

TR - A - 0168

喉頭筋の非侵襲計測と音調制御の生理機構

吉田 行成 本多 清志 垣田 有紀

1993. 3. 23

ATR 視聴覚機構研究所

〒619-02 京都府相楽郡精華町光台 2-2 ☎07749-5-1411

ATR Auditory and Visual Perception Research Laboratories

2-2, Hikaridai, Seika-cho, Soraku-gun, Kyoto 619-02 Japan

Telephone: +81-7749-5-1411

Facsimile: +81-7749-5-1408

喉頭筋の非侵襲計測と音調制御の生理機構*

吉田 行成

(ATR視聴覚機構研究所、金沢工業大学大学院)

本多 清志

(ATR視聴覚機構研究所)

垣田 有紀

(金沢工業大学)

あらまし：音調（アクセントとイントネーション）の生成に関わる喉頭筋の筋活動を非侵襲的方法で計測し、音調の生成における調音動作との相互作用を観測した。輪状甲状筋(CT)と外喉頭筋（Strap: 舌骨上筋と舌骨下筋）の筋電信号を多チャンネル表面電極アレイを用いて記録し、クロノトポグラフィの原理を用いて場所対時間の2次元平面上に濃淡図として観察した。輪状甲状筋の観測には浅在筋からの信号の混入を除去する処理を加え、また音声とともに下顎の運動を同時にモニタした。アクセント核の生成にはCTの活動増加によるF0上昇と、CTの抑制を伴ったStrapの活動上昇によるF0下降が基本的パターンとなり、調音動作により様々な影響を受ける。F0下降時に下顎の下降がある場合、Strapの活動は促進されて下顎下降は増強される。また高いF0が維持される場合には、Strap活動と下顎下降の減弱がおこる。さらに、フォーカスのおかれた単語では調音動作に伴う下顎の下降が優先されF0上昇が緩徐となる傾向や、アクセント核に先行してF0が下降すると同時に下顎の上昇がおこる場合にはStrapが抑制される傾向などが観察された。これらの観測結果より音調の生成と下顎運動の制御の間にみられる協調的な筋制御のモデル化を行った。

(*本研究は1991年4月から1992年3月の期間に行なわれた。)

Noninvasive EMG measurement of Laryngeal Muscles and Physiological Mechanism of Prosody Control

Yukinari Yoshida

(ATR Auditory and Visual Perception Research Laboratories
and Kanazawa Institute of Technology)

Kiyoshi Honda

(ATR Auditory and Visual Perception Research Laboratories)

Yuki Kakita

(Kanazawa Institute of Technology)

Abstract: An EMG study was conducted to examine muscular coordination of jaw articulation and prosody production in Japanese, using noninvasive technique to record EMG signals from the cricothyroid (CT) and the strap muscles (the infra- and suprahyoid muscles). The signals from arrays of miniature surface electrodes attached on the neck surface were processed to form a chronotopographic EMG, i.e., the place vs. time display of neck surface electrical potential. The EMG signal of the CT is extracted by removing signals from the superficial muscles. Jaw movement is monitored simultaneously. The basic accentual pattern is produced by CT activity for raising F0 followed by an activation of the strap and a suppression of the CT. The activity of the strap either to lower F0 or to lower the jaw tends to vary with overall F0 pattern of utterances. The results suggest a complicated relationship between jaw articulation and prosody control: strap activity and the degree of jaw opening are slightly reduced when high F0 is maintained due to sandhi, and F0 rise tends to be suppressed at jaw lowering in some accent kernels of focussed words.

1 はじめに

アクセントやイントネーションなどの音調の生成におけるF0変化の現象は、研究者ごとに解釈上の相違があるものの、比較的単純なパタンの重なりとして理解できることがよく知られている^{1) 2)}。観測される現象が単純なモデルで表現できる場合にはその生成機構における調節要素の数も少ないと推測されるので、生体のもつ比較的単純な機構の特性が誘因となって音調が規則化される過程で生じた単純化であることは理解できる。しかし、実際の発話時の生理現象を観測すると、音調制御に関わる喉頭筋にはそれと同時に起こる調音動作のための活動が目立ち、音調の生成に関わる生理機構はこれまでに理解されているほど単純とはいえない。たとえば、音調の生成に最大に貢献すると考えられている輪状甲状筋でさえ無声子音の調音時には顕著に活動することが観測され³⁾、一方、F0下降に役割を果たすといわれる舌骨下筋はむしろ下顎の下降動作に際して大きな活動を現すことも多い⁴⁾。調音状態が激しく変化する発話状況下において、音調規則で定められた単純なF0パターンを生成するには、極めて複雑な発話器官の筋制御が行なわれているに違いないと思われる。

過去の喉頭筋に関する研究をまとめると、輪状甲状筋(CT)はF0上昇時の活動の増大とF0下降時の抑制によりF0の昇降をもたらす機能を持つ一方、外喉頭筋(Strap)の代表である胸骨舌骨筋(SH)にはF0下降の機能があることが推定されており^{5) -7)}、さらに、調音と音調との間に生成機構における相互作用があることも知られている^{8) 9)}。本研究では、音調の生成に関わるこれらの喉頭筋の複雑な活動を理解する目的で、小型表面電極アレイを用いた非侵襲的な方法によって喉頭の筋活動を計測する方法を開発した。この方法を用いることにより、従来は刺入電極によって記録されていたCTからの信号を表面電極によって観測できるようになった。本研究では、我々の開発した喉頭筋の非侵襲筋電計測法の概要を述べ、CTとStrapからの信号の同時記録のデータに基づき、単文中の単語アクセントの生成における協調的な筋制御を分析した。さらに、実験結果から推測された音調生成の制御機構を説明する運動譜モデルを提案する。

2. 研究方法

2.1 筋電信号、音声信号、下顎運動の計測

本研究で用いた各種の生体信号の計測法をFig.1に示す。計測対象とした信号は音声信号、CTとStrapの筋電信号、および下顎運動の軌跡である。発話時のStrapの活動にはF0調節と下顎運動の成分が混在し、F0の変化時に現われるだけでなく、頭部や下顎の運動に際しても観測されるので、下顎運動のモニタも同時に行なった。下顎運動の計測には呼吸モニタ用の変位センサを用いているが、使用したセンサの機構上の制限により下顎運動の絶対値を計測することはできない。音声信号は10KHz、筋電信号と下顎運動は

2.5KHzのサンプル速度でデータ収集を行なった。音声信号はスペクトログラムの作成と自己相関法によるF0抽出に用いた。

2.2 筋電図用電極アレイ

実験に使用した2種類の表面電極をFig.2に示す。Strapの筋活動の導出には蝸電図用外耳道電極として使用される直径約0.7mmの銀ボール電極(a)を用いた。また、CTの筋活動の導出用電極には特別に小型表面電極を設計して用いた。これは直径約2mmの銀-塩化銀電極に、電極糊を納める円筒を付けたものである。図中の電極アレイ(b)はこの小型電極を弾力性のある基盤上に約5mmの間隔で9個並べたものであり、さらに、アレイの両端にダミー電極を配列し、各電極の装着条件を均一化したものである。電極アレイの厚さは、円筒部の高さを含めて約1.5cmである。

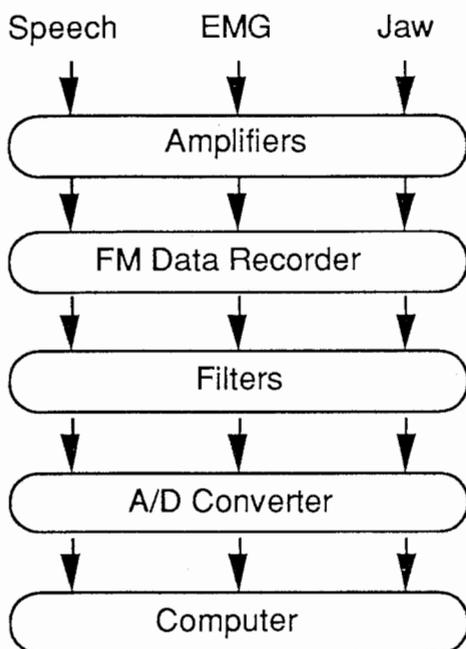


Fig.1 Configuration of signal measurement and data acquisition system.

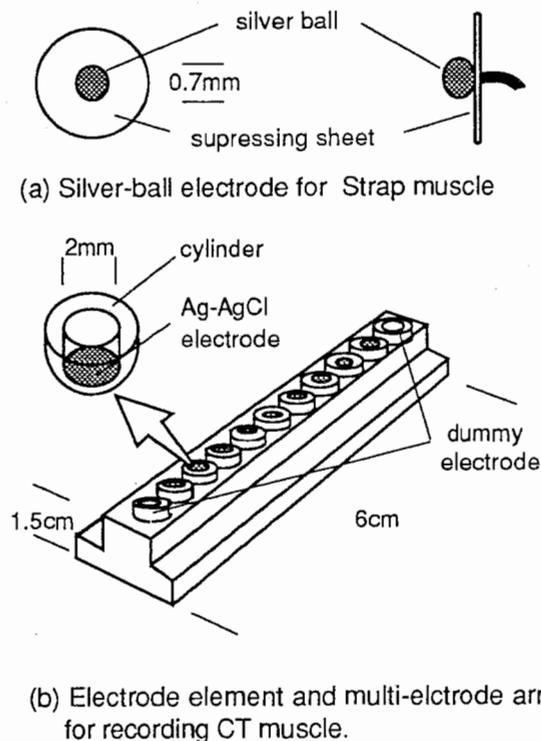


Fig.2 Two types of surface electrodes

2.3 電極の装着と導出方法

Strap用電極は喉頭の正中線より約1~2cm外側に縦一列に装着した。9個の電極を舌骨を中心として電極数がオトガイ側に4個、胸骨側の5個となるように約1cmの間隔で装着した。また、CT用電極アレイは、中央部がCTの位置に一致するように位置を合わせて、弾性絆創膏で若干の圧力を加えながら装着した。この電極アレイを体表面に適正に圧着させると、円筒の先端部が皮膚に埋没し、電極面と被験筋であるCTとが接近して筋電信号の導出が容易となる。アース用電極は耳たぶに装着した。

筋電信号の導出方法は隣り合った電極どうしをペアとする双極誘導法である。これにより9個の測定電極からCTとStrapともにそれぞれ8チャンネルの筋電信号が導出される。

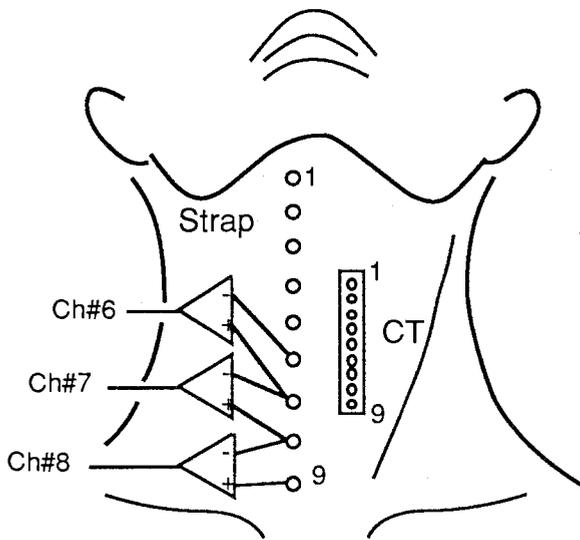


Fig. 3 Placement of the multi-electrode arrays for recording the EMG of the strap and CT.

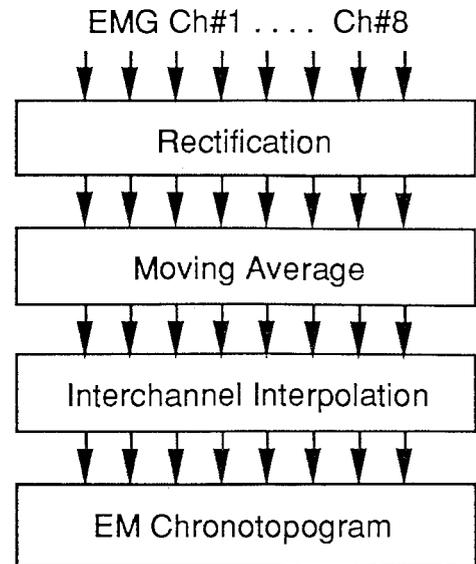


Fig.4 Diagram of signal processing for EM chronotopographic display.

3. 信号処理

本研究では筋電信号の一次処理として一般的な検波積分による前処理を行ない、さらに脳波観測に用いられるクロノトポグラフィ法の概念を応用した「筋電クロノトポグラフィ法」を多チャンネル信号の視覚表示法として用いた。

3.1 筋電クロノトポグラフィ法

筋電信号に検波積分処理を加え時間波形(振幅変化)として観測する方法では、各チャンネルにおける経時的变化を知ることができても、チャンネル相互間の関連性はわかりにくい。本研究では電極装着フィールドにおける活動電位の経時的变化を「場所」対「時間」の二次元平面上に等電位図として表示する「筋電クロノトポグラフィ法」を開発した。この方法の概念図をFig.4に示す。まず、各チャンネルの筋電信号に通常的全波整流と平滑化処理を行なう。次に、チャンネル間の補間処理を施すことにより電極装着部位に沿う連続的電位分布を計算する。最後に、時間軸と空間軸(電極位置を単位とする)をもつ平面上に、活動電位の強度をグレイスケールで表示する。本法は時間の進行とともに変化する活動電位の大きい場所を濃色の領域として表示する視覚的観察法なので、空間軸の処理は直線補間で十分であり、時間軸の平滑化処理には適当な時間窓を

選択する。

筋電クロノトポグラフィ法によるStrapの観測例をFig.5に示す。これは母音[a]で出しやすい声の高さを基準として凸状(a)および凹状(b)にF0のステップ変化を繰り返した時のStrapの活動を表している。これらの例ではF0の上昇と下降に対応して一過性の活動が認められる。F0を凸状に変化させた場合にはStrap全体（舌骨下筋と舌骨上筋）の活動がF0の上昇時に見られるのに対し、F0を凹状に変化させた場合には舌骨下筋の活動がF0下降時に生じている。定常母音における単純なパタンのF0変化においても、F0の帯域が異なるとStrapの活動は大きく変化することを示している。発話動作のように音調と調音動作の調節が複雑におこなわれる場合には、これらの筋活動を定性的に観察する手段として非常に有効であると考えられる。

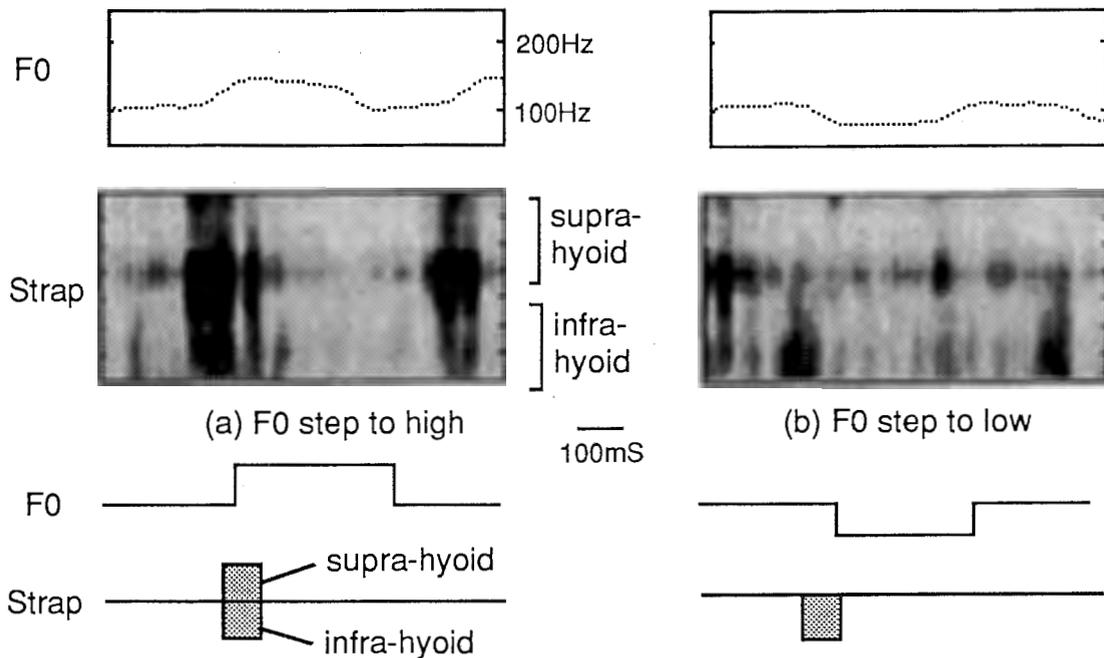


Fig. 5 Example of EM chronotopographical (EMCT) display for observing strap muscle activities. F0 (top) and EM chronotopogram (bottom) during stepwise F0 changes in sustained phonation of /a/ are demonstrated.

3.2 CTからの活動電位の抽出

発話時の喉頭筋活動の計測には刺入針金電極による侵襲的な方法が用いられる場合がほとんどである。とくに、音調制御に主要な役割を果たすといわれるCTは表在筋ではないために侵襲的な方法に頼らざるをえない。過去に表面電極を用いた方法で計測をおこない、CTの筋活動を推定した報告¹⁰⁾があるが、表面電極法では体表に近いStrapの活動の混入が避けられず信頼性には問題が残る。この問題の解決法として、本研究では喉頭部より電極アレイを用いて計測した筋電信号に計算機処理を加えることによって表在筋であるStrapからの信号を除去し、CTの筋電信号を抽出する方法を考案した。さらにこの抽出処理によって得られるCTの活動電位を筋電クロノトポグラフィ法で表示する

ことにより、筋活動だけではなくF0変化に伴う喉頭軟骨(CTの付着部位)の位置変化も観測することも可能となった。

この処理方法を含む信号の処理ダイアグラムをFig.6に示す。Strapからの信号の除去処理は、低域ろ波とStrapの平均的活動パタンの除去の2つの処理を加えることにより行なわれる。まず、筋電信号の低域ろ波は周波数帯域の均一化をはかるための前処理である。(表面電極法では電極と被測筋との距離が離れるに従い信号に含まれる高域周波数成分が減衰する。体表に近いStrapから混入する信号はより高い周波数成分を含み、チャンネルごとのばらつきが大きくなる傾向がある。このため、すべてのチャンネルの信号に遮断周波数200Hzの2次のローパスフィルタ処理をおこなっている。)次に、Strap活動の平均的活動パタンの除去処理を各チャンネルに施すことによりCTの活動が残差として観察される。電極アレイをStrap(特に胸骨舌骨筋SH)の走行に沿って装着するので、導出した信号に含まれるStrapの活動は各チャンネルにほぼ共通のパターンとして記録されていると考えられる。そこで各チャンネルの信号に適当な重み係数を与え加算平均することによりStrapの平均的活動パターンを求め、この共通成分を各チャンネルの信号から差し引く処理をおこなえば、Strapの活動を除去することができる。

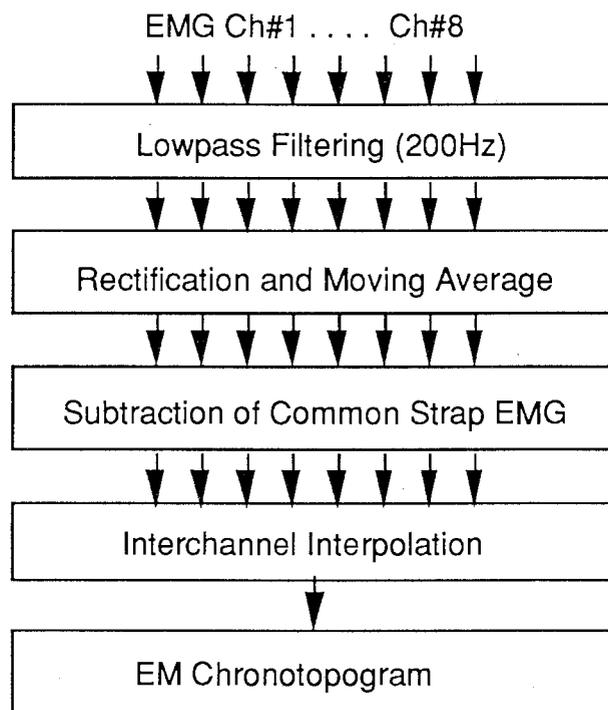


Fig. 6 Diagram for the processing to extract CT activity.
Lowpass filtering and subtraction of the common pattern of strap EMG are employed to observe CT activity.

この方法により抽出したCTの信号をもとに筋電クロノトポグラフィ法で処理した観測例をFig.7に示す。この図は母音[a]でF0を音階状に連続変化させたときの例である。

CTの活動はトポグラフィの中央に黒い帯状のパターンとして現われる。F0の上昇とともにCTの活動パターンが濃くなり、活動の増強が認められる。逆にF0の下降時には活動が弱まり、断続的な活動パターンとなる。この帯状の活動パターンはF0の昇降に伴い上下に移動しており、CTの付着する喉頭軟骨の上下動に対応している。比較的簡単な処理によってCTの非侵襲的観測が可能になった理由のひとつは、電極アレイを喉頭部に押し当てることにより、電極が被験筋に接近して、深部に存在する筋からの信号が計測されるためと思われる。

これら一連の処理方法を用いることにより、CT活動とStrapの活動が喉頭の位置変化と同時に非侵襲的に観測することが可能であり、音調の生成における多次元制御を理解するための有力な方法となると思われる。

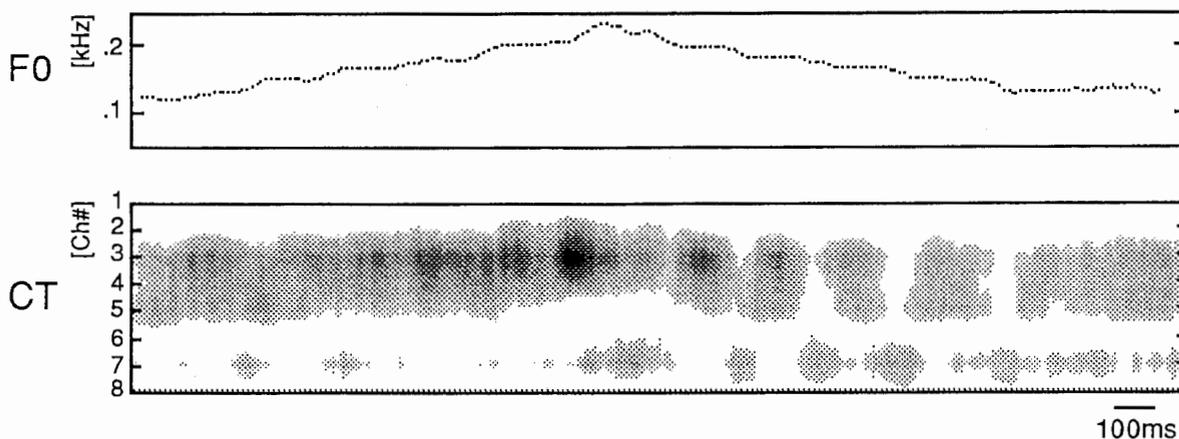


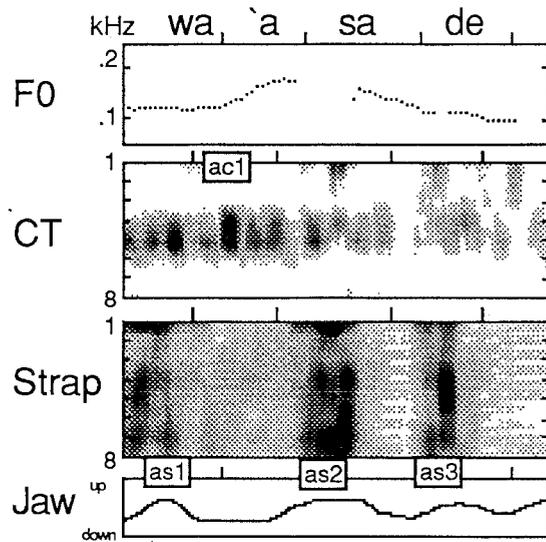
Fig. 7 An example of an EM-chronotopographical display for observing cricothyroid (CT) muscle activity. F0 (top) and EM chronotopogram (bottom) during phonation of /a/ with a musical scale are shown. The change of CT activity is observed in parallel with F0 change, which is accompanied by a positional shift of the pattern due to vertical movement of the larynx.

4. 検査文と被験者

文章発話に伴う種々のアクセント生成における喉頭筋の働きを調べる目的で「頭高型」と「平板型」のアクセントをもつ2拍単語を含む文「それは__です。」を発話したときの喉頭筋の活動を観測した。なお、被験者は東京出身の成人男性1名である。

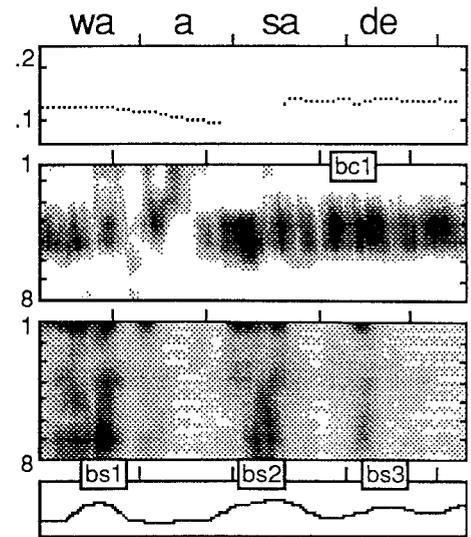
5. 結果と考察：喉頭筋による音調と調音の制御

下顎運動を伴う頭高型の「朝」と平板型の「麻」、および、下顎運動を伴わない頭高型の「意志」、平板型の「石」の4つの単語を発話したときの結果をFig.8に示す。



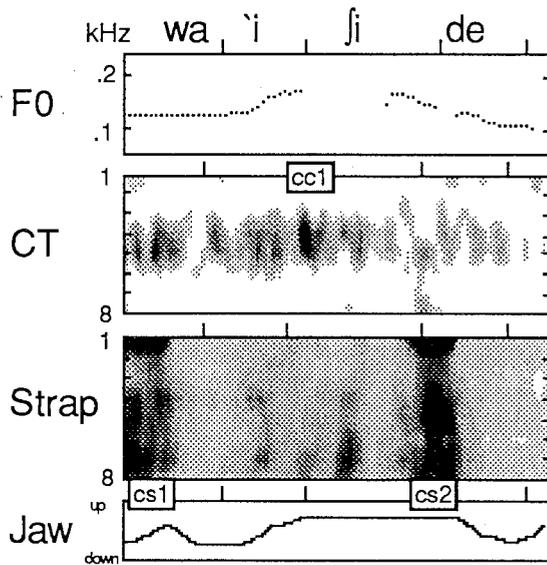
(a) [sorewa `asa des]

ac1: CT for accentual rise
 as1: Strap for jaw opening
 as2: Strap for jaw w/ F0 lowering
 as3: Strap for jaw w/ F0 lowering



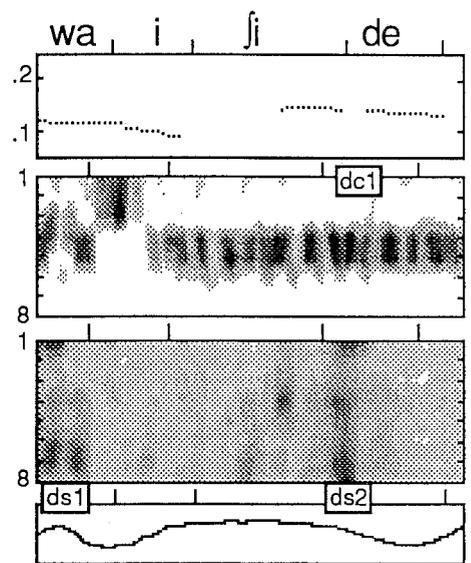
(b) [sorewa asa des]

bc1: CT for maintaining high F0
 bs1: Strap for jaw w/ F0 lowering
 bs2: Strap for jaw opening
 bs3: Strap for jaw opening



(c) [sorewa `ili des]

cc1: CT for accentual rise
 cs1: Strap for jaw opening
 cs2: Strap for jaw w/ F0 lowering



(d) [sorewa ili des]

dc1: CT for maintaining high F0
 ds1: Strap for jaw w/ F0 lowering
 ds2: Strap for jaw opening

Fig. 8 F0, EM chronotopogram of CT and Strap, and jaw movement, shown from top to bottom, in four types of utterances.

5.1 検査文の音調

検査文の音調は、頭高型のアクセント核に対応して大きなF0のピークがあり、文章の終わりに向かって下降する。平板型の場合には語頭で低いが後続の[des]と結合して高いF0を持続する。「石」は東京方言では正しくは尾高型であり[desu]とのF0結合はないが、この実験では平板型の「麻」にあわせて平板型として発話されている。母音の固有ピッチといわれるF0が[i]で高く[a]で低い傾向は殆ど認められず、また、[iʃi]と[iʃi]で起こりやすい第二母音/ʃ/の無声化は認められない。

5.2 下顎下降を伴う単語：「朝」と「麻」

頭高の「朝」と平板の「麻」を含む文章発話における実験結果をFig.8に示す。図は上よりF0、CT、Strap、下顎運動の順である。

文章中のF0は、「朝」では頭高アクセントの核においてひとつの大きいピークがあり、「麻」では後続する「です」と連結して平板型アクセントに特徴的な高いF0の持続がみられる。CTはこれらのF0変化に対応した活動を示している。しかし、StrapにはF0に関連する明らかな活動はなく、むしろ下顎下降のための活動が目立つ。この図中では2つのアクセント型に共通して下顎下降がそれぞれ3回あり、それぞれの事象に先立ってStrap（特に舌骨下筋）の大きい活動が認められる。しかし、2つの文章発話の間にはStrapの活動レベルにわずかな相違がみられる。文章「朝です」においてF0が文末に向かいF0が下降するときには、下顎下降のためのStrapの活動は大きく、反対に「麻です」においてF0が高く維持される場合にはStrapの活動が小さい。同様の違いは図の前半の「は」でも見られる。このように、Strapの下顎下降のための活動はF0下降時に大きくなりF0上昇時に小さくなる傾向があることがわかる。このような筋活動の相違に対応して、Strapの活動が小さいときに下顎下降も減弱する現象が認められる。

5.3 下顎下降を伴わない単語：「意思」と「石」

頭高型の「意思」と平板型の「石」を含む文章発話における実験結果をFig.9に示す。この2つの文章で、F0の変化は基本的には上の場合と同様であり、頭高型アクセントでピークをもち、平板型アクセントでは高いレベルを持続する。CTの活動も同様に類似の傾向を示す。これらの文章発話では下顎下降は2回起こるが、比較の対象となる単語中で下顎下降が起こらない点が異なる。この相違に応じてStrapの筋活動にも大きな違いがみられる。狭口母音からなるこれらの単語中では、頭高のアクセント型の場合でもCTに引き続くStrapの活動は見られない。これは、狭口母音の調音に必要な下顎の高い位置を維持するためにおこる抑制的な補償現象と考えられる。これらの文章中で、下顎下降は単語以外の部分でみられ、先の文章と同様に、文章末近くでF0の下降中にStrapの活動は大きく、F0が平坦である場合にはStrapの活動は小さい。また、Strapの活動が小さいときに下顎下降の減弱が起こる傾向も同様にみられる。

6. 喉頭筋による音調制御機構の運動譜モデル

以上の観測結果は、発話時の音調と下顎運動の間に生理的結合が存在することを示している。いいかえれば、Strapの活動がF0下降と下顎下降の両者に関わる結果、音調の調節と下顎運動制御との間に複雑な相互作用が生じ、F0変化と下顎運動が同時に起こるときに、状況に応じてどちらかが優先され他方が修正をうける可能性を示唆している。以上の観測結果を音調制御モデルとしてFig.9に提案する。このモデルは、F0上昇をもたらすCTへの指令とF0下降および下顎下降を引き起こすStrapへの指令の2つの制御要素から構成され、それぞれの動作指令が運動譜(motor score)形式で表されている。Strapへの指令については運動譜の上側に舌骨上筋、下側に舌骨下筋を表示している。

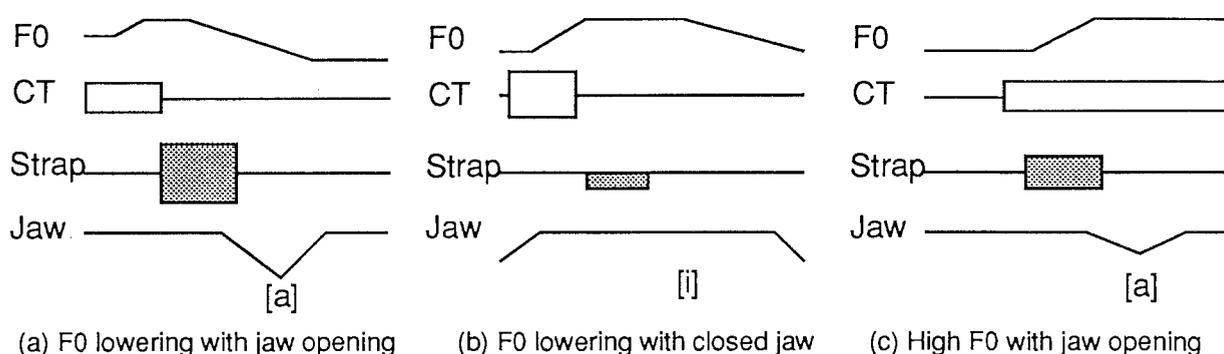


Fig.9 Model representation of the interaction between F0 control and jaw movement. (a) When F0 lowering occurs at open vowel, a large activity of the strap muscle causes a large jaw opening. (b) When F0 lowering takes place at high vowel, strap muscle activity is suppressed to maintain high jaw position. (c) When sustained high F0 is required in open vowel, strap muscle activity is reduced to have a smaller jaw opening.

6.1 アクセント核におけるCTとStrapとの協調

単語アクセントにみられるF0上昇とその後のF0下降においては(a)、CTの活動電位に引き続くStrapの活動電位が生じる。このようなCTとStrapにみられる交代性の指令が、フォーカスを置かれた位置にある単語アクセントの典型的運動パターンである。また、アクセント核に先行してF0を下降させるための舌骨下筋の活動が現われることがあり、これもアクセントを強調するための交代性の活動であると考えられる。

6.2 音調の調節が下顎運動に与える影響

頭高型アクセントに引き続いてF0の下降中に下顎下降動作がある場合には(b)、Strapには大きな活動電位を生じてF0下降を促進し、下顎下降も大きくなる。平板型アクセ

トの後のように高いF0が続くときに下顎下降動作がある場合には、Strapの活動電位はF0を維持するために減少し、下顎下降も減弱する。これらは、音調の指定が優先され下顎運動が修正を受ける現象であると考えられる。

6.3 下顎運動制御が音調に与える影響

本論文に記載した資料ではあまりあきらかとはいえないが、調音動作が音調制御に優先されると考えられる現象も認められる。平板型アクセントの単語の中に下顎下降がある場合、F0が上昇中であるにもかかわらずStrapの活動がみられ、下顎下降に減弱がみられない。これは助詞「は」に後続する単語にフォーカスがおかれるために調音動作の制御が優先されるのではないかと思われる。その結果F0上昇が緩やかになることもありうると思われるが結論は今後の研究に委ねたい。また、平板型アクセントに先行してF0の下降が起こることが多く、語頭の母音[a]で下顎下降があるときにはStrapの活動を伴う。しかし、同じアクセント型でも語頭の母音[i]で下顎が上昇する場合にはこのStrapの活動がみられない。これは、語頭の下顎上昇とF0の上昇が同時におこる場合であり、下顎の上昇を優先する結果Strapの活動が抑制される現象ではないかと思われる。このような場合にはF0の下降はCTの活動低下のみに依存すると考えられる。

7. まとめ

音調の生成における喉頭筋の協調的活動を観測するために、輪状甲状筋(CT)と外喉頭筋(Strap)の非侵襲的計測法を開発した。輪状甲状筋(CT)のような深在筋を観測する本法の原理はその他の筋にも応用される可能性があるが、電極の均一性と安定性が結果を左右するため今後の改良が必要である。外喉頭筋(Strap)は下顎の下降時に全体(舌骨上筋と舌骨下筋)が活動し、語頭のF0下降においては舌骨下筋のみが活動する傾向が認められる。これらの筋の同定には今後針電極を用いた同時記録が必要と思われる。文章中の音調と下顎運動に注目して分析を行なった結果、音調の制御が調音動作制御を抑制するような現象や、反対に、調音動作制御が音調制御を抑制するような現象などが観測された。下顎動作とF0調節とがいくつかの喉頭筋の機能を共有する結果、音調制御と調音動作との生理的結合が生じ、音調と調音との間に様々な相互作用が引き起こされると考えられる。これらは、音声生成に広く見られる調音変動の一要因になると思われるが、たとえば単語フォーカスのような文脈作用に従ってどちらか一方が優先されるような規則の存在が推測され、これは今後の検討課題である。

参考文献

- 1) Fujisaki, H. (1988). A note on the physiological and physical basis for the phrase and accent components in the voice fundamental frequency contour. In O. Fujimura (ed.) *Vocal Fold Physiology: Voice Production, Mechanisms and Functions*, New York: Raven Press, pp. 347-355.
- 2) Pierrehumbert, J. B. and Beckman, M. E. (1988). *Japanese Tone Structure*. Cambridge: MIT Press.
- 3) Lofqvist, A., McGarr, N. S. and Honda, K. (1986). Laryngeal muscles and articulatory control. *J. Acoust. Soc. Am.*, 76 (3), 951-954.
- 4) Kiritani, S., Hirose, H., Maekawa, K., Kawashima, H. and Sato, T. (1991). Electromyographic studies on the production of pitch contour in accentless dialects in Japanese. *Ann. Bull. RILP*, No. 25, 1-17.
- 7) Sonninen, A. (1968). The external frame function in the control of pitch in the human voice. *Annals of the New York Academy of Science*, Vol. 155, Art. 1, 68-90.
- 6) Atkinson, J. E. (1978). Correlation analysis of the physiological factors controlling fundamental voice frequency. *J. Acoust. Soc. Am.*, 63, 211-222.
- 7) Shimada, Z, B., Horiguchi, S., Niimi, S. and Hirose, H. (1990). Sternohyoid muscle activity and pitch control at the onset of utterance. *ICSLP90, Kobe*, 449-452.
- 8) Honda, K. (1984). Relationship between pitch control and vowel articulation. In D. M. Bress, D.M. and J. H. Abbs, J.H. (eds.), *Vocal Fold Physiology*, San Diego: College-Hill Press, 286-299.
- 9) Sawashima, M., Hirose, H., Yishioka, H., Horiguchi, S., and Kiritani, S. (1983). Interaction between jaw movement and vocal pitch control. In Cohen, van de Broecke (eds.), *Abstracts 10th Int. Congr. Phon. Sci.*, Foris, Dordrecht: Foris, p.454.
- 10) Katsuki, Y. (1950). The function of the phonatory muscles. *Japan J. Physiol.*, 1, 29-36.

付録

「喉頭筋の筋電測定プログラム」

吉田 行成

1991.12.27

I 取込に関するプログラム

0. プログラムの所在と使用方法

本プログラムはHP社製のEWSであるhhp02のディレクトリ/appli/emsysに置かれている(以下、このディレクトリを～で表す)。ここには[1]adc, acr(データの取り込みと簡単な加工)、[2]lab(信号処理)、[3]com, system(コマンドDIR)、[4]hcopy(画面の情報をファイルに変換)[5].cshrcなどの環境設定ファイルが存在する。このため他のEWSで使用する場合にはホームディレクトリ以下を丸ごとコピーすることが好ましい。使用する場合にはアカウント名"emsys"でログインすればよい。

1. 各種信号の取り込み

ADコンバータを用いて音声や筋電信号を取り込むためのプログラム作成した。このプログラムは～/adに格納されている。生成可能なデータファイルの種類によって3種類のプログラムが用意されている。どのプログラムも実行時には[1]取り込む時間 [S] と[2]ファイル名を入力する。ファイル名の入力直後より取込が始まる。なおファイル名には拡張子".*"を含むことはできない。これは信号の種類によってデータファイル名にStrapには".ex"、CTには".ct"、下顎運動には".jaw"、音声には".sp"が付加されるためである。ADコンバータとの接続には吉田式ケーブル1, 2を使用する。この2本のケーブルはまったく同じものであるが、それぞれコンバータへの入力端子1～16にはケーブル1、17～32にはケーブル2を用いてほしい。

[1] ad1 :

音声とStrap(Ch.8)の2つのデータファイルを生成する。正しく使用するにはADコンバータへの入力ケーブル1の接続を音声信号を#1、Strap(Ch.1～8)を順に#2, #3, #4, #5, #7, #8, #9, #10。生成したファイルは/DATA/DF1に置かれる。Y式ケーブル2は用いる必要がない。

[2] ad2 :

音声とCT(Ch.8)および下顎運動の3つのデータファイルを生成する。正しく使用するにはADコンバータへの入力ケーブル1の接続を音声信号を#1、CT(Ch.1～8)を順に#2, #3, #4, #5, #7, #8, #9, #10、また下顎運動信号は#12に入力する。生成したファイルは/DATA/DF2に置かれる。Y式ケーブル2は用いる必要がない。

[3] ad3 :

音声、CT(Ch.8)、Strap(Ch.8)の3つのデータファイルを生成する。正しく使用するにはADコンバータへの入力ケーブル1の接続を音声信号を#1、Strap(Ch.1~8)を順に#2, #3, #4, #5, #7, #8, #9, #10、またCT(Ch.1~4)を#12, #13, #14, #15に入力し、さらにCT(Ch.5~8)を入力ケーブル2の#1, #2, #3, #4へ入力する。生成したファイルは/DATA/DF3に置かれる。音声と筋電信号のみの計測ならこのプログラムで計算器とのオンライン取込ができる。

(拡張・変更)

- [1] ad1~ad3でデータの格納先は簡単に変更できる(各ソースファイルにdefineで定義されている)。
- [2] 生成ファイルの追加はad1, ad2ではそれぞれ8チャンネル、7チャンネル分が可能である(ad1の空き8チャンネルを筋電信号用に割り当てたものがad3である)。(生成ファイルの追加はデータファイルを書き込んでいる部分を追加するだけで機械的にできる。音声、筋電などのファイル書込の部分を参考。)
- [3] ~/ad内のプログラムのコンパイルにはコマンドcczを用いる。
例) %ccz ad1.c

2.取り込んだあとにできる編集

[1] 時間差を合わせるプログラム

データの取込は以上のような手順で行なうことができる。しかし音声信号、Strap、CT、下顎運動信号の同時取込は[1], [2], [3]のプログラムでは行なうことはできない。将来的にもハードウェア的な変更やサンプリング周波数の変更が必要となり、容易には行なえない。そこで上の[1], [2]のプログラムを用いて別々に取込を行なう方法を推奨する。このため取り込んだ信号を自己相関関数によって時間差を合わせるプログラムを作った。プログラムは~/acrに置かれている。プログラムの実行時には/DATA/DF1, /DATA/DF2には取り込みプログラム[1], [2]によって既に「同じ名前」で「同時間」取り込んだデータファイルが存在していることが必要である。

このディレクトリにある実行ファイルrunを

```
%run "データファイル名"
```

で実行すると/DATA/DFX内に時間差を補正したデータファイルが生成される。時間差の修正は遅れて取り込まれて方のデータの先頭部分を切り取って頭の部分の始まりを合わせるにより行なわれる。なお補正をおこなった分ファイルの長さは0.5S単位で小さくなっている。(ファイル名にはもちろん拡張子を含まない)

この手順で音声、筋電(Strap, CT)、下顎運動の取込ができる。

[2] ファイルから任意区間の切りだし

データファイルから任意の区間を切りだすプログラムを作った。これは~/cutにおかれている。まず読出元となるデータが/DATA/DFXに格納されていることを確認する。次に

```
%run "データファイル名"
```

次に[1]切りだし開始時間 [S] と[2]切りだし区間幅 [S] を入力する。さらにファイル

名を入力すると、切りだしたデータが/DATA/DFYに格納される。なおこのプログラムは波形の表示などは全くできないので、EMLABなどを併用して音声の全区間を見ながら切りだし区間を決める。また切りだせるデータの種別は音声、Strap、CT、下顎運動である。このようにして出来上がったデータファイルはその後の便宜に応じて好きなディレクトリに移してもよい。

(変更)

プログラム中で変更して利益があるのはデータファイルのパス程度である。これらはdefineで定義されているので簡単に変更できる。また切りだせるデータファイル種類の追加と削除はそれほど難しくない。それらしい部分に追加すればよい(main()関数にそれぞれ2箇所ある)。

(その他)

~/acr, ~/cut内のプログラムのコンパイルには

```
%make -f run.x
```

を用いる。

II データの処理に関するプログラム

0.筋電信号処理システム(EMLAB)

音声信号と筋電信号の処理や波形表示をおこなうプログラムは~/LABに置かれている。このディレクトリには存在するファイルは実行ファイルrunとX-Windowにおけるボタンやスイッチ類の情報がかけられたresource、EMLABのプリファレンスファイルsource、ヘッダファイルemsys.h、Cのソースファイル*.c、および実行コードを生成するためのメイクファイルrun.xがある。

1.EMLABの立ち上げ

X-Windowを立ち上げたのち、EMLABは~/labにおいて実行ファイルrunを実行する(→%run)。またアカウント名"emlab"でログインすることによりダイレクトに立ち上げることができる。

2.データファイルのオープンとクローズ

プルダウンメニューFILEよりOPENを選択する。ファイルセレクションウインドウがあらわれるので希望のファイルを選ぶ。ただしセレクトしたファイル名がディレクトリであったときはそのディレクトリがオープンされる。また選択時においては拡張子以下は無視される。またファイルは1度に1つしかオープンできない。クローズするときはFILEよりCLOSEを選択すると作業用ウインドウなどが消滅する。

その後、上方に便宜的に音声信号を示すウインドウと時間窓の大きさを示すスケールウインドウが現われる。最後に画面中央に作業用の大きなウインドウができると準備完了である。この音声ウインドウのエレベータとスケールを操作してあらかじめ、分析を行ない

たい場所を決める。

3.音声信号の分析

本システムでは[1]音声のF0推定、[2]スペクトログラム分析の処理をおこなうことができる。

[1] 音声のF0推定

プルダウンメニューSPEECHよりF0を選択する。作業用ウィンドウの右側にサブパネルが現われる。このパネルでは推定の実行の他にF0推定幅設定、自己相関関数の次数設定、および無声区間をスキップするための閾値の設定がおこなえる。これらのパラメータの詳細については修士論文を参照。また実際にF0が推定できる範囲は50~250Hzと固定されている。

[2] スペクトログラム分析

プルダウンメニューSPEECHよりSpectrogramを選択する。作業用ウィンドウの右側にサブパネルが現われる。このパネルではサウンドスペクトログラム作成、ホルマント分析の実行がおこなえる。また表示コントラストの調節もおこなえる。

[3] 音声波形の表示

プルダウンメニューOTHERよりShow Waveを選択する。作業用ウィンドウの右側にサブパネルが現われる。この中からSPEECHボタンを選択する。

4.筋電信号の分析

本システムでは筋電クロノトポグラフィを中心とした筋電処理を行なうことができる。波形表示やトポグラフ処理以前に、全波整流や積分・移動平均などの基本的処理をおこなうことが必要である。これらの処理は筋電プロセッシングボードによりStrapとCTに共通して制御されている。プロセスボードはプルダウンメニューEMGよりEMG Processing Boardを選択することにより現われる。このボードにより各チャンネルの振幅調節と遮断周波数200Hzの低域ろ波処理、整流・積分処理、および平滑化処理がおこなえる。

[1] 筋電クロノトポグラフィの作成

プルダウンメニューEMGよりEMCTを選ぶ。作業用ウィンドウの右側にサブパネルが現われる。このパネルではStrapとCTのトポグラフの作成の他にコントラストの調節、CTトポグラフ作成時の外喉頭筋活動の除去比率および平均的パタン計算時の重み係数(論文参照)の設定ができる。なおStrapのトポグラフの作成時にはコントラストの調節のみが有効となる。(つまりその他のスケール類はCTトポグラフのためにある。また実際に有能と思われるのは除去比率の設定スケールのみである)

[2] 筋電スペクトログラムの作成

プルダウンメニューEMGよりEMSPを選ぶ。作業用ウィンドウの右側にサブパネルが現われる。パネル内には実行開始ボタンとコントラスト調節用のスケールが収められている。あまり使うことのない機能であろう。

[3] 筋電波形の表示

プルダウンメニューOTHERよりShow Waveを選択する。作業用ウィンドウの右側にサブパネルが現われる。この中からStrapボタン、またはCTボタンを選択する。作業用ウィンドウのなかに8つの子ウィンドウが現われ、波形が表示される。波形の表示に際して

はオートスケーリングが行なわれている。

5. 下顎運動波形の表示

プルダウンメニューOTHERよりShow Waveを選択する。作業用ウィンドウの右側にサブパネルが現われる。この中からJawボタンを選択する。オートスケーリングが行なわれないので場合によってはウィンドウからはみ出して描画したり、振幅が小さすぎる場合があるかもしれない。

6. その他の機能

[1] 初期設定の復元

設定ファイルsourceを読み込みシステムの状態を立ち上げ時に戻す。プルダウンメニューSPECIALよりRevert Resourceを選ぶ。F0の推定幅や筋電信号の処理内容が復元される。

[2] ハードコピーをとる

画面右上のHCOPYボタンを押すと画面全体のコピーが出力される。

[3] システムの終了

プルダウンメニューSPECIALよりQuitを選ぶ。

[4] 処理ウィンドウ名の表示

作業用ウィンドウに格納されるトポグラフや音声F0、波形などを表示するウィンドウを処理ウィンドウと呼ぶが、これらの「ウィンドウ名称」を表示させるには処理ウィンドウの上でマウスボタンを押し続けなければならない。

[5] 簡単なEMLABシステム変更(~/EMLAB)

各ウィンドウのサイズなどや初期設定の多くはプリファレンスファイルsourceやヘッダファイルemsys.hに書かれているため、このファイルを変更したり、リコンパイルし直すことによってこれまでに述べた機能に若干の融通がきくようになっている。全てではないが思いつくままにいくつか例をあげよう。

(a) ヘッダファイルemsys.hの変更

ヘッダファイルにおける定義を変更し、設定をかえる。リコンパイルが必要となるので、[5]の方法によりおこなう。

[1] 他機種(hhp02以外)での使用

ディスプレイのデバイスドライバの変更が必要な場合はemsys.hのDDRIVERとメイクファイルrun.xのそれらしい部分(1箇所)を変更する。

[2] 作業用ウィンドウサイズの大きさ(横)の変更

emsys.hのWINDOW_SIZEの値をかえる。

[3] トポグラフや音声ウィンドウの大きさ(縦)の変更

音声(SPWSIZE)、F0(F0WSIZE)、SSG(SSGWSIZE)、筋電波形(EMGWSIZE)、トポグラフ(EMBSIZE)、下顎運動(JAWWSIZE)の値を変更。ただしトポグラフの場合には(指定サイズ×8)が子ウィンドウのサイズとなる。

[4] 信号の種類を示す拡張子名(.sp, .exなど)の変更

あまり奨めないが、将来的にこのようなことが必要になった場合には同ファイル内のSPEECH, CT, EX, JAWなどを変更すればよい(と思う)。

[5] emsys.h変更時におけるリコンパイルの方法(5分くらいかかる)

```
%touch *                (全ファイルの日付を更新)
%make -f run.x           (オブジェクトと実行コードの生成)
```

(b) プリファレンスファイルsourceの変更

システム立ち上げ時に参照するファイルで、各設定値のデフォルト値がおさめられている。変更しても再コンパイルは必要としないが、ファイル編集時に行数がくったりすると、ファイルが読めなくなり、立ち上がらなくなるので注意。

[1] オープン時に現われるデータディレクトリの変更

コメントDATA_DIRECTORY_PATHの次のディレクトリを書き替える。現デフォルトは/DATAである。

[2] 時間窓の大きさ [S] を変更する

TIME_WINDOW_SIZEの次の行の変更。現デフォルトは3秒。

[3] トポグラフにおけるコントラストと外喉頭筋除去比率などの設定

EM_CHRONO-TOPOGRAPHYの次行を変更。順にコントラスト最大値(黒)、最小値(白)、ストラップ除去比率を示している。これはCT, Strapのトポグラフに共通して用いられる。

[4] 筋電信号の処理方法設定

EMG: signal_processing次行を変更。検波積分(1)と平滑化(2)と低域ろ波(4)と振幅調節(8)を行ないたければ15(=1+2+4+8)を最初の行に書く。また次の行には平滑化点数をかく。

[5] 処理ウインドウ内に目盛りと数値を表示したい場合、したくない場合

ScaleFlagを1にすれば表示、また0にすれば表示しない。

その他についてはプリファレンスファイルsource内のコメントを参考に推測してください。

7. プログラムの構成について

(1) EMLABは次のような内容を以下の順序で実行している。

[1] xjmainap.c

↓ 初期的な設定をおこない、[2], [3]の関数を呼び出している。

[2] xjappmkr.c

↓ 作業用のウィンドウを生成している。(作るだけで画面上には出てこない)

[3] xjmainme.c

プルダウン式メニューの作成とメニュー呼び出し時の処理関数(xjbranc h.c)の設定。
このあとは[1]で待機している。

[4] xjbranch.c

↓ メニューごとに呼び出す処理関数が書かれている。プルダウン式メニューより直接信号処理を実行するものは⑥を呼び出している。

[5] xjcp [1, 2, 3] .c

↓ 作業用ウィンドウの右側にサブパネルを作り、処理実行ボタンやスイッチを作成する。ボタンが押されると主に⑥を呼び出す。

[6] xjssgp.c or xjf0.c or xjemct.c ...

トポグラフやF0推定を実行する。

(2) 知っていなければならない変数と構造体

[1] 機能追加の際に知っていなければならない変数として外部変数p(etcdtype)と外部変数rs(resdata型)がある。これらは構造体であるが、データ処理プログラム(システムにおいて末梢的な存在となるプログラム)作成には欠かすことのできないパラメータである(と思う)。構造体のうち、データ処理プログラムの製造に必要なものだけを抜き出し、以下にあげた。

```
typedef
```

```
{  
    float timeStart;           時間窓の始まり [S]  
    float timeWidth;          データファイルの全長 [S]  
    float timeWindow;         時間窓の大きさ [S]  
} etcdtype;
```

```
typedef
```

```
{  
    int emgSignalProcess; 筋電信号におこなうべき処理のコードが入っている(つまり筋電  
    プロセッシングボードの内容である)。  
    int emgSmooth;        平滑化点数がはいっている。  
} resdata;
```

[2] 内部変数としてつかわなければいけないもの

信号データの読出にはまずdatainfo型の変数を宣言しなければならない。この構造体は

標本化周波数やデータ数などの情報を含むことができる。システム内のデータ読出関数を用いて処理すべき各種データを読み出したときにこれらの情報が返ってくる。

```
typedef
{
    char    Message;           本システムでは未使用(に等しい)
    int     WindowSize;       読み込んだ1Chあたりのデータの点数
    float   SamplingRate;     サンプルレート
    float   Amplitude;       取り得る最大振幅
    float   DataSize;        秒数
    float   Channels;        チャンネル数
} datainfo;
```

(3)知っている便利な関数たち

[1] 作業用ウインドウ内に処理ウインドウを作る。

作業用ウインドウ内で波形表示などをおこなう子ウインドウを作るときは次の要領で作ると指定した名前のウインドウが生成され、IDが返ってくる。また既に同じ名前のウインドウが存在した場合にはIDのみが返ってくる。

```
w=GetWidgetID(p.workSBB, name, size, it);
Widget GetWidgetID();    関数の宣言
Widget w;                ここにIDが返る
char name;               ウインドウの名前
int size;                ウインドウのサイズ(縦)
int it;                  子ウインドウ間の(上部)間隔
```

[2] 子ウインドウでStarBaseをつかう。

処理ウインドウでStarBaseを使用したい場合は次のような手順で簡単に使うことができる。

```
XFlush( XtDisplay( p.toplevel ) );
devname=(char *)make__X11__gopen__string(XtDisplay(w), XtWindow(w));
fd=gopen(devname, OUTDEV, DDRIIVER, INIT);
char devname;
Widget w;
int fd;
```

ここでwは子ウインドウのIDである。またdevnameはStarBaseのgopen関数を用いてオープンでき得るウインドウ名である。

[3] シングルデータの読み込み

音声や下顎運動などチャンネル数が1つより構成されるデータファイルをシングルデータと呼んでいる。ここでは処理区間に相当するシングルデータの読出をおこなう関数を紹介する。

```
d=ReadSingleData(&q, TYPE, Start, Width);
```

float *d;	データの格納アドレスを示すポインタ
float Start;	読み込み開始時間 [S]
float Width;	読出時間幅 [S]
datainfo q;	データinfo
extern float *ReadSingleData();	宣言

ここでqにはデータの情報がはいる。またTYPEにはデータの種類を指定する。SPEECHとJAWの2種が今のところ可能である。データ長はサンプルレート×時間幅で求められ、データinfoのq.windowSizeにおさめられている。任意の場所におけるデータは*(d+i) ($0 \leq i < q.windowSize$)で示される。

[4]マルチデータの読み込み

筋電信号など1つのデータファイルが複数のチャンネルによるデータより構成されている場合にはこの読み込み関数を用いる。

```
d=ReadMultiData(&q, TYPE, Start, Width);
```

float *d;	データの格納アドレスを示すポインタ
float Start;	読み込み開始時間 [S]
float Width;	読出時間幅 [S]
datainfo q;	データinfo
extern float *ReadMultiData();	宣言

ここでqにはデータの情報がはいる。またTYPEにはデータの種類を指定する。EX(ストラップ)とCTの2種が今のところ可能である。データ長はサンプルレート×時間幅で求められ、データinfoのq.windowSizeにおさめられている。チャンネル数もq.Channelsにおさまっている。任意のチャンネルjの任意の場所iにおけるデータは*(d+i+j×WINDOW__WIDTH) ($0 \leq i < q.windowSize$), ($0 \leq j < q.Channels$)で示される。(WINDOW__WIDTHはウィンドウの横幅を示す定義(emsys.h)である)

[5]各種信号の波形表示

音声、下顎運動、筋電信号については本システムではすでに波形の表示ができるようになっているが、将来その他の信号の波形表示が必要になることを考えて表示関数を紹介します。

```
drawing(fd, d, 0, Size, 1, max, 1.);
```

extern void drawing();	
int fd;	gopen()
float d;	データへのポインタ

int Size;	データのサイズ(通常.windowSize)
int step;	step毎にデータを描く
int max;	信号の最大値

maxは振幅の最大値でこの値を指定すると子ウィンドウ内いっばいに波形が描かれる。オートスケールにしたければこのmaxを

```
GetMaxValue(d, 0, Size);
extern float GetMaxValue();
```

に置き換えればよい。

[6]筋電信号の処理

筋電信号に基本的な処理を施す関数はよく使われるだろうから、以下に仕様を示す。

```
k=EmgAutoProcess(q, d, Process, &size);
```

```
extern float *EmgAutoProcess();
```

```
datainfo q;          生データのデータinfo
```

```
float *d;            生データ
```

```
float *k;            処理データを示すポインタ
```

```
int Process;         処理内容
```

```
int size;            処理後の1チャンネル当たりのデータ長
```

データinfoqと生データへのポインタdはあらかじめ、用意しておく。またProcessにはKENAPASEKIBUN, SMOOTHING, LPFILTER, AMPLIFIERを指定することができる。複数指定は"|"を用いて論理和をとる。またリソースrs.emgSignalProcessingを指定すると筋電プロセッシングボードで指定されたと同じ処理をおこなうことになる。平滑化点数の指定はこの関数ではできない(ボードで指定されたものと同じとなる。平滑化点数の指定も行ないたい場合はより低次の関数の呼び出しが必要となる。どうしてもこの関数でという場合には一時的に平滑化点数を示すリソースrs.smoothingを書き替えればよい)

なおこの関数を呼び出したあとは生データを示すポインタdは無効になってしまう。また変数sizeには処理後のデータの大きさが入る。検波積分処理をおこなったあとはWINDOW__WIDTHに等しい。

[7]ファイル名から存在するデータファイルの種類を知るには

現在オープンされているファイルの名前から使用できるデータファイルの種類(音声、CTなど)を知るにはFileExist()関数を使い、

```
if( FileExist( CT ) == EXIST )
```

のように用いる。

(その他)

これまでに上げた関数と変数を用いればよいと思う。その他についても役立つ関数があるかとは思いますが、時間の都合で割愛する。

(4)具体例な拡張例

[1]上に上げた関数を用いて信号波形を表示するためのサンプルを示す。将来的に扱えるデータファイルを追加したことを想定し、これをHONDA(チャンネル数1、拡張子".honda")と呼ぶ。(実際に実行するときは音声(.sp)または下顎運動(.jaw)のデータファイルをこの名前に複製してファイルを作っておく。)

```
#include <X11/Xlib.h>
#include <X11/Xutil.h>
#include <math.h>
#include <starbase.c.h>
#include <stdio.h>
#include "emgsys.h"
#define HONDA ".honda"
extern etcddata p;
extern resdata rs;

void honda()
{
    int fild;
    float *point;
    datainfo q;
    extern void drawing();
    extern float GetMaxValue(), *ReadSingleData();
    char *devname;
    Widget wid, GetWidgetID();

    wid = GetWidgetID( p.workSBB, "HONDA", 150, 10 );
    XFlush( XtDisplay( p.toplevel ) );
    devname = (char *)make_X11_gopen_string( XtDisplay( wid ), XtWindow( wid));
    fild = gopen( devname, OUTDEV, DDRIIVER, INIT );
    clear_view_surface( fild );

    point = ReadSingleData( &q, HONDA, p.timeStart, p.timeWindow );
    drawing( fild, point, 0, (int)( q.WindowSize ), 1, GetMaxValue( point, 0, (int)( q.WindowSize )
), 1. );

    free( point );
    gclose( fild );
}
```

[2]実際にシステムに組み込むにはどうするか

実際にこのような処理プログラムを追加するには、まず[1]メニューを追加して呼び出し可能にする必要がある。さらに[2]実際にコールバックを受けるルーチンの作成をおこなう必要がある。このシステムではxjmainme.cでプルダウンメニューを作り、xjbranch.cでコールバックをうける関数がかかっているから、これらの構造をまねてやればたやすくできる(と思う)。この一例としてプルダウンメニューOTHER内にメニューhondaが追加されている。さらに先程のソースをディレクトリ内に追加する。

(4)ソースファイル追加時におけるリコンパイルとリンク

新たにソースファイルが追加された場合にはメイクファイルも書き替える必要がある。EMLABにはメイクファイル書き替えのための専用コマンド(Cシェルスクリプト)が用意されているので案ずる必要はない。

必要なソースファイル、およびが同一ディレクトリ内にあることを確認したら

```
%xmakeinit run.x *.c
```

と打てばメイクファイルrun.xが出来上がる。(またメイクファイル名は別にrun.xでなくともかまわない。)その後、%make -f run.xでコンパイルとリンクが行なわれる。

III 画面情報のファイル変換

画面上のグラフィックデータをフロッピーディスクに記録し、マッキントッシュなどで使用する手順を示す。

[1] 画面情報のファイル変換

~/hcopyに置かれているbbpを使用する。このプログラムはdc座標で(0, 100)から(600, 500+100)の範囲をrawデータファイルに変換する。変換範囲を指定するにはbbp.cにdefineで定義されている部分を変更する。

```
%bbp ファイル名
```

[2] フロッピーディスクへの書き込み

MS-DOSフォーマット(2DD)を施したディスクをドライブ1に挿入し、

```
%doscp /dev/rdisk/fd1:ファイル名 ファイル名
```

で書き込む。その後、マッキントッシュにおいてAppleFileExchangerにより変換する。

またこの作業はEWSからATR-HRへ転送し、さらにFTPなどによりマッキントッシュへ読み込んだほうが効率よくおこなえる。

[3] PHOTO SHOPを用いてrawデータを読み込む。セーブするときにPICTやTIFFなどに変換しておくCanvasなどで読み込みが可能になる。