くなっていた可能性がある。

吃音者の発声開始付近と持続発話中の結果は、500ms以内に極大・極小が出現する者としなない者とが存在し、一定の傾向をつかむことは困難であった。また、発話持続中に限った場合でも極大・極小のピークが出現する者の割合は非吃音者と異なる傾向にあった。このことから、吃音者のフィードバック機構の問題が一樣でないと考えられる。吃音者の発話の異常に関しては、種々の計測がすでになされている。構音器官[13]と喉頭[14]の両者において、吃音症状発生時に異常な運動が見られており、さらに、おのおのの異常に加え、これらの間のタイミングも異常とされている[13]。今回は喉頭の運動そのものではなく、その制御において、明らかな吃音症状の生じていない持続母音の発話においても、吃音者では非吃音者と異なるパターンがあることを、F0の計測によって定量的に明らかにしたと言える。

聴覚フィードバックのループには、聴覚と発話器官とそれらをつなぐ経路が含まれるため、これらのどの部分の異常がそれぞれどの程度関与しているのかは、今回の解析ではまだ明らかではない。Mysak[5]がフィードバックの問題はスピーチ回路機構の様々な部分で生じると考えたように、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り、この方法は将来的には吃音の異なる病態生理を分離する一手法となる可能性がある。

5. まとめ

TAFを用い、聴覚フィードバックが発話に影響する効果をF0の相互周期相関にて求め、それが吃音者と非吃音者とで異なるパターンを示すことを見出した。また、非吃音者では発声の開始付近・持続中でピッチ制御が異なるものの、吃音者はばらつきが大きく一定した傾向を示さなかった。

実験に用いたMIDIデータならびに数々の技術資料を提供していただいた和歌山大学 河原英紀教授に深く感謝いたします。この研究の一部は、厚生科学研究「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（H14-こころ-001）」と「吃音の病態解明と検査法の確立および受療機会に関する研究（15130801）」の補助を受けて行われた。

文 献

- 1) Lane, H. L. and B. Tranel: The Lombard Sign and the Role of Hearing in Speech. *J Speech Hear Res.* 14(4), 677-709 (1971).
- 2) Lee, B. S.: Effects of Delayed Speech Feedback. *J Acoust Soc Am.* 22(6), 824-826 (1950).
- 3) Adamczyk, B.: Use of instruments for the production of artificial feedback in the treatment of stuttering. *Folia Phoniatri.* 11, 216-218 (1959).
- 4) Cherry, C. and B. Sayers: Experiments upon the total inhibition of stammering by external control, and some clinical results. *J Psychosom Res.* 1(4), 233-246 (1956).
- 5) Mysak, E.: Servo Theory and stuttering. *J Speech Hear Disord.* 25(2), 188-195 (1960).
- 6) Ingham, R. J., R. J. Moglia, P. Frank, J. C. Ingham and A. K. Cordes: Experimental investigation of the effects of frequency-altered auditory feedback on the speech of adults who stutter. *J Speech Lang Hear Res.* 40(2), 361-372 (1997).
- 7) 河原英紀：変換聴覚フィードバックによる音声生成・知覚相互作用の検討。音響学会聴覚研究会資料。H-93-24, 152-158 (1993).
- 8) 平山和彦, 河原英紀：音声基本周波数の揺らぎに対する聴覚フィードバック条件の影響について。信学技報。H-94-52, 260-268 (1994)
- 9) Kawahara, H.: Effects of Natural Auditory Feedback on Fundamental Frequency Control. *Proc 3rd Int Conf on Spoken Language Processing.* PC-ICSLP. Yokohama, 1994-09, ICSLP, 1399-1402,

- The Secretariat of the Acoustical Society of Japan,
Tokyo (1994).
- 10) 河原英紀：音声知覚・生成相互作用の伝達特性について。音響学会聴覚研究会資料。H-95-35, 223-226 (1995).
 - 11) Koike, Y. and H. von Lenden: Pathologic Vocal Initiation. *Ann Otol*, 78(1), 138-148 (1969).
 - 12) 桐谷滋：声の音響分析。声の検査法（日本音声言語医学会編），133，医歯薬出版株式会社，東京（1994）。
 - 13) Hutchinson, J. M. and K. L. Watkin: Jaw mechanics during release of the stuttering moment. *J Commun Disord*. 9(4), 269-279 (1976).
 - 14) Conture, E. G., G. N. McCall and D. Brewer: Laryngeal behavior during stuttering. *J Speech Hear Res*. 20(4), 661-668 (1977).

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——

佐藤 裕・森 浩一・小泉 敏三
皆川 泰代・田中 章浩・小澤 恵美

音声言語医学 Vol. 45, No. 3 別刷

(2004年7月20日発行)

原 著

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——

佐藤 裕¹⁾ 森 浩一¹⁾ 小泉 敏三^{1,2)}
皆川 泰代^{1,3)} 田中 章浩^{1,4)} 小澤 恵美⁵⁾

要 約：吃音者の聴覚言語処理における大脳左右機能の分化異常について，多チャンネル近赤外分光法を用いて測定した。音刺激には音韻もしくは抑揚の異なる対立を用い，左右それぞれの聴覚野付近にて得られた総ヘモグロビン量の反応ピーク値を基に側化指数を算出し左右差を検討した。その結果，吃音者群では音韻・抑揚対比セッション間で側化指数に有意差がなく，言語処理の半球優位性が見られないことが確認された。また，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，右利き成人吃音者の80%は左優位を示さず，逆に右優位となる被験者も存在した。これらのことから，吃音と言語処理の大脳半球優位性の異常との関連が示唆され，この手法により吃音者の聴覚性言語処理の機能異常を個人ごとに捉えられることが判明した。

索引用語：吃音，言語処理，聴覚野，側性化，近赤外分光法脳オキシメータ

Functional Lateralization in Stutterers during Spoken Word Processing, Measured by Near-Infrared Spectroscopy

Yutaka Sato¹⁾, Koichi Mori¹⁾, Toshizo Koizumi^{1,2)}, Yasuyo Minagawa-Kawai^{1,3)},
Akihiro Tanaka^{1,4)} and Emi Ozawa⁵⁾

Abstract : Near-infrared spectroscopic measurement of cerebral hemodynamics was performed to investigate cerebral dominance during auditory language processing in

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¹⁾：〒359-8555 埼玉県所沢市並木4-1

奈良県立医科大学耳鼻咽喉科²⁾：〒634-8522 奈良県橿原市四条町840

独立行政法人国立国語研究所³⁾：〒115-8620 東京都北区西が丘3-9-14

財団法人長寿科学振興財団⁴⁾：〒470-2101 愛知県知多郡東浦町大字森岡字源吾山1-1 あいち健康の森健康科学総合センター（あいち健康プラザ）4階

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⁵⁾：〒359-8555 埼玉県所沢市並木4-1

¹⁾Department of Sensory and Communicative Disorders, Research Institute of National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities : 4-1 Namiki, Tokorozawa, Saitama 359-8555

²⁾Department of Otorhinolaryngology, Nara Medical University : 840 Shijo-cho, Kashihara, Nara 634-8522

³⁾Independent Administrative Institution: National Institute of Japanese Language : 3-9-14 Nishigaoka, Kita-ku, Tokyo 115-8620

⁴⁾Japan Foundation for Aging and Health : Aichi Kenko no Mori, 1-1 Morioka Gengoyama, Higashiura-cho, Chita-gun, Aichi 470-2101

⁵⁾Department of Speech Therapy and Auditory Training, Hospital of National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities : 4-1 Namiki, Tokorozawa, Saitama 359-8555

2003年11月28日受稿 2004年2月9日受理

adults who stutter. Analysis-synthesized Japanese words including phoneme (/itta/ and /itte/) and intonation (/itta/ and /itta?/) contrasts were used for stimuli. The baseline block contained only /itta/, whereas the contrast block consisted of either the phoneme or intonation pair, with the contrast words presented in random order at equal probabilities. To analyze cerebral lateralization, we calculated a laterality index (LI) from the peaks of the left and right total Hb responses for each contrast block, compared to the preceding baseline block in the auditory area. The results showed that there were no significant differences in LI between the phoneme and intonation contrast responses in those who stutter. Within-subject analysis showed no subject with a significant leftward shift of LI in the phoneme condition relative to the intonation condition, although it has been previously shown that 85% of nonstutterers show significant left dominance for phoneme processing. These results confirm that stuttering is correlated to abnormal cerebral dominance for processing speech.

Key words : stuttering, language processing, auditory cortex, laterality, NIRS (near-infrared spectroscopy)

はじめに

発達性吃音は、有病率はおおよそ人口の1%であることが知られているが¹⁾、原因がいまだに不明である。発達性吃音の進展には動的心理機序が深くかかわっているが^{2,3)}、吃音症例で喉頭調節の異常⁴⁾、遺伝的因子の関与⁵⁾、脳の解剖^{6,7)}・機能的異常所見⁸⁻¹⁰⁾等が報告されており、吃音の病態生理を把握し、それを吃音の診断・評価・治療に結びつけていくことが強く求められている。

言語処理において通常左脳が優位に働くことが吃音者では欠如しているとの報告が多数ある。たとえば、文章音読時では、運動に関連した領域が過度に活動し、かつ、その活動が右に側性化していること⁸⁾や左半球の言語領域（ブローカ野およびウェルニッケ野）で代謝が減少すること⁹⁾がPETを用いた研究で明らかになっている。

また、吃音の要因として聴覚フィードバックの障害を想定する説 (servo theory)¹¹⁾があり、遅延聴覚フィードバック (delayed auditory feedback: DAF)¹²⁾やノイズマスク (雑音による聴覚遮断下)¹³⁾により、吃音がある程度改善することが知られている。このことから、吃音が発話時の聴覚システムと関連性が強いことが示唆されており、PET⁸⁾、MEG¹⁴⁾で発話時の聴覚野機能の異常を捉えた報告もある。

本研究では無侵襲測定が可能な近赤外分光法脳オキシメータを用い、音声言語刺激に対する左右聴覚野の機能差を吃音者で測定し、聴覚言語処理の左右機能分化異常の検証を目的とする。吃音の病態解明が進むこ

とで、吃音の原因について明確にされる可能性があると同時に新たな吃音診断補助検査法としての応用の可能性もある。なお近赤外分光法脳オキシメータを用い、健常成人・乳幼児で聴覚野付近の言語機能の左右差が測定できることが示されており^{15,16)}、本研究はこの手法に準じて実験を行った。

方 法

1. 被験者

健聴成人吃音者12名(男性11名、女性1名、年齢18~44歳)を対象とした。被験者は、吃音者のセルフヘルプグループおよび言語治療訓練施設にて協力を依頼し、十分な説明を行ったうえで、書面にて同意を得た。

吃音検査法<試案1>¹⁷⁾を実施する、もしくは自由会話を録音したものから吃音症状が何ヵ所あったかを%で示し、吃音検査法<試案1>にあてはめ7段階の重症度評定を行った。さらに被験者にはEdinburgh handedness inventory¹⁸⁾に基づく利き手検査を実施し完全右利きでない2名(男性1名、女性1名)は解析から除外した。解析した吃音者の重症度は2~7であった(図4)。

2. 装置

近赤外分光法 (near-infrared spectroscopy: NIRS)¹⁹⁾は、組織内の酸素化ヘモグロビン (oxy-Hb) と脱酸素化ヘモグロビン (deoxy-Hb)、および両者の加算である総ヘモグロビン (total-Hb) の量的変動を、近赤外光の波長による吸光係数の違いから、局所的に測定するものである。本実験のNIRSの記録は、24チャンネル近赤外分光オキシメータ脳機能測定装置 (ETG

-100, 日立メディコ) を用いて測定した。片側で照射プローブ5本, 検知プローブ4本を交互に3 cm間隔で3×3の正方形の格子状に耳上部に配し, 隣接する照射・検知プローブ間の12ヵ所(左右計24チャンネル)より記録した¹⁵⁾。

3. 音刺激

刺激音として男性日本語話者の単一発話から分析合成した3単語²⁰⁾, S1: /itta/ (「行った」過去形), S2: /itte/ (「行って」命令型), S3: /itta?/ (「行った?」疑問型)を用いた。S1とS2は語末母音に/a/, /e/の音韻論的に示差性のある対立(音韻対比)をもつ最小対語(minimal pair)である。それに対しS1とS3は音韻論的には同じ/a/であるが抑揚のみが異なる対立である(抑揚対比)。S1とS2は語末母音のフォルマントパターンを変えることによって作成し, S1とS3は語末母音の基本周波数を変えることにより抑揚の違いを作った。語末母音以外の音響特性はすべての刺激において等価である。3単語は音韻・抑揚対比の2セッションで提示された。音韻対比セッションではS1のみ繰り返し提示されるベースラインブロックと, S1とS2が疑似ランダム順に等確率で提示される試験ブロックからなる。ベースラインと試験ブロックはそれぞれ20秒で, 両ブロックは交互に5-7回繰り返され, 単語の提示頻度は約1秒間に1語の割合であった。抑揚対比セッションでは試験ブロックがS1とS3からなる抑揚対比を形成し, 他の条件は音韻対比セッションと同様である。

刺激各音は, サンプリングレート10 kHz, 12 bitで分析合成されたものを4.5 kHzで低域濾波し, 22.05 kHz, 16 bitで再サンプルして用いた。刺激の出力にはIBM-PC/ATコンパチブルマシンと内臓サウンドカードを使用し, 10 kHzのローパスフィルタ(FT6, TDT), アッテネータ(PA4, TDT)を通してインサートイヤホン(EarTone 3A)にて被験者の両耳に快適レベルで提示した。

4. 手続き

実験は防音室で行い, 被験者は, 室内の椅子に楽な姿勢で着座し, 提示される音に注意を向けるよう教示した。実験状況はビデオカメラとマイクにて室外でモニターしており, 実験の制御はすべて防音室外で行った。音韻・抑揚セッションの提示順は被験者ごとにランダムで, セッション間は休憩をはさんで行いプローブ位置などの実験条件は同様に保つようにした。

5. データ処理

それぞれのセッションごとに, ヘモグロビン変化量

をアーチファクトが混入した回を除いて加算平均した。試験ブロック直前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チャンネルごとに求めた。測定終了後に各被験者のプローブ位置を三次元ディジタイザ(Polhemus)にて測定し, 被験者本人のMRI画像に重ね合わせて脳部位とプローブの位置関係を確認めた。聴覚野近傍の反応として, 傍矢状面MRIにHeschl回の外側後端と各測定チャンネルの中心点を投射し, その距離が1.5 cm以内, かつ総ヘモグロビン濃度の反応が最大であったチャンネルの値を採用した。左右比較のために側化指数を以下の式で算出した。

$$\text{側化指数} = \frac{L-R}{L+R}$$

ここでL, Rはそれぞれ左と右の聴覚野近傍の試験ブロック中の総Hbの最大変化量である。側化指数が正であれば左の反応が大きく, 負の値であれば右の反応が大きい。算出された側化指数はセッション間で比較した(Mann-Whitney U-test)。また個人内でも加算平均する前の各試行での側化指数を計算し, セッション別にプールして検定を行った(Mann-Whitney U-test)。

結 果

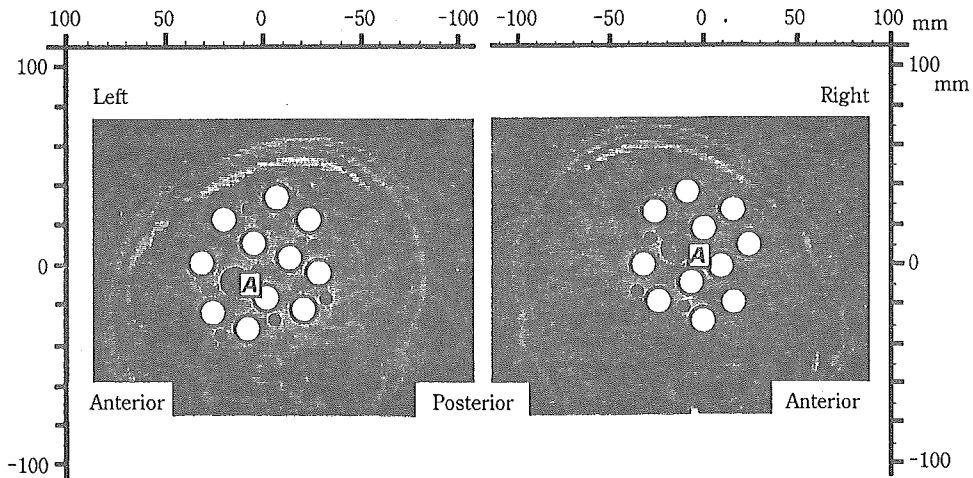
図1に代表的な成人吃音者1名(19歳男性, 重症度5)の音韻・抑揚セッションでの結果を示す。この被験者では, 音韻対比では右の, 抑揚対比では左のチャンネルで総ヘモグロビン濃度変化が大きくなっていた。

図2に成人吃音者群の音韻対比・抑揚対比それぞれに対する左右聴覚野の側化指数を箱ひげ図で表す。比較対照として, 成人非吃音者群(右利き)の結果を示している¹⁵⁾。非吃音者群では音韻・抑揚対比間の側化指数に有意差があったが, 吃音者群は有意差がなく, 音韻・抑揚対比間の左右差がはっきりしなかった。

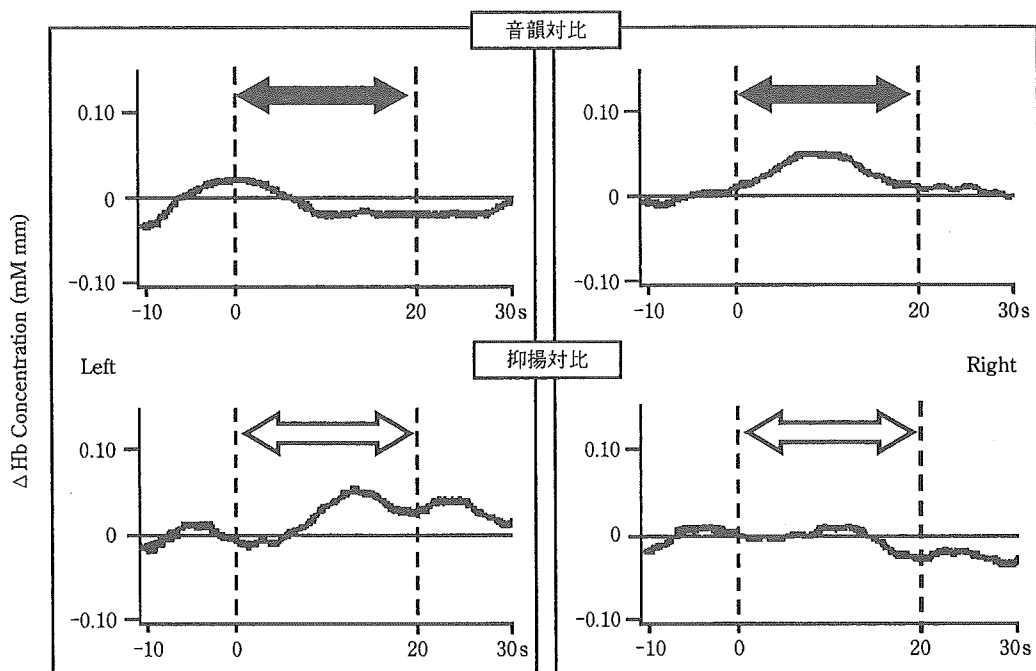
図3に音韻と抑揚処理の左右差を個人ごとに検定した結果を, 古屋, 森¹⁵⁾の右利き成人(非吃音者)の結果と合わせて示す。吃音者の80%(10名中8名)では有意差が見られなかった。さらに残り2名は非吃音者の反応と逆のパターンを示していた。さらに, 音韻対比の側化指数と吃音重症度評価の関係を個人ごとの散布図で図4に示す。この2変数間に有意な負の相関があった($r = -0.64, p < 0.05$; Spearman's coefficient of rank correlation)。

考 察

近赤外分光法を用い, 吃音者の聴覚言語刺激に対す



代表的な被験者のプローブ位置を本人の傍矢状断 MRI 画像に重ね合わせた。黒点がプローブ位置を示し、プローブ間が測定チャンネル(丸)となる。四角で囲まれた A の領域が聴覚野の中心を示し、灰色のついた測定チャンネルを側化指数計算に採用した。



上記した左右測定チャンネルの総ヘモグロビン反応を音韻(上)・抑揚対比(下)別に示す。縦軸に総ヘモグロビン変化量、横軸に時間をとり、図中の矢印(0-20 s)は音韻(黒矢印)または抑揚対比刺激(白矢印)が提示された区間である。この被験者は非吃音者の典型パターン¹⁵⁾と左右逆転したパターンとなった。

図1 プローブ位置の MRI 画像への重ね合わせと NIRS 反応例

る音韻および抑揚処理の側性化について調べた。吃音者群は音韻・抑揚の側化指数間に有意差がなく、音韻処理に関して左優位性が見られなかった。言語処理における左優位性が見られない点で PET^{8,9)}・MEG¹⁰⁾・fMRI²¹⁾・両耳分離聴法²²⁾による研究とおおむね一致したものになった。

個人内の検定で、健常右利き成人の 85% で音韻処理が左優位と判定できる¹⁵⁾のに対し、成人吃音者の 80%

は左優位を示さず、逆に右優位となる被験者も 2 名存在した。すなわち、この手法は感度 100%、特異度 85% で吃音を診断できることになる。このように個人ごとに左右差が鋭敏に検定できるメリットがこの手法にあり、先行研究のように集団の平均値のみでなく、個人レベルでも、吃音と言語処理の脳半球優位性異常とに関連があることが確認された。

また、音韻処理の側化指数と吃音症状に負の相関が