

TR - A - 0166

F0調節の生理機構に関する磁気共鳴画像 (MRI) の分析

平井啓之、本多清志 (ATR視聴覚機構研究所)

藤本一郎、島田育廣 (高の原中央病院)

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

F0 調節の生理機構に関する磁気共鳴画像 (MRI) の分析

平井啓之、本多清志 (ATR 視聴覚機構研究所)

藤本一郎、島田育廣 (高の原中央病院)

概要：音声の基本周波数 (F0) の変化にともなう喉頭軟骨の位置変化を観測して、F0 調節の生理機構を考察した。F0 上昇の生理機構は、主に輪状甲状筋による輪状軟骨、甲状軟骨の回転によって行われることがよく知られている。しかし、F0 の下降については輪状軟骨の弛緩だけでは説明できない問題があり、F0 下降の生理機構は現在でも明らかにされていない。本研究では、F0 下降の生理機構の理解を目標として、磁気共鳴コンピュータ断層装置 (MRI) を用いて約 1~1.5 オクターブの F0 範囲で持続発声を行なったときの喉頭の正中矢状断面の撮像を行なった。複数の被験者の断層像より喉頭周囲構造の輪郭を抽出した。結果、F0 の昇降におおむね従う喉頭の上下動などの形態変化が観測された。F0 下降においては、喉頭の下降にともない輪状軟骨の後板が頸椎の自然湾曲に沿って移動する結果、声帯を短縮させる方向に輪状軟骨が回転する現象が観測された。F0 下降にともなう喉頭下降の現象や外喉頭筋の活動の理由はこの生理機構により説明できると考えられる。

Analysis of Magnetic Resonance Images on the Physiological Mechanisms of Fundamental Frequency Control.

Hiroyuki Hirai, Kiyoshi Honda, (ATR Auditory and Visual Perception Res. Labs.)

Ichirou Fujimoto, Yasuhiro Shimada, (Takanohara Central Hospital)

Abstract: Positional changes of laryngeal structures during F0 changes were measured in order to examine physiological mechanism of F0 lowering. It is widely known that F0 raising is mainly produced by the function of the cricothyroid muscle to activate the rotation between the cricoid and the thyroid cartilages. However, F0 lowering cannot be explained by the relaxation of the cricothyroid muscle, and its mechanism is still a physiological question to be examined. To this end, the present study adopted the magnetic resonance imaging (MRI) for the midsagittal plane near the larynx. The images were taken using multiple subjects during repeated sustained phonation of a vowel in F0 range of approximately 1.0-1.5 octave. Manual shape extraction was performed to measure relative positional changes of laryngeal components associated with these F0 changes. In the results, vertical movement of the larynx was observed consistently in correlation with F0 levels. Towards lower F0, the rotation of the cricoid cartilage was observed associated with laryngeal descent. This rotation to the direction of shortening the vocal fold is produced by the lowering of the posterior plate of the cricoid cartilage along the physiological curvature of the cervical vertebra. The tendency of laryngeal descent and strap muscle activity in F0 lowering can be accounted for by this mechanism.

1 はじめに

音声の基本周波数 (F0) を調節する生理機構には、多くの喉頭筋が複雑に関与して声帯を引き伸ばすことにより声帯粘膜の張力を変化させるような喉頭の筋活動に由来する要素と、発声時の呼吸努力の変化にともなう声門下圧変動に依存するような空気力学的な要素があるといわれる。これら二つの要素は、発話時には相互に依存する性質をもっており、喉頭筋の収縮によって設定された声帯張力にふさわしい声門下圧が与えられるような生理的調節が行なわれているように思われる。F0 を上昇させる仕組み (F0 上昇機構) が広く知られているのに対して、F0 を下降させる仕組み (F0 下降機構) については理解が得られているとはいいいにくい。アクセントやフレーズ境界で起こる F0 下降の現象は韻律規則の取り扱いの面からも大変興味深い問題であり、F0 上昇機構の弛緩のみで説明できる現象でもないために、是非とも明らかにしたい課題である。最近、ATR 視聴覚機構研究所では高の原中央病院の協力を得て、臨床検査に用いられる磁気共鳴断層装置 (MRI) を使用して発話器官の形態を観測する研究を行なっている。この一環として、F0 を変えて持続発声したときの正中矢状断面の撮像を行なって、喉頭軟骨や周囲構造の相対変化を調べた結果、問題となる F0 下降を説明できる生理機構を含め、いくつかの F0 調節に関する喉頭機能を確認したので報告する。

2 喉頭筋による F0 調節の生理機構の問題点

従来、F0 調節に関与する喉頭機能の中で最もよく知られている機構は、輪状甲状筋 (CT: cricothyroid muscle) の収縮により輪状軟骨 (cricoid cartilage) と甲状軟骨 (thyroid cartilage) とが関節を中心に回転して声帯を前後に引き伸ばす仕組みである [1] [2]。現在のところ、この仕組みの作用機序があまりにも自明であるために、F0 調節のほとんどが輪状甲状筋の機能で説明できるような印象を与えている [3]。しかし、筋収縮の程度と声帯長あるいは F0 との関係についてあまり精密な研究が行なわれていないばかりでなく、輪状甲状筋の収縮によって変化する F0 の範囲は大きく見積っても 1.5 オクターブ程度ではないかとする推定結果もある [4]。また、輪状甲状筋以外の内喉頭筋の収縮が F0 に影響を及ぼす可能性も充分にある [5]。これに対して、F0 を変化させるときに喉頭の上方向の位置変化がおこる傾向が知られ、喉頭軟骨で形成される枠組みに対する外喉頭筋の補助的作用が多くの研究者によって調べられている。F0 の上昇時には舌骨上筋 (舌骨に上方から付着する筋) が舌骨を前方に引くことによって声帯の伸張を促進する [6]。一方、F0 の下降時には舌骨下筋 (舌骨に下方から付着する筋) の活動が起こることが知られており [7] [8]、喉頭を引き下げる作用が何らかの仕組みにより声帯の短縮をもたらすと考えられている。しかし、喉頭の下降そのものが声帯の短縮を引き起こす直接的な仕組みは見当たらず、舌骨下筋の収縮がどのような生理機構の連鎖によって F0 を下降させるかは、F0 下降の現象を考える際に常に問題となっている。

3 実験

今回の実験では、4 人の成人男性が母音 /a/ を声の高さを変えて発声したときの頭頸部の正中矢状断面の磁気共鳴画像を撮像した。その画像より F0 変化に関連して位置変化の認められた喉頭周囲の構造を抽出した。

3.1 実験方法

磁気共鳴コンピュータ断層装置を用いて頭頸部の正中矢状断面を撮像した。使用した装置は SMT-100GUX (島津) であり、静磁場強度は 1 テスラ [T] である。撮影方法は、スライス厚 10mm, TE=12msec, TR=30msec のフィールドエコー法であり、撮像時間は 1 画面あたり 4sec である。この撮像法の特徴は撮像時間が比較的短く、またプロトン密度画像に近い撮像法であるため軟骨組織が比較的高輝度で撮像されるため喉頭軟骨の形態計測に適している。撮像時には被験者は仰臥の姿勢で動作しないように頭部と腰部の 2 箇所を軽くベルトで固定した。また、F0 計測のため、被験者の頭上に取付けられた伝声管より取り出した音声を隣室のスピーカから出力し、その音声をマイクを通し DAT に記録した。被験者は、28 才 -43 才までの 4 人の健康な成人男性である。

3.2 実験手順

あらかじめ被験者の楽に発声できる音域を調べ、その範囲内で高い周波数から下限の周波数まで音階に合わせて母音 /a/ を持続発声させ撮像を行なった。周波数範囲は約 1~1.5 オクターブである。1 回の撮像毎に、まず発声すべき高さの楽器音被験者に聞かせ、同じ高さの音声を練習のため 1 度発声し、その後、再度発声を開始した直後に撮像を開始した。MRI の撮像中は装置から非常に大きな周期音が発生するため、音声の F0 は撮像前後の区間から抽出した。発声方法は、3 人の被験者 (A,B,C) に対しては自由な発声とした。1 人の被験者 (D) に対しては全ての周波数に対して喉頭の高さをできるだけ変化させない発声 (以下 D-1 とする) と、反対に積極的に喉頭の位置を変化させる発声 (以下 D-2 とする) の 2 回の実験を行なった。

3.3 画像の分析

上記実験により得られた画像を、計算機に取り込み各器官の抽出を行なった。分析の対象とした器官は、下顎骨、舌骨、甲状軟骨、輪状軟骨、披裂軟骨、頸椎である。記録された画像は自動的な画像抽出には適していないため、肉眼による輪郭の検出を行なった。頸椎以外に対しては各被験者毎に記録された画像のなかで最も鮮明に得られた画像を選び、各器官の正中面での基準の輪郭を抽出した。他の画像に対してはその抽出した輪郭が変化しないものとして、最も良く基準の輪郭のあてはまる位置及び傾きを探した。頸椎は第 2 頸椎の上端から第 7 頸椎の下端までの前壁をトレースした。各器官の位置を数値化するため、基準の輪郭に 2 ケ所の基準点を設定しておきその点の (x,y) 座標値により表すことにした。ただし、頸椎については輪状軟骨の 2 つの基準点を結ぶ線分に垂直な 2 本の直線を引き、それぞれの線と頸椎のトレースとの交点を求めて頸椎の基準点とした。図 1 に例を示す。図中の × 印が各器官の基準点である。

4 実験結果

実験により得られた MRI 画像を用いて F0 変化における各器官の相対変位を分析した。また F0 を調節する基本的な機構は輪状甲状関節を中心とする喉頭軟骨の回転であるため、各器官の角度の変化も求めた。

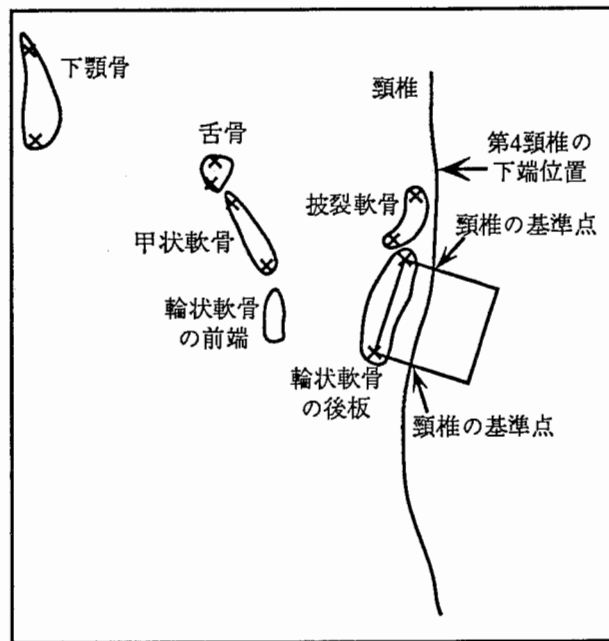


図 1: 喉頭周囲構造の輪郭抽出例

MRI から抽出した下顎骨、舌骨、甲状軟骨、輪状軟骨、披裂軟骨及び頸椎の輪郭を示す。×印は各器官の基準点を示す。

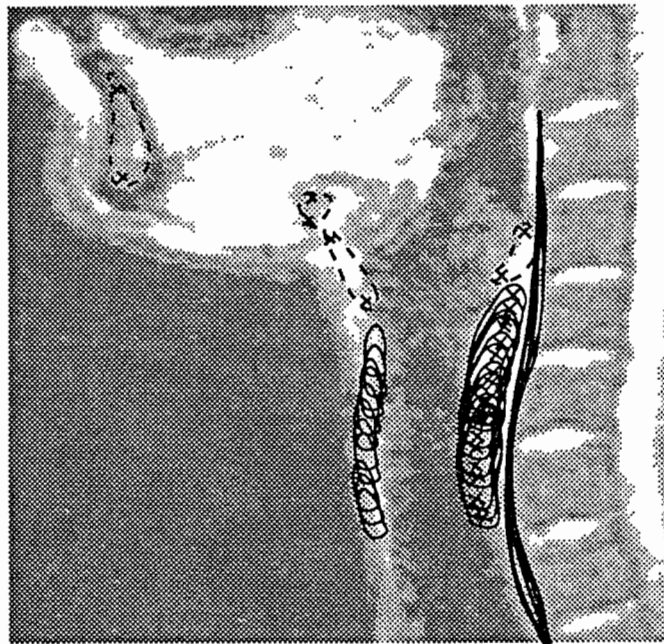


図 2: MR 画像及び各器官の抽出結果

点線の輪郭は 260Hz で発声した時の下顎骨、舌骨、甲状軟骨、披裂軟骨の抽出結果である。輪状軟骨と頸椎の前壁は全ての F0 での抽出結果を重ねて実線で表示した。

4.1 抽出結果

図2にMR画像及び各器官の抽出結果を示す。これは被験者Aの例であり、96-260Hzの範囲で発声したときの輪状軟骨の輪郭及び頸椎前壁のトレースを最も高い音声を発声したときのMRI画像の上に重ねて表示してある。また、図3に被験者A,B,Cの舌骨、甲状軟骨および輪状軟骨の軌跡を示す。この場合の軌跡とは各器官の2つの基準点の中点の軌跡を示している。これらの図から喉頭全体がF0の変化とともに上下し、特に輪状軟骨は頸椎の自然湾曲に沿って滑らか上下していることが観測される。図4は被験者Aの各周波数での各器官の抽出結果を輪状軟骨が重なるように回転させ重ねて表示したものである。2つの円は甲状軟骨の2つの基準点が全て乗るように描いた同心円である。この図より甲状軟骨は輪状軟骨上のある点に対して相対的に円運動を行っていることがわかる。この円の中心は輪状甲状関節であると想像されるが、解剖学的知識と比べると関節の位置が僅かに下方へずれているように思われる。この関節位置と回転中心とのずれは輪状軟骨と甲状軟骨とが回転運動だけでなく水平移動の成分を持つことを示している。従って、円運動ではなく楕円運動であり、円で近似したために回転中心が下方移動したのではないかと考えられる。

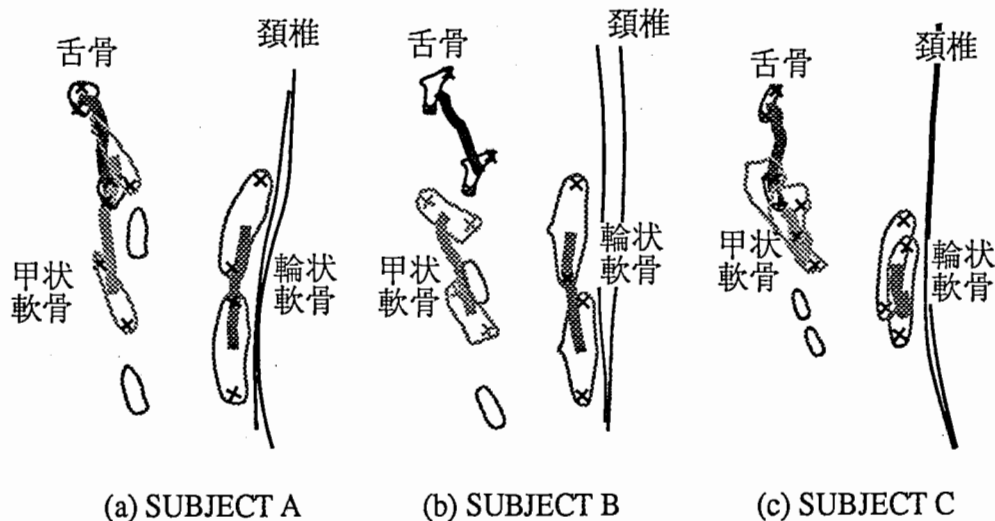


図3: 各器官の軌跡

各器官の輪郭は最も高いF0と最も低いF0を発声した場合の結果である。太線は全てのF0を発声した場合の各器官の2つの基準点の中点を結んだものである。

4.2 喉頭の上下運動

図5に喉頭の高さの変化を示す。輪状軟骨の2つの基準点の中間位置を喉頭の高さと決め、最も高い音声を発声したときの画像における第4頸椎の下端を基準(0)として、喉頭の相対的な位置を表している。図5(a)の被験者A,B,Cの結果より単純な音階を自然に発声した場合、F0の高さと喉頭の高さには正の相関があることがわかる。被験者Aでは96Hzから256HzのF0の範囲において喉頭の高さの変化は28mm、被験者Bでは104-190Hzの範囲で26mm、被験者Cでは123-250Hzの範囲で11mmの変化が見られた。被験者Cでは、低いF0で逆に喉頭が上昇している。これはあらかじめ発声する周波数の範囲を設定する時に自然な姿勢(立位)で発声を行ったため、MRI装置の中ではその範囲を発声できず、低いF0の範囲で無理な発声を行ったためであ

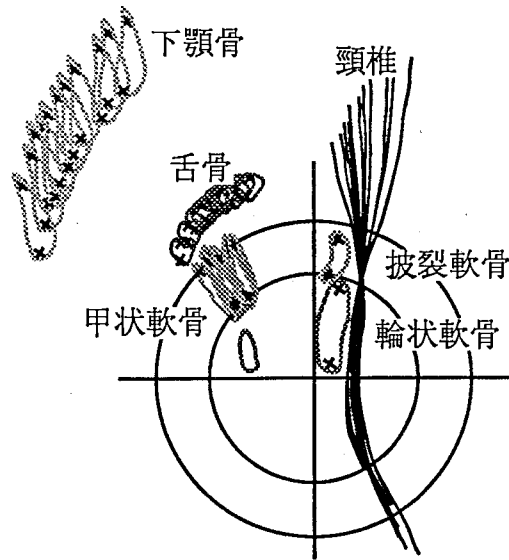


図 4: 輪状軟骨に対する相対変化

全ての F0 の輪郭抽出結果を輪状軟骨の位置と角度が重なるように回転移動させ重ねて表示した図である。図中の 2 重の円は全ての F0 での甲状軟骨の基準点を通るように描いたもので十字の交点はその中心を示す。

と考えられる。また図 5 (b) は被験者 D に喉頭の高さを変えない発声(1) と変える発声(2) を指示した時の結果であり、D-1 では高さがほとんど変化せず、D-2 で高さが十分変化していることから、指示通りの発声が行なわれていることが確認できる。

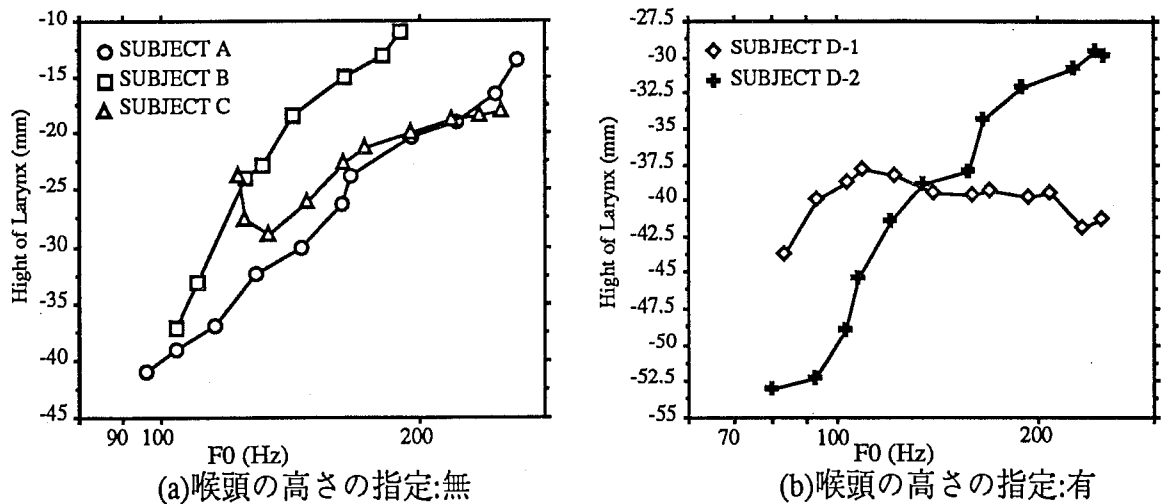


図 5: F0 下降に伴う喉頭の高さの変化

4.3 頸椎の湾曲と輪状軟骨の回転

F0 調節の生体機構における頸椎の効果を調べるため、全ての周波数において輪状軟骨の後板の傾斜角と輪状軟骨の高さにおける頸椎前壁の傾斜角を求めた。図 6 に輪状軟骨の後板及び頸椎の傾斜角の変化を示す。輪状軟骨の後板の傾斜角は輪状軟骨後板上の 2 つの基準点を結んだ線分の

傾きで表し、頸椎の傾斜角は輪状軟骨の高さにおける頸椎前壁上の2つの基準点を結んだ線分の傾きで表した。最もF0の高いときの傾斜角を基準(0)としてそれ以外の周波数に対しては角度の相対変化として表してある。図6の結果から被験者Bを除く全ての被験者で、輪状軟骨の後板と頸椎の角度変化は同様の傾向をもっておりF0の増加と共に角度が減少しているのがわかる。無理なく音階を発声した場合、頸椎全体の形の変化はわずかであるため、頸椎の傾斜角の変化は頸椎の自然湾曲に沿って輪状軟骨が上下することから生じたものと考えられる。したがって、頸椎の自然湾曲は輪状軟骨を回転させる主要な成分であると考えることができる。それに対し図6(b)の被験者Bでは、頸椎の角度はほとんど変化せず輪状軟骨の回転もわずかである。この現象は、F0調節には頸椎の自然湾曲に沿う輪状軟骨の回転以外に次節で述べるような他の要素があることを示唆している。また、頸椎の角度の変化より輪状軟骨の角度変化の方がわずかに多く回転する傾向は被験者Bだけでなく全ての被験者でみられた。

4.4 甲状軟骨と舌骨の位置変化

声帯の長さの変化に直接関与するもう一方の器官である甲状軟骨の位置(角度)の変化と、甲状軟骨の回転に影響を与える舌骨との距離の変化を求めた。図7は甲状軟骨の角度変化を表したものである。この場合も甲状軟骨の2つの基準点を結ぶ直線の角度を計測し、F0の最も低いときの角度を基準として角度の相対変化を求めた。被験者BとD-1ではF0の変化と共に甲状軟骨は回転しているが、それ以外の被験者では高いF0の範囲でわずかに回転しているのみである。被験者Bは頸椎の湾曲が少なく、D-1では喉頭の上下動が起こらない。従って、頸椎の湾曲により輪状軟骨が充分回転する場合には甲状軟骨はほとんど回転せず、輪状軟骨の回転だけでは充分声帯長を変化させられない場合に甲状軟骨の回転によって補償していることを示している。

図8は、F0変化に伴う舌骨と甲状軟骨との距離の変化を示したものである。計測点は舌骨体部下端付近と甲状軟骨切痕付近の基準点であり、この2点間の距離を求めた。図はF0の最も高い時の距離を基準として相対変化を表したものである。舌骨と甲状軟骨との距離の変化が大きかった被験者はAとD-2である。これらの被験者では、輪状軟骨が頸椎の自然湾曲により充分回転しており、甲状軟骨はF0の低い範囲でほとんど回転していない。したがって、自然湾曲による輪状軟骨の回転によってF0の調整できる領域では甲状舌骨筋(TH)の弛緩により舌骨と甲状軟骨間の距離が増大する現象がおこり、輪状甲状関節の回転が促進されると考えられる。

4.5 喉頭の上下運動を伴わない場合

喉頭の下降を伴うF0変化(D-1)と喉頭の高さを固定したF0変化(D-2)を比較した時の、喉頭の位置変化の差異について調べた。図9は、D-1とD-2において、頸椎の前壁のトレース、輪状軟骨、および舌骨の輪郭の抽出結果を全てのF0について重ね合わせたものである。喉頭の高さを固定した場合は、F0下降に伴い第2～5頸椎が大きく前方に移動しているのがわかる。輪状軟骨の後板の上半部に第5頸椎が接しており、輪状軟骨の上半部が前方に押し出されて声帯長を減少させる方向に回転している。

喉頭の上下運動を伴う場合と伴わない場合の、F0と声帯長との関係を図10に示す。図中の声帯長の値は甲状軟骨の下端付近の基準点と披裂軟骨の下端付近の基準点との距離であり、解剖学的には厳密ではないが、声帯長の真値と比例関係にあるとみなすことができる。図より喉頭の上下運動の有無に関わらずF0の対数に比例して声帯長が増加することがわかる。しかし、上下運動のある場合と無い場合で比較すると、同じ被験者の結果にも関わらず同じF0を発声した場

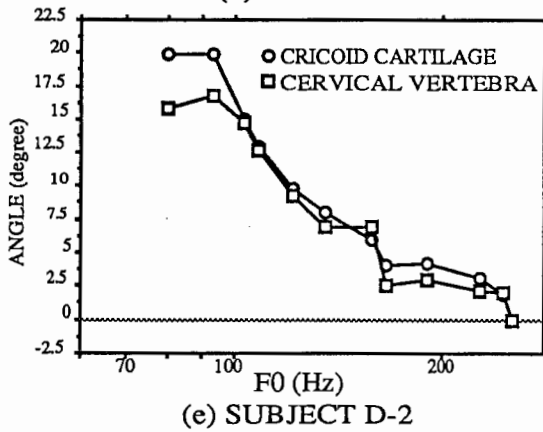
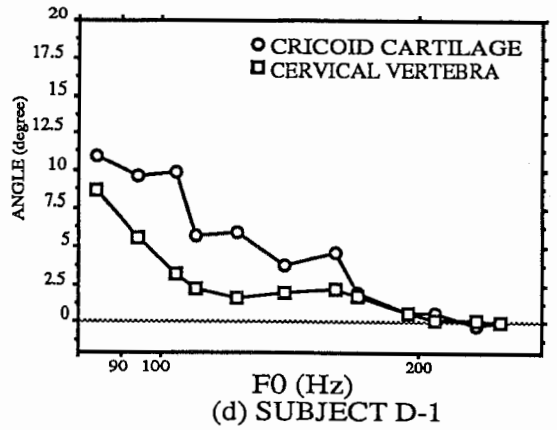
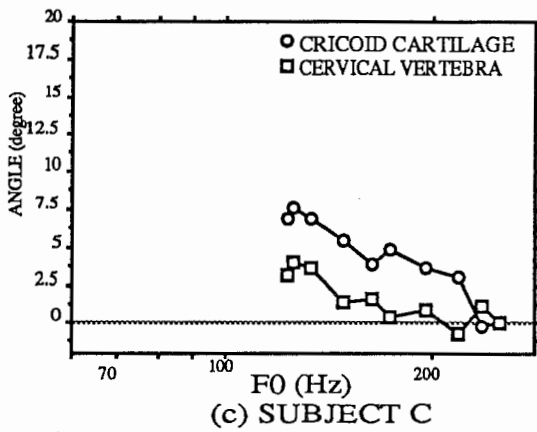
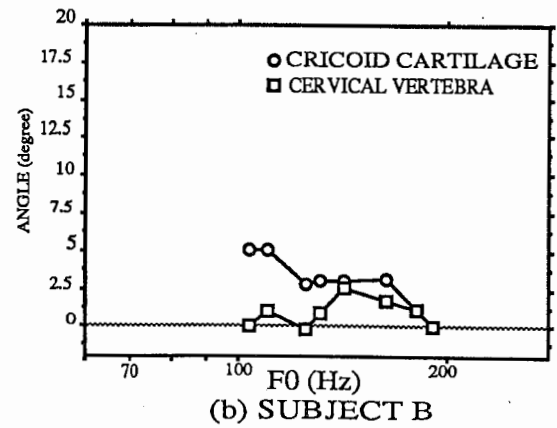
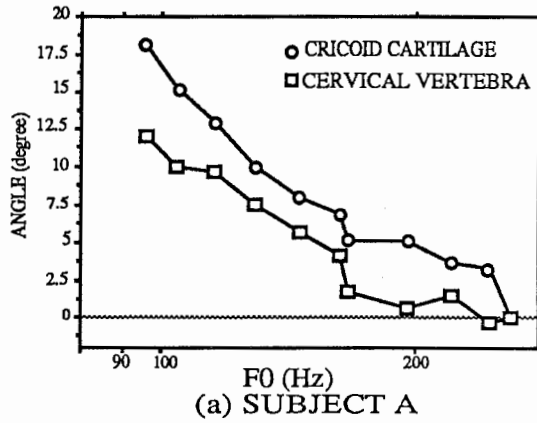


図 6: F0 下降に伴う輪状軟骨の後板及び頸椎前壁の傾斜角の変化
縦軸は傾斜角の相対変化を示したもので、最も高い F0 を基準 (0) としている。横軸は発声した F0 を対数で示したものである。

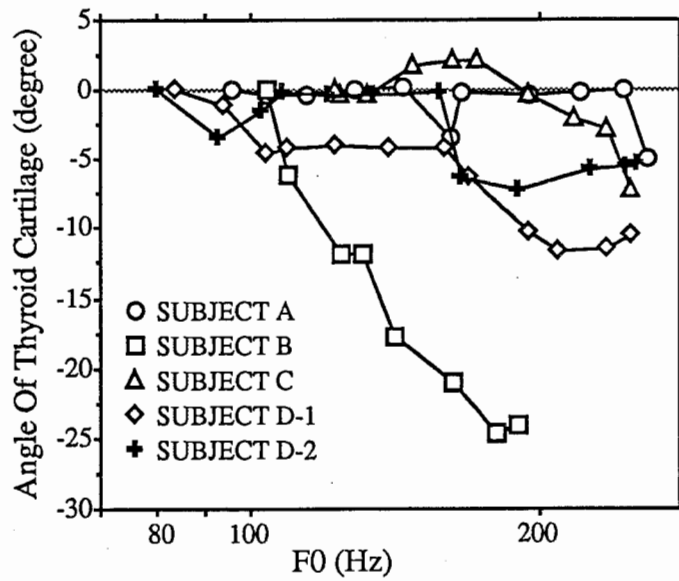


図 7: F0 下降に伴う甲状軟骨の角度変化

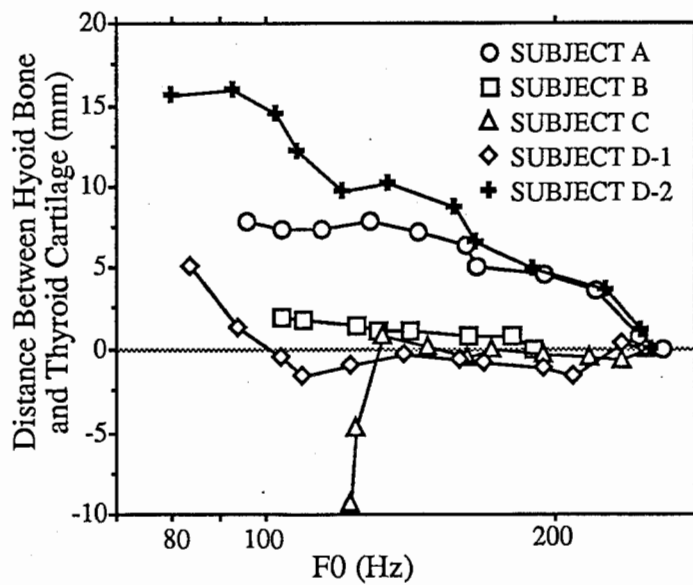


図 8: F0 下降に伴う舌骨と甲状軟骨との距離の変化

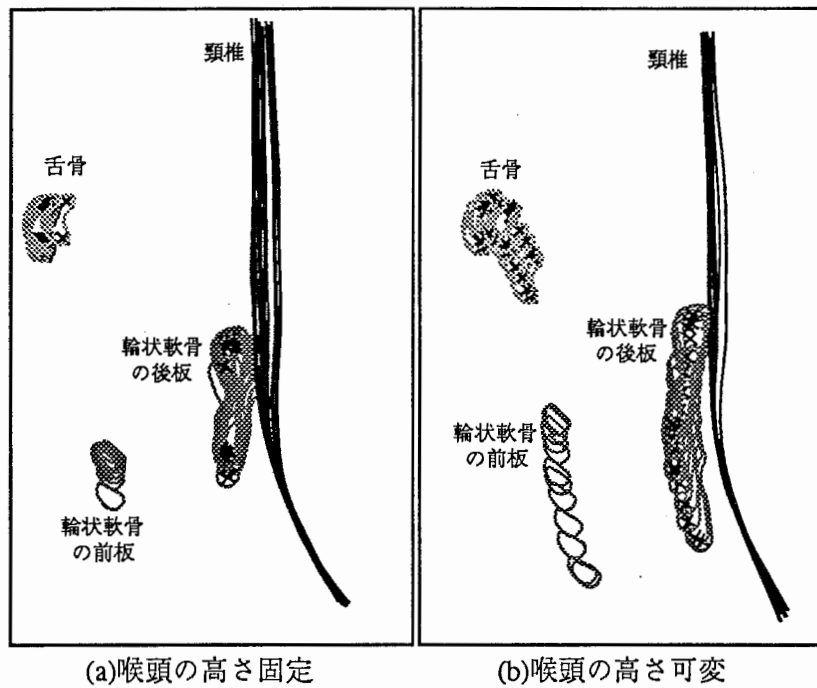


図 9: 喉頭周囲構造の抽出結果

同一被験者で (a) 喉頭の高さを変化させないようにして F_0 を変化した場合 (F_0 :250~84Hz) と (b) 喉頭の高さを積極的に変化させることによって F_0 を変化した場合 (F_0 :253~80Hz) の頸椎、舌骨、輪状軟骨の輪郭の抽出結果。

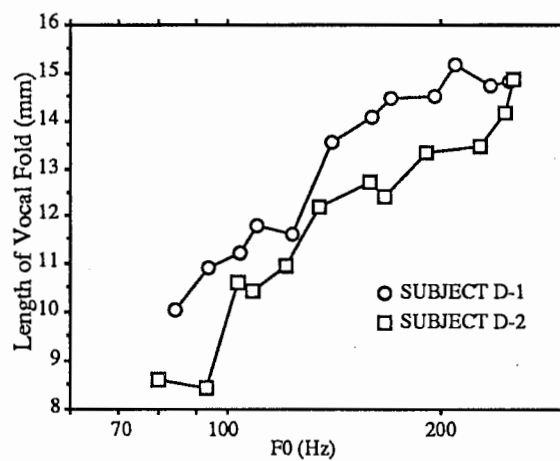


図 10: F_0 下降に伴う声帯長の変化

合の声帯長は喉頭の高さを固定した時の方が全体的に長くなっている。このことから、喉頭の上下動の有無に関わらず F0 の調節は主に声帯長の長さの調節によって行われていると考えられるが、長さ以外にも F0 の調節に関与する要素が存在することが示されている。

5 考察

5.1 頸椎の自然湾曲による輪状軟骨の回転

頸椎の自然湾曲と輪状軟骨の回転との関連性は従来の研究では指摘されていなかった新しい知見である。今回の実験では、仰臥位で撮像を行なったため直立姿勢の状態に比べ頸椎の湾曲が少なくなっていると考えられる。実験前に直立の状態ですら発声できる音域を調べたにもかかわらず、実験時の音域の方が狭くなる傾向が見られたが、これは仰臥位になることにより頸椎の湾曲が減少したためと考えることができる。

頸椎と輪状軟骨後板の傾斜角の比較において、頸椎の傾きの変化の程度より輪状軟骨の角度の変化の程度が大きいという結果が得られている。これは、輪状軟骨の回転を頸椎の自然湾曲だけでは十分に説明できない場合があることを示唆している。勿論、周波数の高い領域では輪状甲状筋 (CT) の弛緩による影響と考えられるが周波数の低い領域でも同様に見られる。したがって、輪状咽頭筋 (CP) の収縮によって生じた膨らみによる輪状軟骨の回転 [9] など、その他の要素も存在すると考えられる。

5.2 舌骨による甲状軟骨の回転

F0 の下降に伴って甲状軟骨も声帯長の減少の方向に回転する現象が認められた。ほとんどの場合、頸椎の湾曲による輪状軟骨の回転に比べ甲状軟骨の回転する程度は小さく、また回転の見られない周波数領域もあるため、甲状軟骨の回転は輪状軟骨の回転を補う要素と考えられる。甲状軟骨が大きく回転する被験者では舌骨と甲状軟骨との距離が増大せず、また図 3 からそのような被験者は舌骨が下降しながら後方へ移動していることがわかる。それらのことから、舌骨の後方移動に伴って甲状軟骨の上部が後方に回転することによって生じた結果はないかと考えられる。ただし、Sonninen[10] が指摘している様に、甲状舌骨筋と胸骨甲状筋の同時収縮によってもこのような甲状軟骨の回転をもたらす可能性も残っている。

5.3 喉頭の高さが変化しないときの F0 下降機構

喉頭の高さを固定した状態であっても F0 を下降させることができる。喉頭の高さを変える発声を行なうときは喉頭を上下させるだけで頸椎の自然湾曲に従って輪状軟骨が回転するが、喉頭の高さを変えない発声では、頸椎の変形によって輪状軟骨を回転させる現象がみられた。従来、声道の後壁は形の変化しないものとして取り扱われてきたが、声の高さを変えるために咽頭後壁が変形する現象は非常に興味深い観測結果である。

また、同じ被験者で同じ F0 を発声しているにも関わらず、喉頭の上下動を伴わず輪状軟骨の回転が少ない場合の方が全体に声帯長が長くなることから、声帯長以外にも F0 を変化させる要因があることが明らかとなった。その要因としては従来から報告されているように、声帯筋や甲状披裂筋の収縮、披裂軟骨の内向力の増加による声帯の実効振動長の減少など [11] などが考えられるが、MRI の正中矢状断面のみではどの要因が影響しているのかを判断できない。いずれに

しても頸椎の変形は、喉頭の上下動による調節法より F0 調節のために余分な発話努力を要するものであり、これも頸椎の自然湾曲を利用できない場合の補助的な要素の一つであると考えられる。

6 F0 下降機構

今回の実験で行なわれた持続発声における F0 下降の生理機構を以下にまとめる。図 11 に説明図を示す。基本的に、F0 の調節は声帯長の変化によって行なわれていると仮定する。頸椎が湾曲している場合図 11(a) は、喉頭を下降させることによって、頸椎の自然湾曲に沿って輪状軟骨を回転させ声帯長を短くする。また、頸椎の自然湾曲が充分大きい場合、甲状舌骨筋を弛緩させ甲状舌骨と甲状軟骨との距離を増加させることによって、舌骨の影響を減少させ喉頭の下降を助長する場合もある。頸椎の湾曲が充分でない場合は、頸椎を変形させ湾曲を増したり、輪状軟骨の回転角の減少を補うために舌骨を後方へ移動させることにより声帯長が短くなるように甲状軟骨を回転させる (図 11(b)) などの調節を行って F0 を下降させると考えられる。

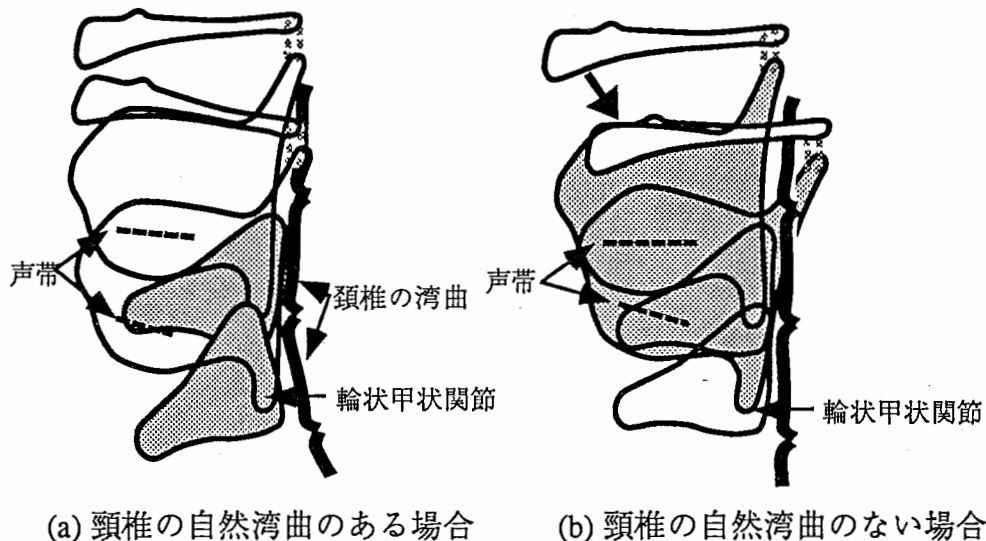


図 11: F0 調節の生理機構

(a) 頸椎の自然湾曲のある場合は、喉頭の上下運動によって輪状軟骨の接する位置の頸椎の傾斜角が変化し輪状軟骨が回転し声帯の長さを変化させる。(b) 自然湾曲がない場合は、舌骨の前後方向の移動に伴って甲状軟骨が回転し声帯の長さを変化させる。

7 おわりに

音声の基本周波数 (F0) の調節は主に輪状甲状筋 (CT) による輪状甲状関節を中心とする回転によって行われていることは従来より報告されている。しかし、CT 以外にも F0 の変化にもなって活動する筋の存在がいくつか報告されている。その中でも喉頭の上下運動に関連する筋肉の活動は明らかなものであり、また喉頭の上下運動も現象として明らかに観測されるものであるため、これらの筋の活動も F0 を変化させるための一つの調整要素であると考えられる。今回の研究では磁気共鳴画像法 (MRI) を用いて F0 を下降させたときの喉頭周囲構造の位置変化を分析するこ

とにより喉頭の上下運動による F0 調節の生理機構を調べた。その結果、輪状軟骨と甲状軟骨だけでなく頸椎、舌骨などの器官も F0 調節に大きな役割を果たしていることが確認された。その中でも頸椎の自然湾曲による輪状軟骨の回転は従来の研究で指摘されていなかった新しい知見である。この生理機構は、喉頭の上下運動を輪状甲状関節の回転に変換する生理機構であるため、従来から問題とされてきた F0 下降時の舌骨下筋の活動、喉頭の下降傾向を説明できる F0 下降の主要因であると考えられる。また、従来から何人かの研究者によって報告されているように、甲状輪状関節の水平移動の成分や CT 以外の内喉頭筋の F0 への影響なども確認された。

参考文献

- [1] Y. Katsuki: "The function of the phonatory muscles," Japan J. Physiol., 1, 29-36 (1950).
- [2] A. Sonninen: "Is the length of the vocal cords the same at all different level of singing?," Acta Otolaryngol. Suppl., 118, 219-231 (1954).
- [3] 藤崎博也: 「人間と音声」音の科学 (朝倉書店, 東京, 1988) , p. 66-85.
- [4] 本多清志: 「音声基本周波数の上昇における輪状甲状筋の部位別の機能」音講論集 1-2-7, 115-116 (1988.10).
- [5] 本多清志: 「音声基本周波数の調節に関与する内外喉頭筋の機能」音講論集 1-6-1, 157-158 (1987.10).
- [6] K. Honda: "Relationship between pitch control and vowel articulation," in Vocal Fold Physiology, edited by D.M. Bless and J.H. Abbs, (Collage-Hill Press, San Diego, CA, 1983) ,286-299.
- [7] 新美成二, 「日本語・英語・中国語におけるアクセントの生成の生理学的比較」講座日本語と日本語教育, 杉藤美代子編 (明治書院, 東京, 1990) , 332-348.
- [8] 杉藤美代子, 日本語アクセントの研究 (三省堂, 東京, 1982) , p. 211-236.
- [9] K. Honda and O. Fujimura, "Intrinsic vowel F0 and phrase-final F0 lowering: phonological vs. biological explanations," in Vocal Fold Physiology, edited by J. Gauffin and B. Hammarberg, (Singular Publishing Group, Inc., San Diego, CA, 1991), 149-157.
- [10] A. Sonninen, "The external frame function in the control of pitch in the human voice," Ann. N.Y. Acad. Sci. 155, 68-89 (1968).
- [11] D. J. Broad, "Phonation" in Normal aspects of speech, hearing, and language, edited by F. D. Minifie, T. J. Hixon and F. Williams, (Prentice-Hall, Inc. Englewood Cliffs, New Jersey, 1973), 127-167.

付録 MRIにおけるスピンエコー法とフィールドエコー法

MRI (Magnetic Resonance Imaging) とは磁気共鳴現象を利用した画像診断に於ける新しいモダリティである。MRIに於いて画像信号を得る為には、静磁場方向と垂直に交わる平面上に置かれた受信アンテナに誘導電流を発生させるよう、この平面上に倒された磁化ベクトルの位相を揃える必要がある。位相を揃える方法を大別した場合、磁化ベクトルの方向を180度変化させるようなラジオ周波数の電磁波(RFパルス)を用いる方法と傾斜磁場を反転する方法がある。前者はスピンエコー(SE)系列、後者はグラジエントフィールドエコー(GFE)系列と呼ばれ、それぞれに得られた画像コントラストが微妙に変わって来る。例えばSE法の信号強度 I_{se} は

$$I_{se} = k f \rho (1 - e^{-TR/T_1}) e^{-TE/T_2} \quad (1)$$

{k: 定数、f: 流速、 ρ : プロトン密度、TR: 繰り返し時間、TE: エコー時間、T1: 縦緩和時間、T2: 横緩和時間}

の式で示され画像コントラストは主にTR、TEという撮像パラメータと組織の緩和時間によって決定される。MRIに於ける検査時間は $TR \cdot NEX \cdot MAT$ {NEX: 繰り返し回数、MAT: マトリックス数} によって決まりTRを短くすることで撮像時間の短縮をはかることが出来るが、 $TR \ll T_1$ の条件下では磁化ベクトルの回復が不十分なため信号強度が著しく低下し十分な撮像が行えなくなる。このため磁化ベクトルの倒れる角度を90度より小さくし、傾斜磁場の反転で信号を得る方法を用いることで高速撮像を実現させた方法がGFE法である。GFE法での信号強度 I_{fe} は $TR \gg T_2^*$ または残留横磁化の影響が無い状態で

$$I_{fe} = k \rho \{ (1 - e^{-TR/T_1}) \sin \alpha / (1 - \cos \alpha e^{-TR/T_1}) \} e^{-TE/T_2^*} \quad (2)$$

{T2*: 磁場の不均一の影響を受けた横緩和時間}

となりTR、TE、Flip Angleが画像コントラストに影響を与える。このような高速撮像法で高い信号強度を得るためにはErnst角と呼ばれる最大信号が得られるFlip Angleの近傍で撮像をすることが望まれる。TR、TEが一定の場合Ernst角 α_{er} は(2)式より $\alpha_{er} = \cos^{-1} e^{-TR/T_1}$ で求められる。又、 $TR \ll T_2$ の条件下では横磁化が常に残留する状態となり(2)式に於ける信号強度の式をそのまま使用することが出来ず画像コントラストも変化することになる。GFE法はSE法に比して高速撮像という点では有利であるが撮像パラメータが1つ増えるだけで画像コントラストそのものが微妙に変化するため非常に難解な画像となる。今回の実験では短時間での撮像が可能なGFE法を利用し目的部位が観察できる程度に画質を犠牲にし4秒/スライスでデータ採取を行なった。TR、TEが共に短くFlip Angleも小さいパラメーターで撮像したためプロトン密度を反映した画像となっている。