

運動障害性構音障害音声の音響的特徴の分析および知覚に関する研究

Analysis and perception of acoustical features of dysarthric speech

宇都宮大学工学部
Faculty of Engineering, Utsunomiya University

森 大毅 粕谷 英樹
Hiroki MORI Hideki KASUYA

< 研究協力者 >
宇都宮大学工学部
Faculty of Engineering, Utsunomiya University

小林 康統
Yasunori KOBAYASHI

We have investigated acoustical analysis for dysarthric speech, which appears as a symptom of neurologic disease, in order to elucidate its physiological and acoustical mechanism, and to develop aids for diagnosis and training, etc. In this study, acoustical characteristics of various kinds of dysarthrias are measured. As a result, shrinking of the F_0 range as well as vowel space are observed in dysarthric speech. Also, from the comparison of F_0 range and vowel formant frequencies it is suggested that speech effort to produce wider F_0 range can influence vowel quality as well. In addition to this, a software developed for automatic evaluation of dysarthric speech is described.

Key words: dysarthria, monotone, speech therapy

1 研究の目的

中枢神経疾患の音声言語に現れる症状には声 (voice) の障害とともに韻律および構音の障害があり、これらの障害は一括して運動障害性構音障害 (dysarthria) と呼ばれることが多い。運動障害性構音障害を引き起こす原因疾患としては、偽性球麻痺 (pseudo bulbar palsy; PBP) 等の形で出現する脳血管障害、パーキンソン病、脊髄小脳変性症 (spinocerebellar degeneration; SCD) に代表される小脳障害、筋萎縮性側索硬化症 (amyotrophic lateral sclerosis; ALS) など多くのものが挙げられ、また音声言語障害症例全体に占める割合が比較的大きい [1] ことから、音声分析に基づく障害の客観評価、リハビリテーションにおける訓練装置および発声の強調・代替補助装置の開発など、音声言語処理技術が運動障害性構音障害の分野で果たすべき役割は大きいと言える。

こうした背景を踏まえ、「韻律処理技術の医療福祉への応用」班では運動障害性構音障害症例の障害の程度を客観的に評価し、ひいては訓練のための指針を与えることを目的にして、症例音声の音響的な性質とその聴覚的印象に与える効果を総合的に把握する研究を行った。

運動障害性構音障害症例の音響的性質については、古くから多くの研究報告がある [2]。例えばパーキンソン病においてはピッチレンジの縮小 [3]、ラウドネス変化の縮小 [4, 5] が認められており、運動障害の進行との関係についても報告がある [6]。また、広い意味での韻律の異常であるジッタ (声の高さのゆらぎ) やシマ (強さのゆらぎ) に着目した研究がなされている [7, 8, 9] が、それらによる結果は必ずしも一致しておらず、病態との関係が明らかになっているとは言い難い。さらに、複数種にわたる原因疾患について韻律と構音の両面から音響的性質を比較検討した研究はあまり見当たらない。

本研究では、運動障害性構音障害の様々な症例に対し横断的な音響分析を行い、障害を定量的に評価した。音響分析においては、韻律の異常と構音の異常の両方に同時に注目している点が重要である。パーキンソン病など特定の運動障害性構音障害症例に特徴的な「単調 (monotone) な」聴覚印象は主に韻律制御の異常から来るものと考えられているが、発話の明瞭度には構音だけでなく「単調さ」が影響している疑いがあることから、このような聴覚印象に構音の異常が関与している可能性も十分あり、韻律と構音の両者の評価を同時に行うことは、こうした聴

覚印象と音響的特徴の関係を解明する手がかりとなる。また、韻律と構音の音響的特徴の分析は、運動障害性構音障害の様々な症例に対する差異を明らかにし、病態のより深い理解につながるものと考えられる。

本研究ではさらに、音響的な特徴の差異が聴覚的な単調性に及ぼす影響を明らかにするため、音声分析合成技術を利用して運動障害性構音障害音声の音響パラメータを変換した合成音声を作成し、その単調性評価結果と照らし合わせることで、どのパラメータが単調性に影響しているかを調べた。

上に述べた運動障害性構音障害の音響分析および聴覚的特性の分析によって明らかとなった知見は、リハビリテーションにおける発話訓練に生かされることによって初めて真の医療福祉への貢献たり得ると考える。近年、わが国でも Evidence-Based Medicine (EBM; 根拠に基づく医療) の考え方が急速に広まってきており、発話訓練の現場においても、運動障害性構音障害の自動評価が強く求められている。これにより、訓練の成果を数値的に理解でき、また進展の記録や効果的な訓練の補助も可能になる。単調さの程度を韻律パラメータとして数値化し提示することそれ自体は、技術的にはあまり難しくない。しかし、現実の医療の現場では、言語聴覚士などの訓練従事者に複雑で専門的な音声分析ソフトウェアを利用させることには多くの問題があるし、そもそも既存のソフトウェアはそのような訓練のために開発されたものではない。

そこで本研究では、これまでの研究成果を基に、実際の現場で役に立つ発話訓練支援ソフトウェアを開発した。本研究では、運動障害性構音障害を特徴づける音響パラメータの中でも特に単調さと強く関連する F_0 レンジに焦点を絞った。本特定領域研究での別の研究成果として、イントネーション強調訓練 (広い F_0 レンジで発話するよう努力させる訓練) が、従来法である Silverman 法 (単純に大きな声で発話するよう努力させる訓練) と同様に聴覚印象を改善させることが明らかになりつつある [14]。本研究で開発する訓練支援ソフトウェアは、イントネーション強調訓練の過程において患者に視覚的フィードバックを与えることを仕様として盛り込んだ。

2 音響的分析

2.1 音声資料

発声者は全員男性で、パーキンソン病 (PKN) 患者 7 名、偽性球麻痺 (PBP) 患者 5 名、ALS 患者 4 名に加え、対照群 (CNT) として健常者 7 名からなる。健常者のうち 1 名 (CNT2) には発話様式がやや単調な印象を受ける話者を選んだ。CNT3, CNT4, CNT5, CNT6 は平成 1-3 年度科学研究費重点領域研究による音声データベース [15] に収録されている音声を用い、その他の音声は独自に収録した。

音声の収録は防音室で行われた。いずれも朗読音声であるが、文章は収録時期によって異なり、イソップ童話「北風と太陽」(8 文) または短文章「桜」(8 文) のいずれかである。一部の収録は、騒音計 (小野測器 LA-5111) に付属のエレクトレットマイクロホンを用いて行った。これらの詳細は表 1 に示す。音声データは DAT によりサンプリング周波数 48 kHz で録音したものをデジタルでワークステーションに取り込み、カットオフ周波数 5500 Hz の低域通過フィルタを通した後 12 kHz にダウンサンプリングした。

2.2 音響パラメータ

評価に用いた音響パラメータは以下のものである。

F_0 レンジ

基本周波数は複数分析窓幅に基づく方法 [16] を用いて分析し、分析誤りは人手で修正した。分析の単位としては、JToBI [17] ガイドラインに従って分割したイントネーション句を用いた。イントネーション句は F_0 レンジが定義される区間という意味付けを持っており、 F_0 レンジを計算する自然な区間としては最小の単位である。運動障害性構音障害音声の中には、極端にピッチレンジが縮小してアクセントがほとんど知覚できないものも含まれている。原理上こうした音声に対して JToBI ラベリングを施すことは不可能であるが、今回はポーズなどにより強い句境界が聴かれる場合にそこをイントネーション句境界とした。また、運動障害性構音障害音声のサンプルには、収録の都合上言い淀みや言い直しが含まれている。JToBI ではこうした現象は考慮されていない。本研究では、言い淀みや言い直しを含む音声に対してはその部分をマークしておき、韻律パ

表 1: 音声資料

	CNT1	CNT2	CNT3	CNT4	CNT5	CNT6	CNT7		
年齢	60代	50代	50代	30代	60代	40代	60代		
文章	北風と太陽						桜		
マイク	ダイナミック						騒音計		
	PKN1	PKN2	PKN3	PKN4	PKN5	PKN6	PKN7		
年齢	50代	40代	60代	50代	50代	60代	70代		
文章	北風と太陽								
マイク	ダイナミック								
	ALS1	ALS2	ALS3	ALS4	PBP1	PBP2	PBP3	PBP4	PBP5
年齢	50代	50代	50代	40代	60代	60代	50代	70代	50代
文章	北風と太陽			桜	北風と太陽			桜	
マイク	ダイナミック			騒音計	ダイナミック			騒音計	

ラメータの計算時にはそれらの部分が存在しなかったものとみなした。

各イントネーション句内の基本周波数の上限と下限を求め、対数変換して差を求めることで F_0 レンジを計算する。

F_0 下限

各イントネーション句内の基本周波数の下限。

CV パワー比

音声信号 $S_m(n)$ より式 (1) を用いて第 m フレームのパワー $P(m)$ を求める。

$$P(m) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} S_m(n)^2 \quad (1)$$

次に、各 CV 音節に対し式 (2)、式 (3) を用いて子音部分のパワー P_C および母音部分のパワー P_V を求める。

$$P_C = \min_{m \in [t_C, t_V]} P(m) \quad (2)$$

$$P_V = \max_{m \in [t_V, t_C]} P(m) \quad (3)$$

ただし、 t_C, t_V, t_C' はそれぞれ C, V, 後続する C の開始フレームである。CV パワー比 R_{CV} は次式で定義する。

$$R_{CV} = 10 \log \frac{P_V}{P_C} \quad (4)$$

ただし CV 音節が単語の先頭である場合、母音が無声化している場合およびささやき声になっている場合には測定を行わない。また、構音の崩れが著しい

音声では母音区間よりも子音区間の方がパワーが大きい場合などがあり、そのような場合には底値として 0dB を与える。この値を子音別に平均する。

母音フォルマント周波数

音声信号を分析して得たフォルマント周波数軌跡から、母音区間の継続時間の 50% の点における第 1 および第 2 フォルマント周波数 F_1, F_2 を抽出する。フォルマントの分析には ARX 音声分析法 [18] を用いた。ARX 音声分析法は高品質な録音を要求する。このため、このパラメータは CNT7, ALS4, PBP5 に対してのみ分析した。分析結果は目視により確認し、修正が必要な場合には再合成音声を聴取しながら人手で修正を行った。こうして得られたフォルマント周波数軌跡を 9 点メディアンにより平滑化した後、音声学的な観点から抽出に失敗したと判断された点はデータから除外した。

2.3 実験結果および考察

2.3.1 F_0 レンジおよび F_0 下限

図 1 から図 4 に、健常者、PKN, ALS, PBP の各群における各イントネーション句の F_0 レンジと F_0 下限の測定結果を示す。横軸は F_0 下限を、縦軸は F_0 レンジ (セミトーン) を表す。

明らかに運動障害性構音障害症例では F_0 レンジが縮小している。つまり、イントネーションが平板である。これは特に PKN に顕著である。一方、 F_0 下限は CNT, ALS に比べて PKN が顕著に高く、PBP

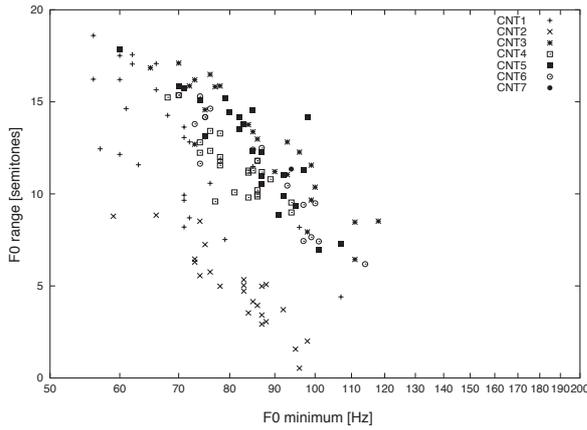


図 1: F_0 下限- F_0 レンジの散布図 (健常者対照群)。

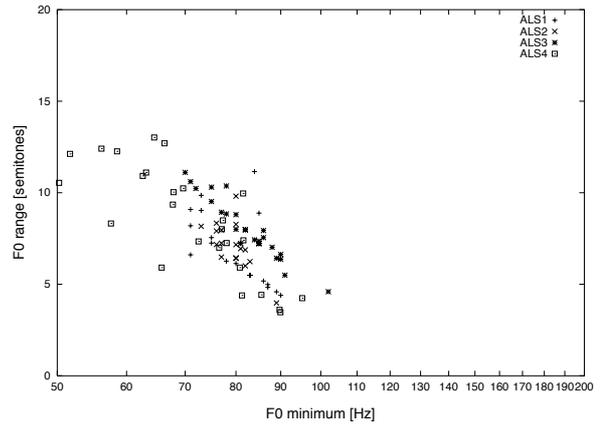


図 3: F_0 下限- F_0 レンジの散布図 (ALS)。

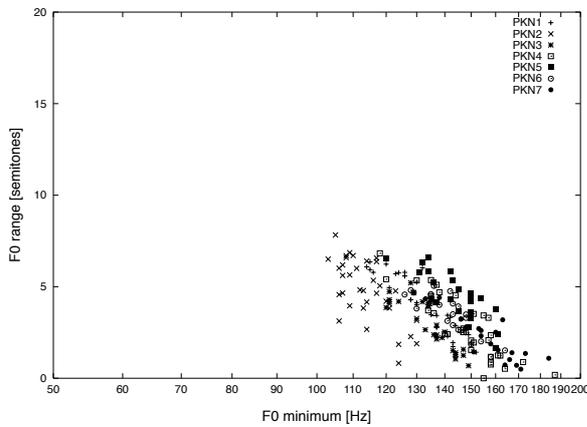


図 2: F_0 下限- F_0 レンジの散布図 (PKN)。

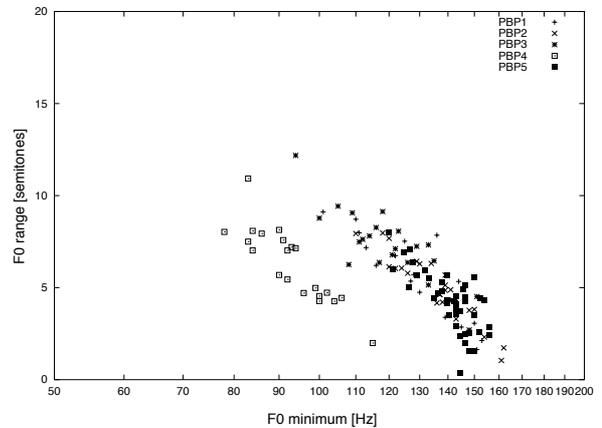


図 4: F_0 下限- F_0 レンジの散布図 (PBP)。

も話者によっては高い。このように、イントネーションが同じように平板であっても原因疾患の違いにより F_0 の範囲には相違が見られる。

このような運動障害性構音障害音声の音響的性質の原因となる生理学的機構については以下のように考えられる。すなわち、PKN においては筋固縮を原因とする声帯の緊張増大が F_0 レベルを引き上げている一方、ALS においては筋弛緩による声帯の緊張低下が低い F_0 レベルをもたらしている。PBP には F_0 レンジの二極化が見られるが、考えられる原因としては、過去の研究 [19] で述べられているような、PBP における高緊張と低緊張という異種の声質の発現の共存が挙げられる。

2.3.2 CV パワー比

図 5 に CV パワー比についての測定結果を示す。図では有声子音 /r/ と /d/ についてだけ示してある。/r/ については、狭母音 /i/, /u/ とそれ以外に分けて表示している。PBP5 および ALS4 は「桜」に対す

る結果であり、「北風と太陽」とは含んでいる音韻の分布が異なるので比較には注意を要する。縦軸が CV パワー比であり、値の大きさは子音の調音の明瞭さの目安である。図から、CNT に比べて PKN はパワー比が小さく、歯茎付近での狭めが十分でないことがわかる。他の子音についても同様の結果を得ている。また、PBP5, ALS4 も子音 /r/ では同様に CNT に比べてパワー比が小さく、構音の不完全性が現れている。これらの症例で子音 /d/ に対するパワー比が大きくなっている理由は、「桜」に含まれる文のイントネーション句に /de/ で終わるものが多く、句末の引き伸ばしの影響が現れたものだと考えている。

ところで、単調な発話様式の CNT2 は、図 1 ではほぼ ALS と同じ範囲の F_0 の分布となっており、monotonous な聴覚印象に対応する。しかしながら、図 5 のパワー比は PKN などに比べ大きく、この点で運動障害性構音障害音声とは異なっていると言える。

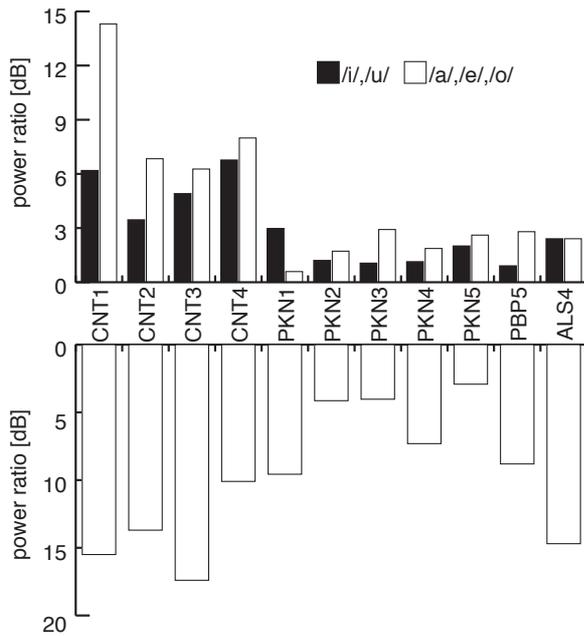


図 5: CV パワー比。(上) 子音/r/ (下) 子音/d/

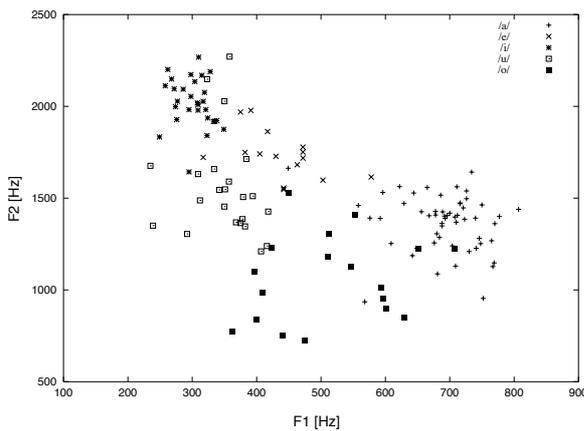


図 6: F_1 - F_2 分布 (CNT8)。

2.3.3 母音フォルマント周波数

CNT7, ALS4 および PBP5 の 5 母音に対する F_1 - F_2 分布を図 6、図 7 および図 8 にそれぞれ示す。図 6 と図 7 を比較すると、ALS4 の母音空間は CNT7 に比べ縮小していることがわかる。また、ALS4 の各母音の分布は他の母音の分布と重なっていることがわかる。しかしながら、全体としてはほとんどの母音のフォルマント周波数は予想される範囲内にあり、ALS4 においては母音フォルマント周波数は比較的健常者に近いと言える。

PBP5 については、図 8 に示すとおり、母音空間がさらに縮小している。例えば PBP5 では全ての母音のフォルマント周波数が CNT7 の /i/ と /u/ の領

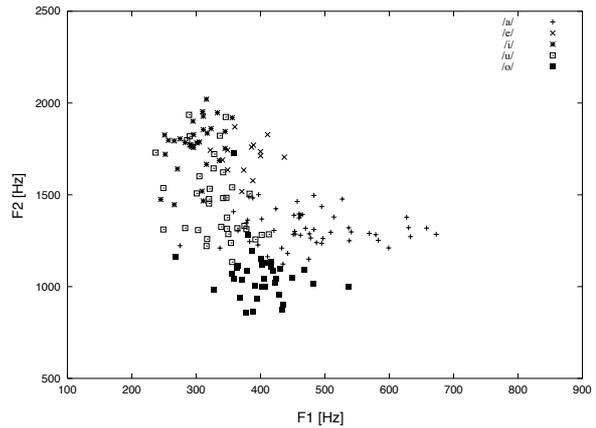


図 7: F_1 - F_2 分布 (ALS4)。

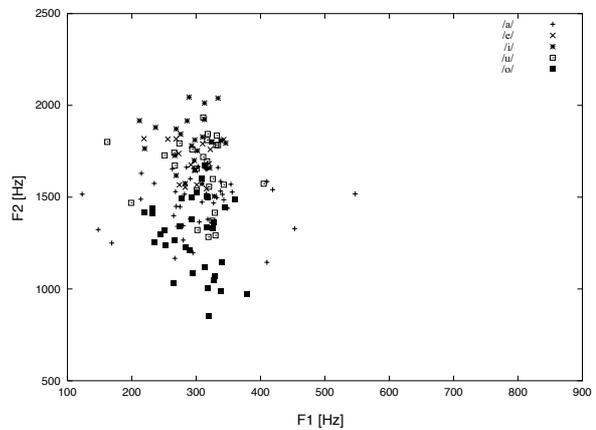


図 8: F_1 - F_2 分布 (PBP5)。

域と重なっている。PBP の場合には、特に (半) 広母音 /a/ および /o/ が本来の位置から大きくずれている。このことから、PBP では顎の上下方向の動作が不完全であることが予想できる。

図 4 に示したように、PBP5 では F_0 レンジの縮小が見られた。一方、ALS4 では、図 3 から F_0 レンジは縮小しているものの、他の運動障害性構音障害症例に比べて縮小の度合いは小さかった。これらのことは、運動障害性構音障害音声において F_0 レンジとフォルマント周波数が互いに無関係ではない可能性を示唆している。運動障害性構音障害の発話訓練では、アクセント・イントネーション (韻律) を強調させることによりしばしば構音も改善することが知られている。韻律と構音の相互作用は、より効果的な訓練方策を見出すためにも将来さらに検討されるべき課題である。

3 単調な聴覚印象に関与する音響パラメータの解明

3.1 実験方法

音声資料はPBP5による朗読文「桜」である。収録された音声に対しARX音声分析法[18]を適用し、音源パラメータおよびフォルマントパラメータを抽出した。

上述したように、運動障害性構音障害音声では F_0 レンジが縮小している。そこで、PBP5の音声の F_0 軌跡を変換し、健常者の F_0 レンジに近くなるように操作した。変換方法としては、以下の2通りを用いた。

F_0 レンジ拡大(方法P1) PBP5の F_0 軌跡を、以下の式に基づいて線形に拡大した。

$$\log F'_0(t) = \overline{\log F_0} + \alpha(\log F_0(t) - \overline{\log F_0}) \quad (5)$$

ただし、 $\overline{\log F_0}$ は当該イントネーション句内の $\log F_0(t)$ の平均である。変換は各イントネーション句ごとに行った。拡大係数 α は、健常者対照群の平均 F_0 レンジ(図1)とPBP5の平均 F_0 レンジ(図4)との比から求めた。

健常者 F_0 軌跡との入れ換え(方法P2) 健常者1名(30代、音声研究者)が、PBP5の音声を聴取しながらほぼ同じリズムで「桜」の朗読を行った。この音声の F_0 軌跡を抽出し、元のPBP5の音声の F_0 軌跡と置き換えた。

一方で、図8などからは分節的特徴の異常さが単調性に影響を与えている可能性も示唆される。そこで、健常者の分布との差が特に大きい母音/a/, /o/についてフォルマント周波数を変換し、健常者の母音分布に近づくように操作した(方法S)。変換は次の手順で行った。

1. フォルマント周波数(F_1, F_2)に対する変換係数(C_1, C_2)を、健常者対照群およびPBP5の母音分布の重心に対する比から求める。図6、図8の結果より、変換係数は/a/に対しては(2.0, 0.9)、/o/に対しては(1.5, 0.75)と求められた。
2. 母音/a/, /o/の中心点のフォルマント周波数を1.で求められた係数により変換する。
3. /a/, /o/の中心点以外の区間のフォルマント周波数を、連続性を保つように補間して求める。

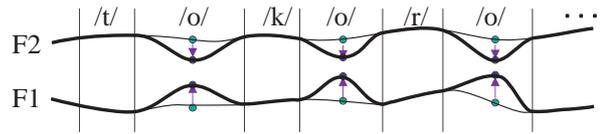


図9: フォルマント変換の概念図。

補間は次式に従って行う。

$$F'_i(t) = F_i(t) \cdot C_i^{\sin \frac{t-t_s}{t_e-t_s} \pi} \quad (t_s \leq t \leq t_e) \quad (6)$$

ここで、 t_s は母音開始時刻を、 t_e は母音終了時刻をそれぞれ表す。

フォルマント周波数変換の概念図を図9に示す。

3.2 聴取印象評価

5名の言語聴覚士による聴取印象評価を、PBP5の再合成音声(4文)に対して行った。評価方法としてはVAS(Visual Analogue Scale)法を用いた。音声のパラメータは韻律に関しては3通り(変換なし、方法P1、方法P2)、分節的特徴に関しては2通り(変換なし、方法S)の変換方法を組み合わせ、合計6通りの変換音声を各文に対して作成した。各々の変換音声は4回ずつ呈示した。したがって、評価させた音声は合計で $4 \times 6 \times 4 = 96$ 文である。呈示順序はランダム化した。評価者は呈示された各々の文に対して知覚された「単調性」を印刷された数直線上にマークした。

各評価者に関する評価の一貫性を確認するため、実験終了後、同じ音声(4文ずつ含まれている)の呈示順序に対する評価の一致度をKendallの順序相関係数を用いて評価した。その結果、一致度が閾値に達しなかった評価者1名を不適として除外した。

結果を図10に示す。縦軸はVAS評価値の平均を示しており、0は正常を、200は極端な単調を意味する。この図から、韻律に関しては評価者A, C, Eの単調性評価は一致した傾向を示していると言える。すなわち、変換をしない元の音声最も単調であり、 F_0 軌跡を健常者のものと入れ換えた音声(方法P2)が最も単調でない判断されている。この結果は、単調な聴覚印象を形成するのに F_0 レンジが重要な役割を果たしていることを示唆している。一方、評価者Bによる評価はパラメータ変換の方法によらず評価はほぼ一定であった。

また、フォルマント周波数変換による効果は F_0 変換による効果と比べて小さいことがわかる。評価者によってはフォルマント周波数を健常者のものに近

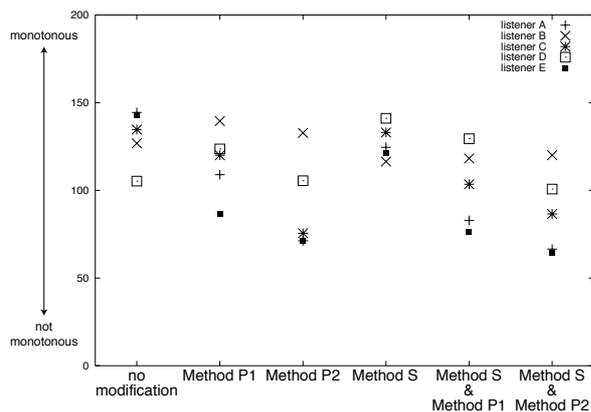


図 10: 単調性の VAS 評価結果。

づけた音声の方が単調性が低いと評価しているが、評価者間に共通した傾向は見られなかった。

4 発話訓練支援ソフトウェア

本研究の成果に基づいて開発した発話訓練支援ソフトウェアの画面イメージを図 11 に示す。画面上には手本となる F_0 軌跡が表示されており、患者が発声するとただちに音声認識を利用した時間アラインメントが取られ、 F_0 を抽出した結果が手本に重ねて表示される。イントネーションが平板な発声をする、健常者の F_0 に比べ幅が狭いことが視覚的にわかるようになっている。

5 まとめ

本研究では、運動障害性構音障害症例の音響的性質を明らかにするための音響分析を行った。結果として、運動障害性構音障害音声では F_0 レンジが顕著に縮小すること、 F_0 の分布が病態を反映した特徴的なものとして現れること、子音-母音のパワー比が 1 に近づくこと、母音のフォルマント周波数の分布に異常が見られる場合があることを示した。また、これらの結果に基づいて音響パラメータを変換した合成音声を使った聴覚実験の結果、単調性に与える影響は F_0 レンジが支配的であり、フォルマント周波数の影響は小さいことがわかった。さらに、できるだけ広い F_0 レンジで発声させることを目的にした発話訓練支援ソフトウェアを開発した。

参考文献

- [1] 廣瀬 肇, “運動性構音障害 (dysarthria) の評価と病態生理,” 鹿児島失語症研究会会誌, vol. 9, no. 1, pp. 1–10 (1998).
- [2] 廣瀬 肇, “中枢神経疾患と音声障害,” 音声言語医学, vol. 42, no. 2, pp. 121–128 (2001).
- [3] G. J. Canter, Speech characteristics of patients with Parkinson’s Disease: Intensity, pitch and duration, J. Speech Hear. Dis., vol. 28, no. 3, pp. 221–229 (1963).
- [4] C. L. Ludlow and C. J. Bassich, The results of acoustic and perceptual assessment of two types of dysarthria, In W. R. Berry (ed.), Clinical Dysarthria, College-Hill Press, San Diego, pp. 121–153 (1983).
- [5] L. O. Ramig, C. M. Bonitati, J. H. Lemke and Y. Horii, Voice therapy for patients with Parkinson disease: development of an approach and preliminary efficacy data, J. Med. Speech-Language Path., vol. 2, pp. 191–210 (1994).
- [6] R. J. Holmes, J. M. Oates, D. J. Phyland and A. J. Hughes, “Voice characteristics in the progression of Parkinson’s disease,” Int. J. Lang. Comm. Dis., vol. 35, no. 3, pp. 407–418 (2000).
- [7] L. A. Ramig, R. C. Scherer, I. R. Titze and S. P. Ringel, “Acoustic analysis of voices of patients with neurologic disease: rationale and preliminary data,” Ann. Otol. Rhinol. Laryngol., vol. 97, pp. 164–172 (1988).
- [8] R. D. Kent, H. H. Kim, G. Weismer et al., “Laryngeal dysfunction in neurological disease: Amyotrophic lateral sclerosis, Parkinson disease, and stroke,” J. Med. Speech-Language Path., vol. 2, pp. 157–175 (1994).
- [9] S. Imaizumi, H. Abdierrachman, S. Niimi et al., “Evaluation of vocal controllability by object oriented acoustic analysis system,” J. Acoust. Soc. Jpn. (E), vol. 15, pp. 113–116 (1994).



図 11: 運動障害性構音障害患者のための発話訓練支援ソフトウェアの画面イメージ。

- [10] G. S. Turner, K. Tjaden and G. Weismer, The influence of speaking rate on vowel space and speech intelligibility for individuals with Amyotrophic Lateral Sclerosis, *J. Speech Hear. Res.*, vol. 38, no. 5, pp. 1001–1013 (1995).
- [11] R. D. Kent, G. Weismer, J. F. Kent, H. K. Vorperian and J. R. Duffy, “Acoustic studies of dysarthric speech: methods, progress, and potential,” *J. Commun. Dis.*, vol. 32, no. 3, pp. 141–186 (1999).
- [12] R. D. Kent, R. Netsell and J. Abbs, “Acoustic characteristics of dysarthria associated with cerebellar disease,” *J. Speech Hear. Res.*, vol. 22, pp. 627–648 (1979).
- [13] W. Ziegler and D. von Cramon, “Spastic dysarthria after acquired brain injury: an acoustic study,” *British Journal of Disorders of Communication*, vol. 21, pp. 173–187 (1986).
- [14] N. Kobayashi, H. Hirose, S. Horiguchi and H. Mori, “Changes of prosodic characteristics after speech therapy in patients with motor speech disorders,” *Proc. Intr. Conf. Speech Prosody 2004*, pp. 757–760 (2004).
- [15] 板橋 秀一, “文部省「重点領域研究」による音声データベース,” *日本音響学会誌*, vol. 48, no. 12, pp. 894–898 (1992).
- [16] 都木 徹, 清山 信正, 宮坂 栄一, “複数の窓幅から得られた自己相関関数を用いる音声基本周期抽出法,” *信学論 (A)*, vol. 80-A, no. 9, pp. 1341–1350 (1997).
- [17] J. J. Venditti, Japanese ToBI Labelling Guidelines, In K. Ainsworth-Darnell and M. D’Imperio (eds.), *Ohio State Working Papers in Linguistics*, vol. 50, pp. 127–162 (1997).
- [18] 大塚 貴弘, 粕谷 英樹, “音源パルス列を考慮した頑健な ARX 音声分析法,” *日本音響学会誌*, vol. 58, no. 7, pp. 386–397 (2002).
- [19] H. Hirose, S. Imaizumi and M. Yamori, “Voice quality in patients with neurological disorders,” In O. Fujimura and M. Hirano (eds.), *Voice Quality Control*, Singular, San Diego, pp. 235–248 (1995).