

軟口蓋運動の非侵襲的観測法の
開発とその応用に関する研究

堀 口 利 之

軟口蓋運動の非侵襲的観測法の
開発とその応用に関する研究

堀 口 利 之

目次

論文梗概	2
1. はじめに	4
2. 軟口蓋運動観測装置の開発と評価	6
2-1 機器の開発	6
2-1-1 試作機原理	6
2-1-2 使用方法	10
2-1-3 計測方法	12
2-2 機器の評価	16
2-2-1 発話資料	18
2-2-2 実験	20
2-3 実用機の制作	28
2-3-1 目的	28
2-3-2 方法	29
2-3-3 実験	30
2-3-4 結果及び考察	34
2-4 小括	37
2-5 機械特性の検討	39
2-5-1 実験 1	39
2-5-2 実験 2	46
3. ペロトレースの実験音声学的応用	54
3-1 目的	55
3-2 対象	56
3-3 方法	57
3-4 結果	59
3-5 考察	82
4. ペロトレースの臨床応用	85
4-1 目的	85
4-2 対象及び方法	85
4-3 結果	87
4-4 考察	87
5. 考察	90
5-1 X線を使用するもの	92
5-2 内視鏡などを使用するもの	94
5-3 その他方法	95
5-3-1 nasographとvelograph	95
5-3-2 Christiansenらの方法	97
5-3-3 電磁誘導を利用した方法	98
5-4 ペロトレースについて	98
参考文献	105

軟口蓋運動の非侵襲的観測法の

開発とその応用に関する研究

論文梗概

軟口蓋運動を非侵襲的に実時間で観測するための器具、Velotrace（以下、ペロトレース）を開発し、正常者、及び病的症例の軟口蓋運動を観測し、その有用性を確認した。

ペロトレースは内部レバーと体外センサー、それらを繋ぐブッシュロッドにより構成される。ペロトレースは、内部レバーが軟口蓋の鼻腔面に位置するように鼻腔内に挿入される。軟口蓋の動きが内部レバーに伝達され、ブッシュロッドを介して、鼻外に位置する外部センサーに感知される。

ペロトレースの信頼性の評価のため、ペロトレースを正常者に挿入した状態でX線映画撮影を行ない、ペロトレースの内部レバーが軟口蓋運動によく追従することを確認した。

ペロトレースを実際に、実験音声学、及び臨床の場で用いてその有用性を確認した。

文献上報告されている種々の軟口蓋運動観測法との比較考察を行なった。ペロトレースは大きな設備を必要とせず、X線被爆等もなく非侵襲的な検査であり、またデータの収集、解析に要する時間、労力も最少で、従来比較的困難であった軟口蓋運動の観測が、容易に実時間で行なえる可能性が示唆された。

1. はじめに

鼻咽腔閉鎖の程度が言語音の鼻音性を決定する大きな要素であるため、音声言語生成の立場から従来より、鼻咽腔領域に関して多くの研究がなされてきた^{1)~5)}。鼻咽腔閉鎖機能を評価するために、数多くの方法が導入され、軟口蓋運動の意義も、種々の観点から検討された。それらのひとつとして、軟口蓋の高さは鼻咽腔が完全に閉鎖された状態でもさらに変化するものの、完全に閉鎖する以前の状態では、原則として、鼻咽腔の開き具合は軟口蓋の位置に依存することが見いだされた^{6)~7)}。鼻咽腔が閉鎖された後の閉鎖部より上方での軟口蓋の運動は、軟口蓋そのものと口蓋帆挙筋との解剖学的な位置関係による。すなわち、口蓋帆挙筋の上方の付着部は鼻咽腔閉鎖が行なわれる位置よりも上方にあり、鼻咽腔閉鎖後も筋の収縮により、軟口蓋はさらに上方に運動を続ける。従って、軟口蓋の運動は、鼻咽腔閉鎖後も、軟口蓋を動かす運

動指令を反映しているものと考えられる。即ち、軟口蓋の垂直方向の位置計測は、軟口蓋の運動制御に関する知見をもたらし、さらには、臨床の場における軟口蓋機能の評価についても、その可能性を拡大するものと考えられる。そこで従来から用いられている正中矢状面でのX線による軟口蓋運動の観測法に代わるものとして、新しい観測器具、ペロトレースを開発し、それを用いて観測を行なった。ペロトレースは、軟口蓋の位置情報をアナログ信号として出力するため、データの収集にはX線照射や、映画、ビデオなどの一駒一駒の分析を必要としないので、検者、被検者にとっての負担が大きく軽減される。

以下に、ペロトレースの原理、信頼性について、またその実験音声学における応用、臨床応用の一部について述べ、従来からの観測法との比較を行なう。

2. 軟口蓋運動観測装置の開発と評価

今回開発した新しい軟口蓋運動観測装置は、以下の7条件を満たすものとした。

- ① X線被爆などが無く、非侵襲的であること。
- ② 軟口蓋運動を実時間で観測できること。
- ③ 構音器官の自然な運動を妨げないこと。
- ④ データの収集、解析に要する時間が最少であること。
- ⑤ データの信頼性が高いこと。
- ⑥ 機器自体の構造が単純で信頼性が高いこと。
- ⑦ 可能な限り手軽であり、臨床の場で用いるのが容易であること。

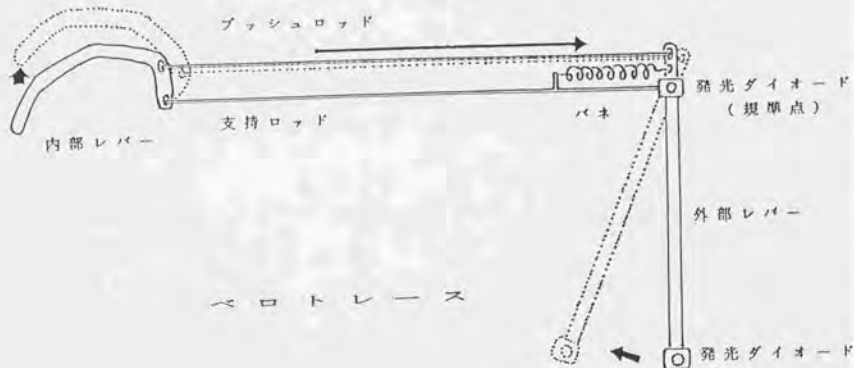
尚、この軟口蓋運動計測装置は軟口蓋 (velum) の動きを観測する (trace) ことから Velotrace (ベロトレース) と命名した。

2-1 機器の開発

以下に試作機最終型の概要を示す。

2-1-1 試作機原理

ペロトレースは、内部レバー、外部レバー、ブッシュロッドの3つの部分より構成される。ペロトレースの構造の模式図を図2-1に示す。レバーとブッシュロッドは支持ロッドにより支えられている。2本のレバーはブッシュロッドでつながれ、内部レバーが上方に動けば、外部レバーの先端は被検者の方向に動くようになっている。つまりペロトレースを経鼻的に挿入し内部レバー先端をを軟口蓋鼻腔面に接触させることにより軟口蓋の上下動を外部レバーの動きとして観測できるのである。機械系の周波数特性を改善するために小さなバネを付け、内部レバー先端を軟口蓋鼻腔面に常に密着させ軟口蓋の素早い下方への運動に追従できるようにしている。実際のペロトレースの試作機を写真2-1に示す。外部レバーの先端にあるのは後述の赤外線発光ダイオードである。また外部レバーの支点より出ているコードはダイオードの電源コードである。内部レバーの有効長、すなわち、その支



図式モデル機（試作機）の内部機構を示す。内部機構は、内部レバー、支持ロッド、プッシュロッド、バネ、外部レバー、発光ダイオード（規準点）から構成されている。外部レバーは、内部レバーの動きに応じて、発光ダイオードの位置を調整する。内部レバーは、プッシュロッドの動きに応じて、支持ロッドの位置を調整する。支持ロッドは、バネの力によって、一定の位置に保たれる。発光ダイオードは、外部レバーの動きに応じて、発光する。内部レバーは、プッシュロッドの動きに応じて、支持ロッドの位置を調整する。支持ロッドは、バネの力によって、一定の位置に保たれる。発光ダイオードは、外部レバーの動きに応じて、発光する。



写真 2-1 ベロトレース (試作機)
 外部レバーの先端及び支点にあるのは赤外線発光ダイオードである。また外部レバーの支点より出ているコードはダイオードの電源コードである。内部レバーの有効長は30mm、外部レバーの有効長は60mm、プッシュロッドの有効長は150mmである。

点から先端までの距離は30mm、外部レバーの有効長は60mm、ブッシュロッドの有効長は150mmである。挿入部の高さ、幅はそれぞれ最大部分において4mm、3mmである。ちなみに国内で一般に使用されている鼻咽腔ファイバースコープは、各社ともに細いタイプのもので先端部直径が約3.9mmであり、ペロトレースはこれらとほぼ同程度の細さである。

2-1-2 使用方法

ペロトレースは、経鼻カテテル挿入法に準じて、鼻腔内に局所麻酔を施し、さらに必要とあれば粘膜収斂剤を噴霧し、咽頭後壁が総鼻道を通じて見えるようになった時点で挿入される。図2-2はペロトレースが挿入された状態の正中矢状断の模式図を示す。軟口蓋の動きが内部レバー、ブッシュロッドを介して外部レバーに伝えられる様子を示している。ペロトレースはファイバースコープとは異なり、硬性ではあるが、被検者の鼻腔内に

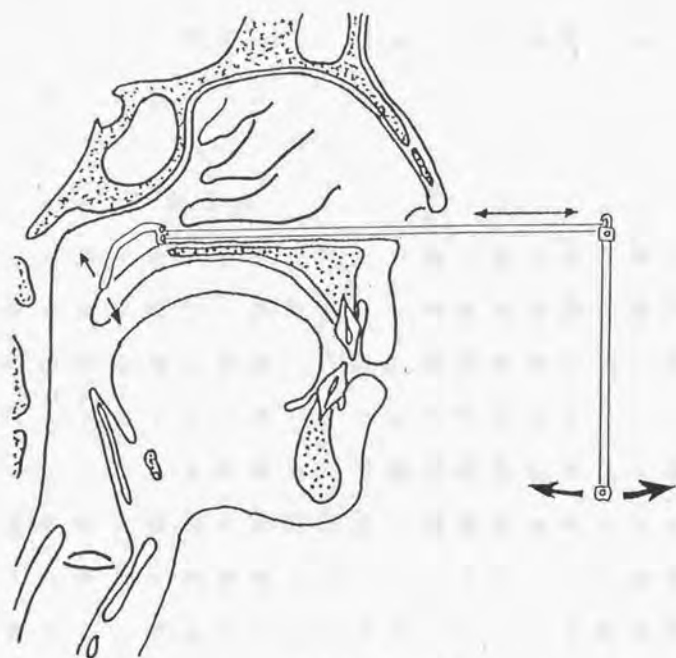


図 2-2 ベロ口トレスを挿入したところの正中矢状断面の模式図を示す。軟口蓋の動きの様子を示す。挿入したところの正中矢状断面の模式図を示す。軟口蓋の動きの様子を示す。

特別な病的変形などが無い限り挿入は容易である。以下の試作機の評価実験に参加した男性3名、女性1名、及び実用機の評価実験に参加した男性2名、女性1名、計7名の被検者のうち、機器挿入に起因する不快感を訴えた者はいなかった。

2-1-3 計測方法

計測中は、内部レバーが軟口蓋の鼻腔面に乗った状態で、内部レバーの支点が硬口蓋の後端の位置に来るように、被検者がかぶったヘッドバンドに付いたクランプにより、ペロトレースを鼻前部で被検者の頭部に対して固定する。観測に先立って、実験毎にペロトレースの位置を再調整するが、それについては後述する。写真2-2はペロトレースを被検者に挿入、鼻前部に固定した状態である。こうすることによってペロトレースは被検者の上顎に対して固定されるので、軟口蓋の上顎に対する位置が判る。



写真2-2 ベロトレスを挿入したところ
 内部レバーの支点
 が硬口蓋の後端に固定された状態
 で、内部レバーの支点が鼻前部で被検者の頭部

外部レバーの動きを観測する方法は幾つか考えられる。例えば、ストレインゲージや磁気角度センサー等を組み合わせれば、ペロトレースを、大きな付帯装置を必要としない手軽な臨床検査の道具として使用することも可能であろう。他の方法としては、外部レバーの先端に取り付けられた赤外線発光ダイオード（IR-LED）の位置を、光半導体位置検出装置（PSD）⁹⁾により計測することもできる。今回の実験のPSDによる観測システムの概略を図2-3に示す。PSDは軟口蓋運動によるIR-LEDの位置を電圧のアナログ変化として出力し、実時間でオシロスコープで観察し、データレコーダに記録した後、計算機で解析する。

以下の実験では、被検者にペロトレースを挿入後、経鼻深吸気、空嚥下を行なわせ、その際にペロトレースの外部レバーの振れ幅が最大になるペロトレースの位置を確認し、その位置でペロトレースを固定している。即ち経鼻深吸気で下がりきった軟口蓋の位置、嚥

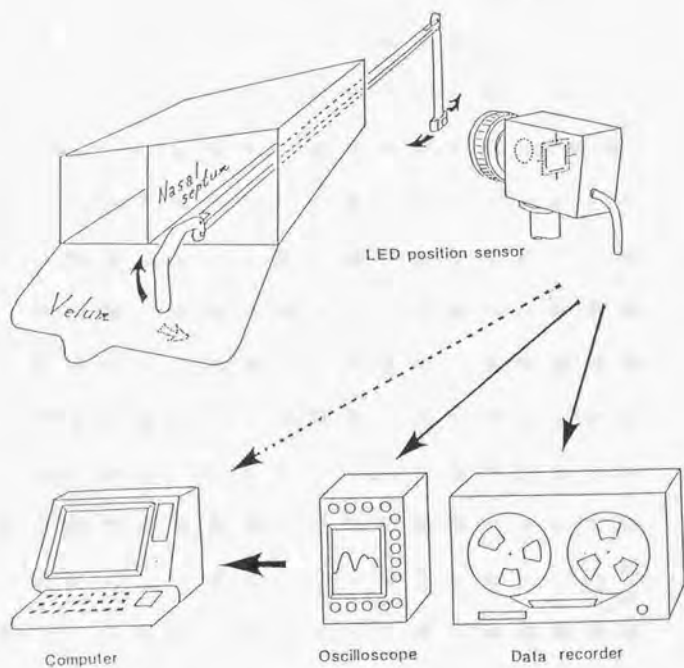


図 2-3 観測システム概略
 概略図は、鼻腔の内部に挿入されたプローブの先端に、赤外線発光ダイオード（IR-LED）を装着し、鼻腔の動きを観察、記録する。鼻腔の動きを観察、記録する。鼻腔の動きを観察、記録する。

下で上がりきった軟口蓋の位置にペロトレースの内部レバーが追従することを実験毎に確認することにした。

前述のシステムで記録した軟口蓋運動の一例を図2-4に示す。図は被検者が「It's a flea sop again.」と7回発話した際の各々のペロトレース信号を、音声信号の[s]の摩擦の終わりを基準点として重ね合わせたものである。縦軸は上方に軟口蓋の挙上を示す。横軸は時間軸である。図の中の四角形は検査語中の音声信号の視察により求めた各音素の音響学的境界を示し、境界線上のH字はそのばらつきを示す。ペロトレースにより記録された軟口蓋の運動軌跡が個々の発話において非常に安定で、一定のパターンを示した。これにより、ペロトレースによって軟口蓋運動が観測できる可能性が確認できた。

2-2 機器の評価

ペロトレースの信頼性の評価のための実験

を行なった。ペロトレースを正常者被検者に挿入した状態でX線映画撮影を行ない、ペロトレースの内部レバーが軟口蓋運動によく追従することを確認した。

2-2-1 発話資料

実験に用いた2群の2音節単語を表2-1に示す。第1群の単語は、語中に非鼻子音-鼻子音の組み合わせを含み、非鼻子音の構音動作に続く鼻子音の構音の際の軟口蓋の下降を観察するために用いた。これらの発話の際の軟口蓋の動きをペロトレースを用いて観測することにより、軟口蓋の下方への速い運動に、ペロトレースがどの程度追従するかを確かめることができる。反対に、第2群の単語は、語中に鼻子音-非鼻子音の組み合わせを含み、鼻子音の構音動作に続く非鼻子音の構音の際の軟口蓋の挙上を観察するために用いた。この場合には、軟口蓋の上方への速い運動にどの程度追従するかを確かめることがで

第 1 群

第 2 群

/fizmip/

/fimzip/

/fazmap/

/famzap/

第 3 群

/fasmip/

/fasmap/

表 2 — 1 檢 查 語 表

きる。第3群の単語は、第1、2群の有声子音に対する無声子音を含む物の対照として用いた。

2-2-2 実験

目的及び方法

被検者は、米国人男性1名である。被検者の一方の鼻腔に、ペロトレースを内部レバーが軟口蓋の鼻腔面に乗った状態に挿入し、もう一方の鼻腔には、X線映画上で軟口蓋の位置を明らかにするために、軟口蓋から中咽頭にかけて軟口蓋の鼻腔面に沿って細い金の鎖を留置した。X線の照射範囲の制限から、また、実験の目的が内部レバーがいかにか軟口蓋に追従するかを見ることであつたので、外部レバーは撮影範囲に含まなかった。X線映画は毎秒60駒で撮影した。実際に撮影された映画の一駒を写真2-3に示す。X線映画と同時に音声信号と16mm撮影機からの同期信号を多チャンネルデータレコーダに取り込み、あ

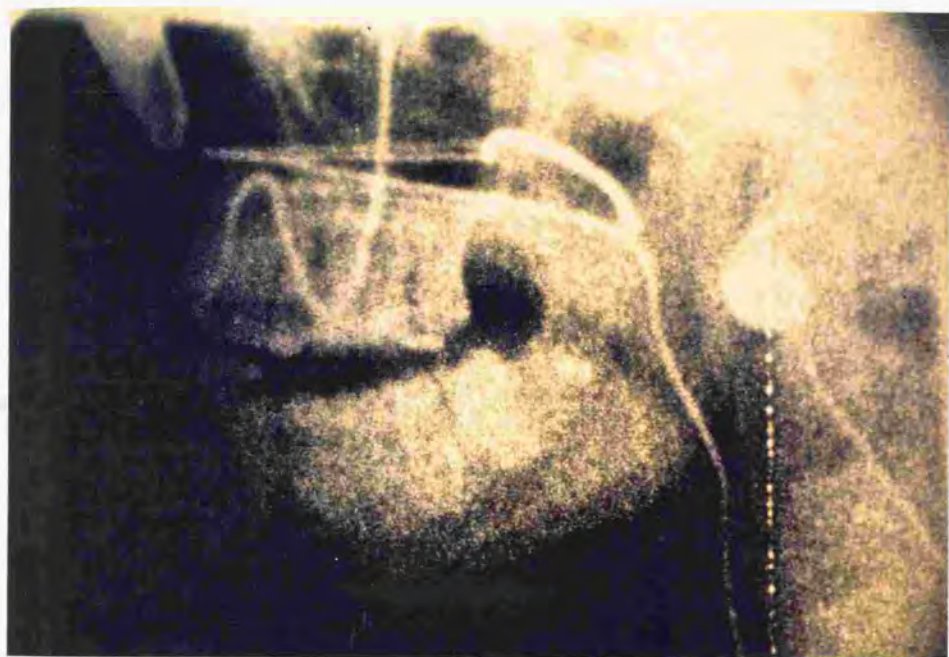


写真 2-3 ペロトレースを挿入した状態のX線側面像
 一方の鼻腔にペロトレースの一方を鼻腔から中咽頭に掛けて軟口蓋の鼻腔面に乗った状態に於いて、X線映上で軟口蓋の位置を明らかにした。

とからの分析で映画の一駒一駒と音声信号の対応を付けた。音声信号は毎秒10,000サンプル、ペロトレースの信号と同期信号は毎秒200サンプル、共に量子化精度12ビットで計算機に取り込み、計算機上でオフラインで分析した。

結果及び考察

図2-5に、X線映画上の今回の計測点、すなわちペロトレースの内部レバーの金属部分の先端①、ペロトレースにより計測されるべき軟口蓋上の点②、ペロトレースの内部レバーの支点③、規準点として上顎歯列後端④、上顎切歯に張り付けた鉛玉⑤を示す。点②は、ペロトレースの内部レバーの支点③から内部レバーの有効長である3cmの距離にある軟口蓋鼻腔面上の一点で、ペロトレースの内部レバー先端が追従すべき点である。点④、⑤の2点を基準点として、これらに対する点①、②の動きを一駒一駒モーションアナライザに

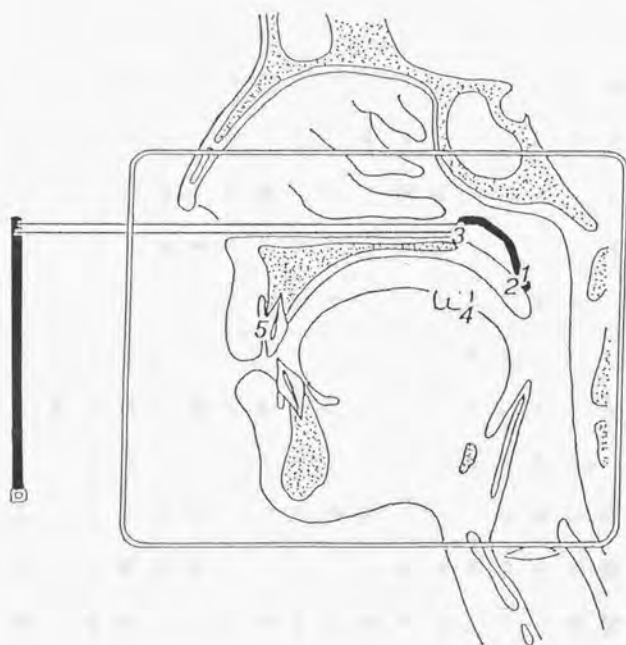


図 2-5 X線映画上の計測点
 ベロトレースの内部レバーの先端①、ベロトレースの内部レバーの支点③、規格点とベロトレースの軟口蓋上顎歯列の後端④、上顎切歯に張り付けた鉛玉⑤を示す。

投影し用手にて計測した。図 2-6 に結果の一部を示す。上段は横軸が時間軸で、上が音声信号、下の点線で示したのが、ペロトレースによって計測されるべき軟口蓋鼻腔面上の一点②の動き、実線がペロトレースの内部レバー金属部分の先端①の動きである。グラフ上の点①、②の軌跡にずれが見られるのは内部レバーの金属部分先端に付けられた X 線透過性のプラスチック・チップの為である。このチップは、ペロトレースの内部レバーが軟口蓋鼻腔面粘膜を刺激しないようにするために取り付けられており、その直径は約 3mm である。ペロトレースの内部レバーは軟口蓋鼻腔面から離れることなく、その動きに非常に正確に追従していることが判る。この精度を正確に検討するため、図 2-6 の下段にペロトレースによって計測されるべき軟口蓋鼻腔面上の一点②の動きとペロトレースの内部レバー先端①の動きの散布図、およびそれらの相関係数を示す。縦軸にペロトレースによっ

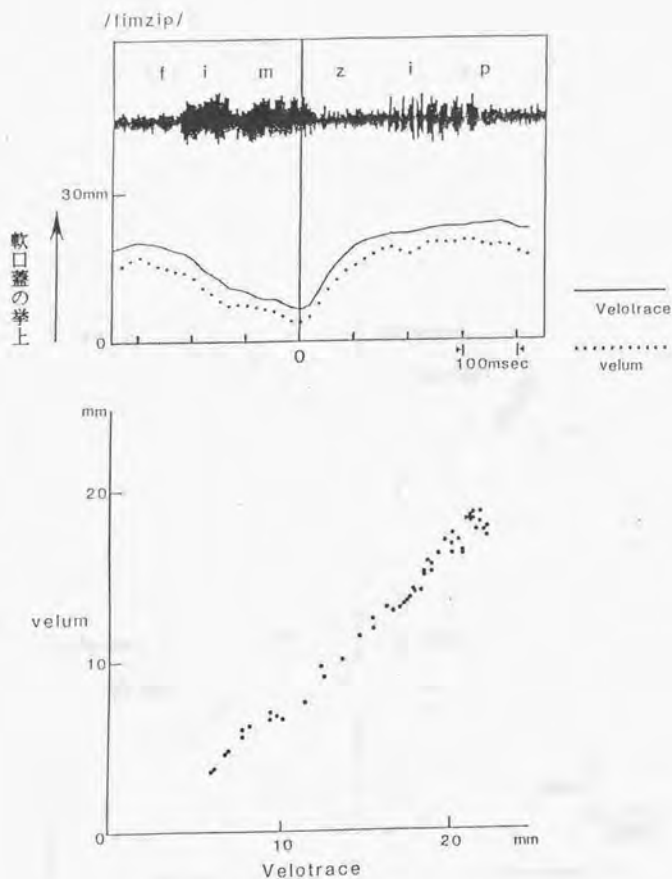


図 2-6 実際の軟口蓋運動とペロトレース内部レバーの動き (1)
 上段は横軸が時間軸で、上が音声信号、下の点線が軟口蓋鼻腔面上の一点②の動き、実線が内部レバー先端①の動きである。
 下段は軟口蓋鼻腔面上の一点②の動き (縦軸) と内部レバー先端①の動き (横軸) の散布図を示す。

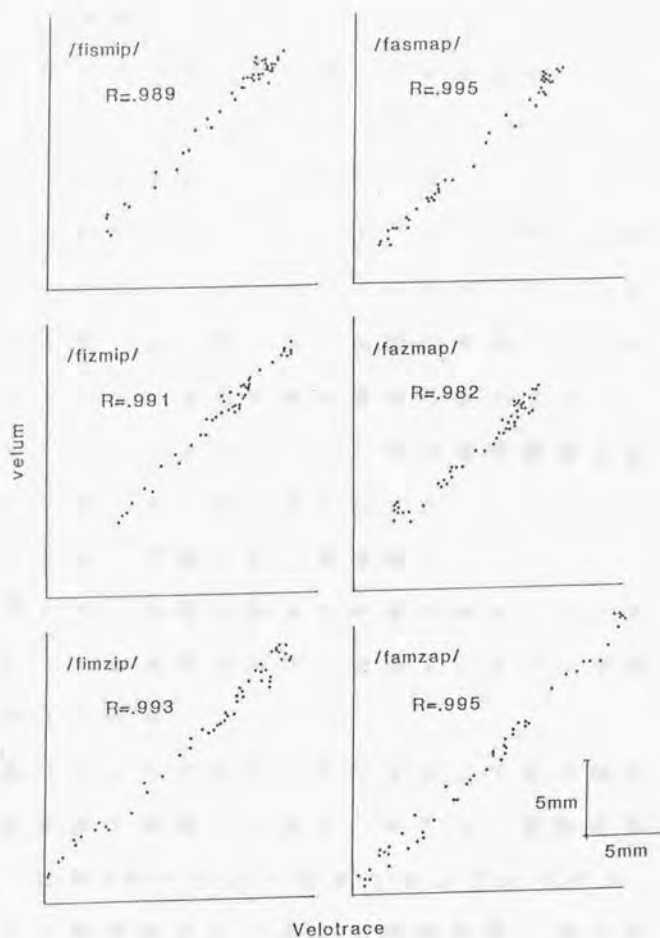


図2-7 実際の軟口蓋運動とペロトレース内部レバーの動き(2)
軟口蓋鼻腔腔面上の一点②の動き(縦軸)と内部レバー先端①の動き(横軸)の散布図、及びその相関計数を示す。

て計測されるべき軟口蓋鼻腔面上の一点②の動き、横軸にペロトレースの内部レバー先端③の動きを示す。この場合の相関係数は0.993であった。個々の単語についても同様に相関図と相関係数を計算すると図2-7に示すように0.982から0.995であり、軟口蓋の運動そのものと、ペロトレースの内部レバーの動きとの間には、高い正の相関が認められ、また、それらの運動軌跡の視察においても、ペロトレースの内部レバーは軟口蓋の動きを正確に反映するものと考えられた。

さらに、実際の軟口蓋運動とペロトレース内部レバー先端の動きとの差は信頼区間95%で $\pm 1.58\text{mm}$ 以内であり、実用上は十分な精度と考えられる。

次いで、ペロトレースの測定より軟口蓋の運動速度も算出してみた。計算上、運動速度は、毎秒200サンプルで取り込まれたペロトレース信号のある一点とその前後各一点ずつ、計三点より計算されるその点での接線の傾き

とした。軟口蓋運動の上方への最大速度は、
鼻子音から摩擦音への移行部（/fimzip/）で
観測され、その値は最大毎秒130mmであった。
下方への最大速度は、摩擦音から鼻子音への
移行部（/fismip/）で観測され、その値は最
大毎秒100mmであった。

2-3 実用機 の 制 作

試作機により信頼できるデータが収集でき
ることが判った時点で、この機械を設備の制
約のないところで手軽に用いることができる
ように改良を試みた。また信頼性向上のため
にさらに2、3の改良を加えた。

2-3-1 目 的

試作機を用いた実験では、当初、1個の赤
外線発光ダイオード（IR-LED）を外部レバー
の先端に、もう1個のIR-LEDを外部レバーの
支点にとり付け、支点を基準点とした場合の
外部レバーの先端の動きを、2次元平面状の

動きとして光半導体位置検出装置 (PSD) により計測した。この方法では、ペロトレース本体は軽量となり、また、IR-LEDを例えば口唇や下顎等にも張り付けることにより、それらの動きとの同時観測が可能であるという利点もある。しかしながら一方では、外部にPSDを備えたカメラを使用せねばならず、比較的広いスペースが必要となり、計測を手軽に行なうことは難しい。

そこでペロトレースのセンサー部を、他の形式のものに置き換えることによりペロトレースを、最少の外部装置で利用できるものとした。

2-3-2 方法

新しいセンサーとしては、村田製作所製無接触磁気角度センサーLP06F1F1AAを用いた。このセンサーは磁気抵抗素子を利用した無接触の角度センサーで、原理的には角度の分解能無限小、出力電圧の直線性は角度 $\pm 45^\circ$ の

範囲で±3%以内である。センサーそのものの重量も約10gと非常に軽量である。これを試作機の外部レバーの支点の位置にとり付け、ブッシュロッドの動きを外部レバーの角度として、それに比例する直流電圧を出力するようにした。外部レバーの長さはセンサー駆動に必要な最小限の長さとし、不要な慣性重量となる部分は取り除いた。これと同時に試作機では露出していたブッシュロッドを管状にした支持ロッドに内蔵するようにし、ブッシュロッドが鼻腔粘膜と接触しないようにした。この改良により、内部レバーを軟口蓋鼻腔面に押し付けるためのバネの取り付け位置を変更した。実用機の設計図、写真を図2-8、写真2-4に示す。

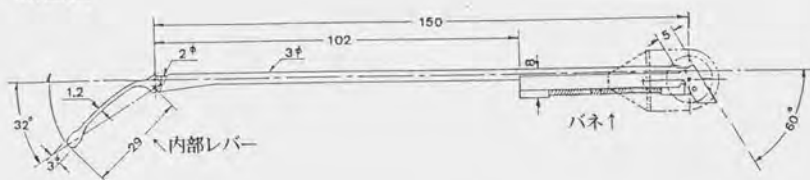
2-3-3 実験

この機種を用いて、正常人男性を被検者として実験を行なった。用いた検査語を表2-2に示す。一方の鼻孔よりペロトレース、他

上面図



側面図



単位 mm

図 2-8 ペロトレース (実用機) 設計図

上面図と側面図を示す。内部レバーを押し下げるバネは支持ロッドの下部に移動した。支持ロッド経は3.0mmで、2.0mm径のプッシュロッドを内蔵する。外部レバーはバネとの連結に必要最小限の長さとした。内部レバーは可撓式とし、適宜彎曲を変えることができる。

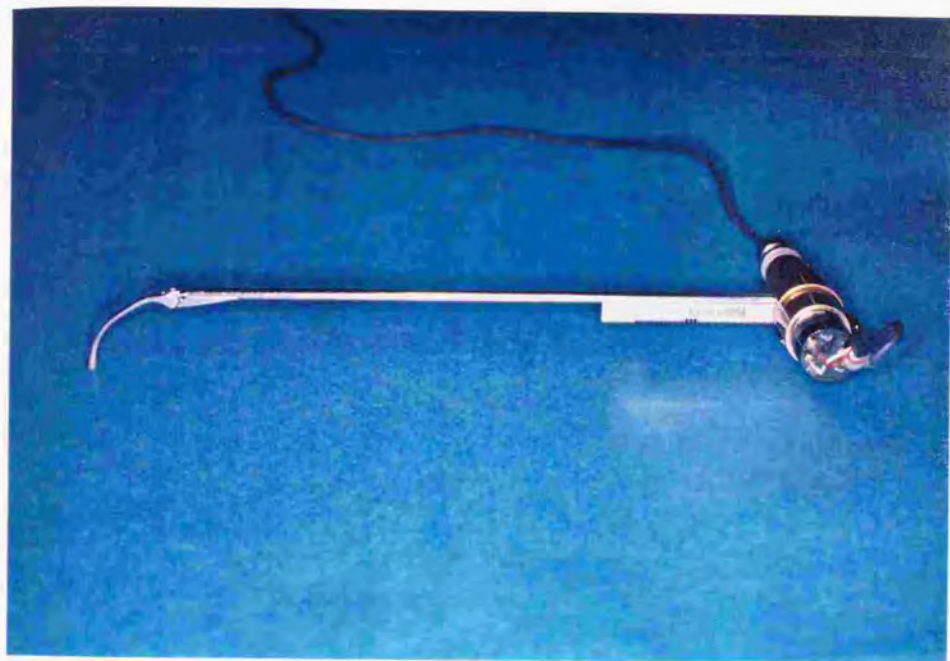


写真 2-4 ベロトレース（実用機）
 ロッドはパイプ状の支持ロッドに内蔵されている。右端
 プッシュボタンと磁気角度センサーとその電源、信号ケーブルである。内部レバー
 が軟口蓋腔面に押し付ける為のバネは支持ロッド下方に移動した。

専 念 /seNneN/

先 天 /seNteN/

洗 面 /seNmeN/

先 鞭 /seNbeN/

「 — — — です。 」

表 2 - 2 検 査 語 表

方より鼻咽腔ファイバースコープを挿入した。鼻咽腔ファイバースコープで捉えた軟口蓋の映像を音声信号とともにビデオ記録した。ペロトレースの直流電圧信号はスーパーインボーズ装置、朋栄ビデオグラムVG40を用いて、前述の軟口蓋の映像上に、同時に軟口蓋の運動軌跡として記録した。

2-3-4 結果及び考察

写真2-5は今回の実験で捉えた、被検者の右の鼻腔より挿入した鼻咽腔ファイバースコープによる軟口蓋の写真である。ビデオテープに録画したものの一駒をビデオプリンタで出力したものである。画面上方が上咽頭天蓋および咽頭後壁、左が咽頭右側壁、右が鼻中隔、下方が軟口蓋鼻腔面である。写真2-6は、写真2-5と同様の画像に、ペロトレース信号と音声信号をスーパーインボーズ装置により実時間で重ね合わせたものである。正常被検者が「専念 (/seNneN/) です」と発話

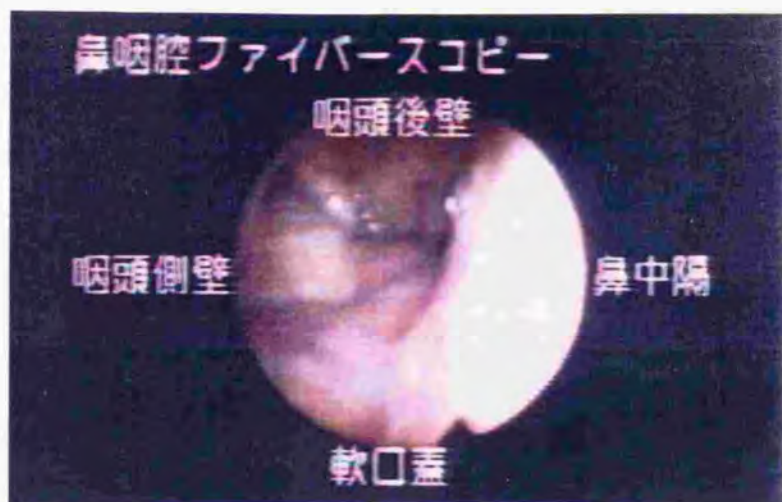


写真 2-5 軟口蓋内視鏡像（右鼻腔より挙上した軟口蓋を見る）
 正面が咽頭後壁、向かって右が鼻中隔、左が上咽頭右側壁、画面
 中央が挙上した軟口蓋の鼻腔面、画面手前下側が右鼻腔総鼻道底で
 ある。

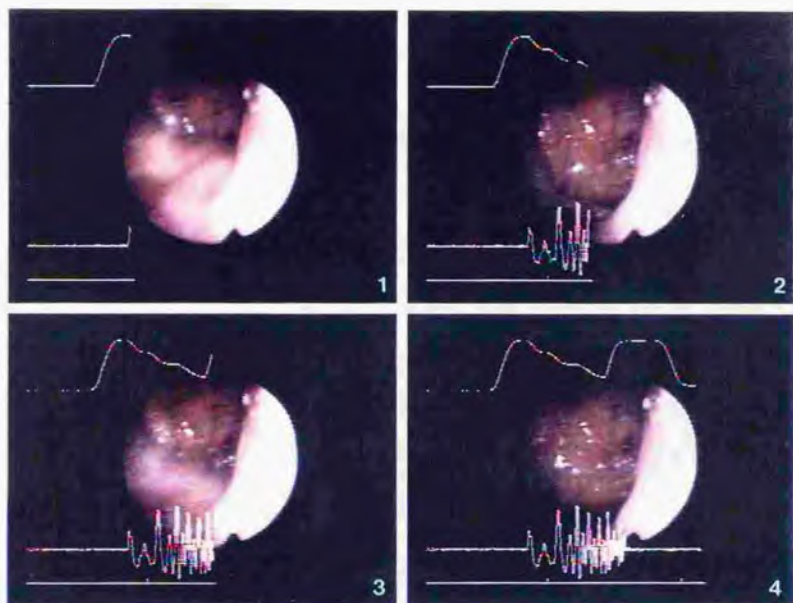


写真 2-6 軟口蓋内視鏡像とペロトレース信号
 正常被検者が「専念 (/seNneN/) です」と発話した際の軟口蓋の内視鏡像と各写真上段にペロトレースで捉えた軟口蓋の動き、下段に音声信号と時間軸を示す。左上(1)は /seNneN/ の /s/ の摩擦音を口腔内で生成するために軟口蓋が挙上しているところを示す。続いて右上(2)で /seNneN/ の /NneN/ のために軟口蓋が下降し、左下(3)で /dsu/ の /d/ の破裂音、/s/ の摩擦音を口腔内で生成するために軟口蓋が再度挙上した後、(4)で安静位まで下降したところを示している。

した際の軟口蓋の内視鏡像と上段にペロトレースで捉えた軟口蓋の動き、下段に音声信号と時間軸を示す。左上(1)は/seNneN/の/s/の摩擦音を口腔内で生成するために軟口蓋が挙上しているところを示す。続いて右上(2)で/seNneN/の/NneN/のために軟口蓋が下降し、左下(3)で/desu/の/d/の破裂音、/s/の摩擦音を口腔内で生成するために軟口蓋が再度挙上した後、(4)で安静位まで下降したところを示している。これらより軟口蓋の上下動に際してペロトレースがその高さを検出し忠実に運動軌跡を描いていることが確認された。

2-4 小括

センサー部の改良によりペロトレースには直流電源以外の外部付帯装置は不要となり、手軽に使用できることが確認された。またカメラを用いることがなくなり場所の制約を受けず、他の機器との併用も容易となった。実際には試作機でも問題にはならなかったが、

データに影響を及ぼすであろうブッシュロッドと鼻腔粘膜との干渉の可能性も、ブッシュロッドを支持ロッド内を通すことにより無くなったと考えられる。また、外部レバーが著しく短縮されたことにより、器械系の慣性重量が軽減され、試作機でも実用上問題無かった周波数特性がさらに向上したと考えられた。以下の実験ではこの改良された実用機を用いている。

2-5 機械特性の検討

目的

ペロトレースの内部レバーが軟口蓋運動によく追従することは、前述のX線を用いた実験及びファイバースコープ画像との比較で確認されたが、さらに軟口蓋鼻腔面上に乗った内部レバーが軟口蓋の下降運動にどの位まで追従できるか、また内部レバーの先端にどの位の力が加わっているかを試作機、および実用機について計測した。

2-5-1 実験1

内部レバーが、最大上昇位置から負荷が無い場合にどのくらいのスピードで下降するかを試作機、実用機について計測した。

方法

実験装置外観を写真2-7に示す。暗室にてペロトレースの支持ロッドを器具にて水平

に固定保持し、内部レバーと外部レバーなし、外部センサー部は自由に動く状態にした。ストロボ光源（菅原研究所製 POWER STROBO SCOPE Type S-8A）を用いて内部レバー部をストロボ光にて照明し、その下で内部レバーを最大上昇位置より開放し、内部レバーが下降する様子をシャッタースピード 1/4 秒にて写真撮影した。ストロボの発光周波数は周波数カウンタ（TAKEDA RIKEN 製 UNIVERSAL COUNTER TR-5140）でストロボのトリガーパルスモニターし 200Hz とした。

結果

写真 2-8 に試作機の、写真 2-9 に実用機の結果を示す。写真では、内部レバーの下降運動がストロボ撮影されているのが判る。ストロボ光源の発光回数は既知であるので、写真より内部レバーの角度を用手的に計測し内部レバーの運動速度を求めた。図 2-9 に実線で試作機の、点線で実用機の結果を示す。

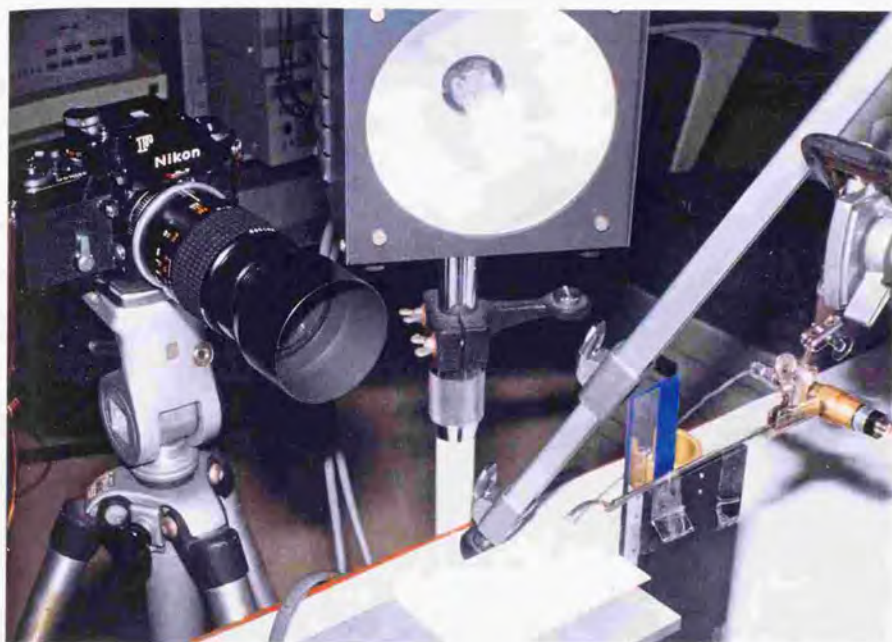


写真2-7 実験装置外観
 写真右下のベロトレスレーサーは三脚おび台に水平に固定される。
 内部レバーはスライドの位置に保持され、その位置
 より落下させ。その様子に真上より照明し35mmカメラにて撮影した。
 頻度200Hzのストロボ速度1/4秒で撮影した。

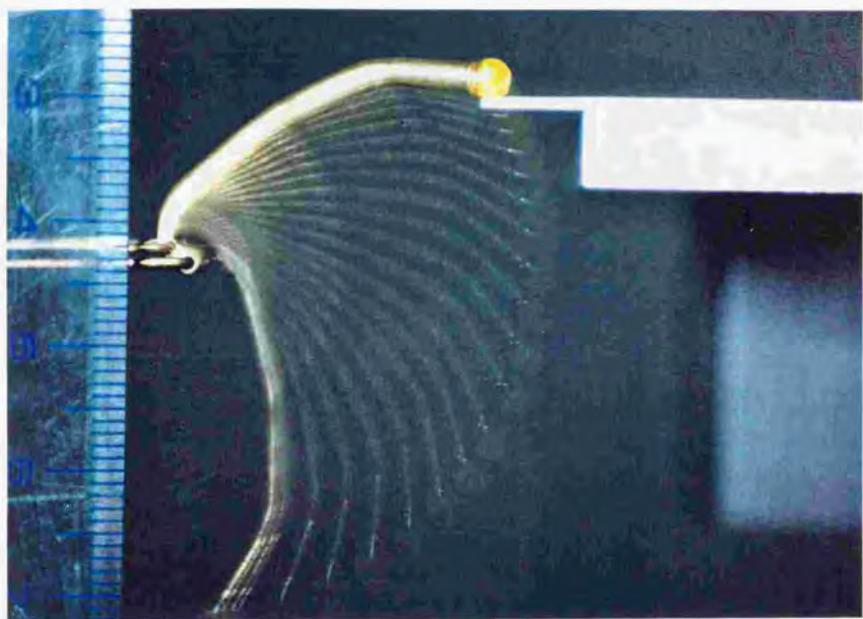


写真2-8 ベロトレース試作機内部レバー ストロボ写真
写真2-7の装置で撮影した試作機内部レバーの下降運動の様子。

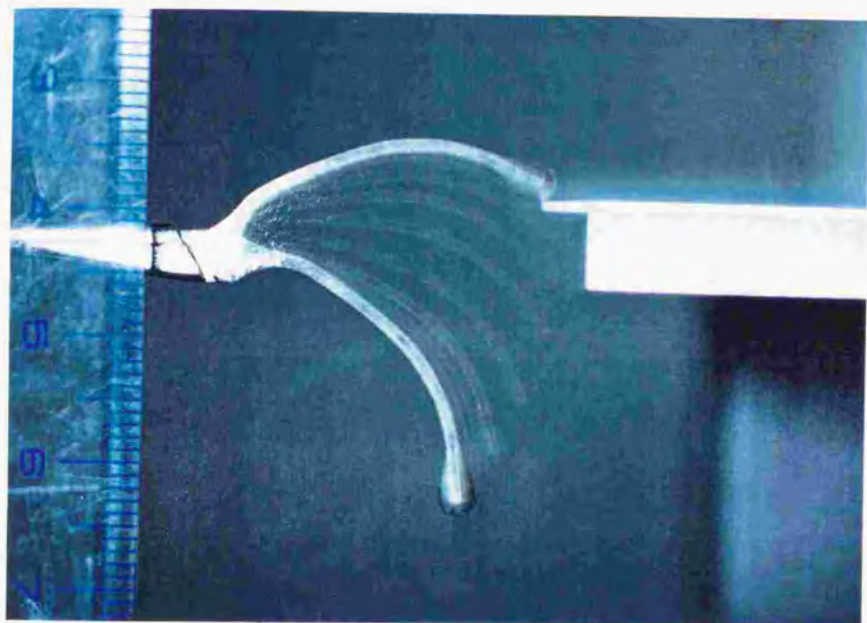


写真2-9 ベロトレース実用機内部レバー ストロボ写真
写真2-7の装置で撮影した実用機内部レバーの下降運動の様子。

内部レバー先端下降速度の比較

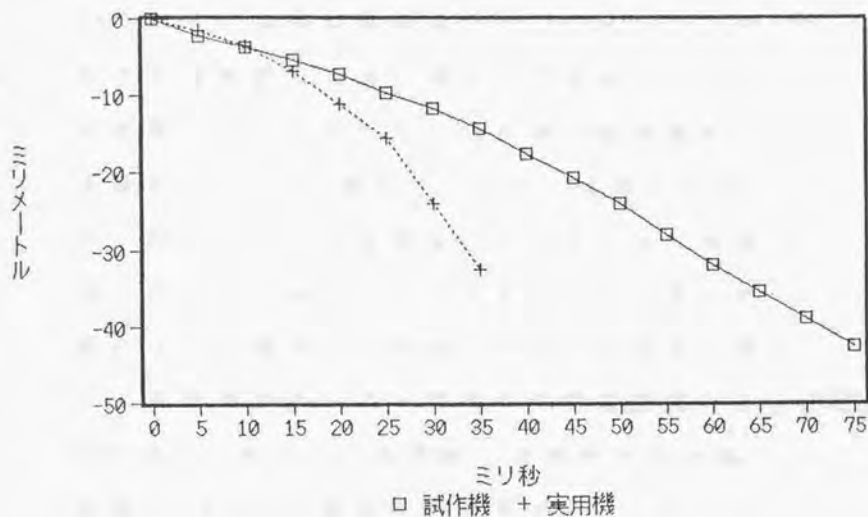


図 2-9 ベロトレース内部レバー先端下降速度
ベロトレースの内部レバーを最高位置から開放した際のレバー先端の運動を示す。縦軸は最高位置を0とした落下距離、横軸に時間を示す。実線が試作機、点線が実用機の結果である。

図の縦軸は0が内部レバー先端の可動範囲内での最高位置を示し、下方へその移動距離をmmで示す。横軸は時間軸で0は内部レバーを開放する瞬間を、右へ向かって開放からの経過時間をmsecで表わす。試作機では内部レバーは最初の5msecで既に下方へ4.25度動いており、内部レバーの有効長(その支点から先端までの長さ)は30.0mmであるからその間に内部レバー先端は2.22mm動いたことになる。従ってその区間でのレバー先端の平均速度は444.8mm/secであった。実用機では内部レバーは最初の5msecで3度動き、内部レバーの有効長は27.5mmであるからその間に内部レバー先端は1.44mm動いたことになる。従ってその区間でのレバー先端の平均速度は287.8mm/secであった。いずれも前述の実験で計測された軟口蓋の最大下降速度(100mm/sec)をはるかに上回っており、内部レバーは軟口蓋運動に十分に追従できることが確認された。ちなみに内部レバーの作動角度および作動範囲は試

作機、実用機で各々81.5度、42.7mm、67.5度、32.4mmであった。

2-5-2 実験2

内部レバーを軟口蓋鼻腔面に押し付けているバネにより内部レバー先端にどの位の荷重がかかるかを測定した。

方法

実験1と同じ装置でペロトレースの支持ロッドを器具にて水平に固定保持し、内部レバーと外部レバーないし外部センサー部は自由に動く状態にした。ついで内部レバー先端の下に秤（タニタ製ハンディミニ1476）を置き秤の位置を微動装置で垂直に1mm単位で上下させ、その際に各位置で内部レバー先端にかかる力を計測した。さらに実用機ではセンサーからの出力電圧も同時に計測した。レバー先端にかかる力はレバー先端が最下の位置から1mmずつ上昇させながら最高位置に至るまで

と、最高位置から1 mm ずつ下降させた場合で
各々3 回ずつ計測した。実験装置外観を写真
2-10 に示す。

結 果

図2-10 に試作機の、図2-11 に実用
機の結果を示す。縦軸は内部レバー先端にか
かる力をgr重で示す。横軸は内部レバー先端
の可動範囲内での位置を示し、0 は内部レバー
先端が支持ロッドと同じ水平面にくる位置で、
試作機ではこの位置で外部レバーが垂直とな
る。それより上方を正、下方を負として示し
た。計測は各々3 回ずつ施行したが、結果は
安定しており、試作機、実用機ともに内部レ
バーを上昇させた際の方がレバー先端にかか
る力は大きかった。これはレバーの支点やプッ
シュロッドの連結部にかかる摩擦のためと思
われる。計測中の最大の力は、試作機では2.
3 gr重、実用機で14.8 gr重と極めて小さいも
のであった。また、それらのバネ定数は各々



写真 2-10 実験装置外観

写真左方のペロトレースは三脚および台に水平に固定される。内部レバーはスライドステージ上の秤の上にその先端を乗せ、内部レバーを1mm単位で上下させた際の先端にかかる荷重を計測した。

試作機内部レバー先端荷重

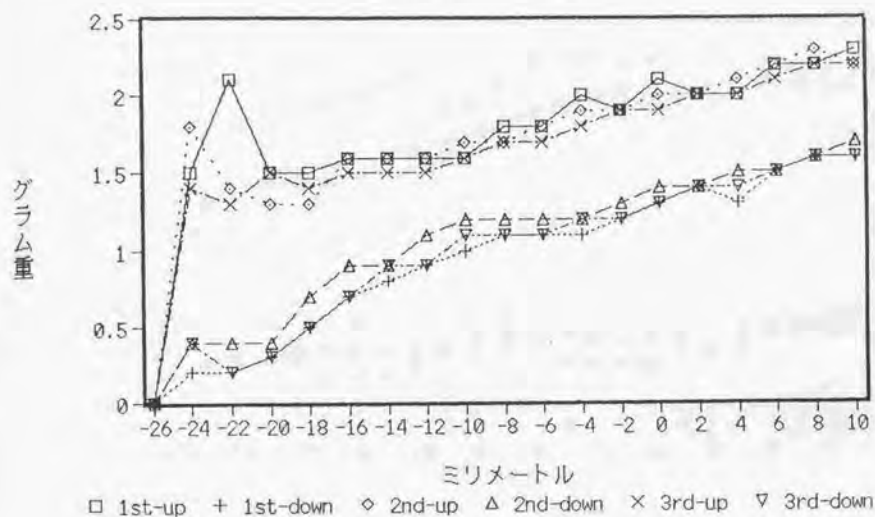


図 2-10 試作機内部レバー先端荷重
縦軸に内部レバー先端にかかる荷重を、横軸に内部レバー先端の位置を示す。内部レバー先端が支持ロッドと同じ水平面にくる位置を0とし、それより上方を正、下方を負の値とする。内部レバー先端を上昇させたときと下降させたときを各々up, downで示し、3回ずつ測定した。

実用機内部レバー先端荷重

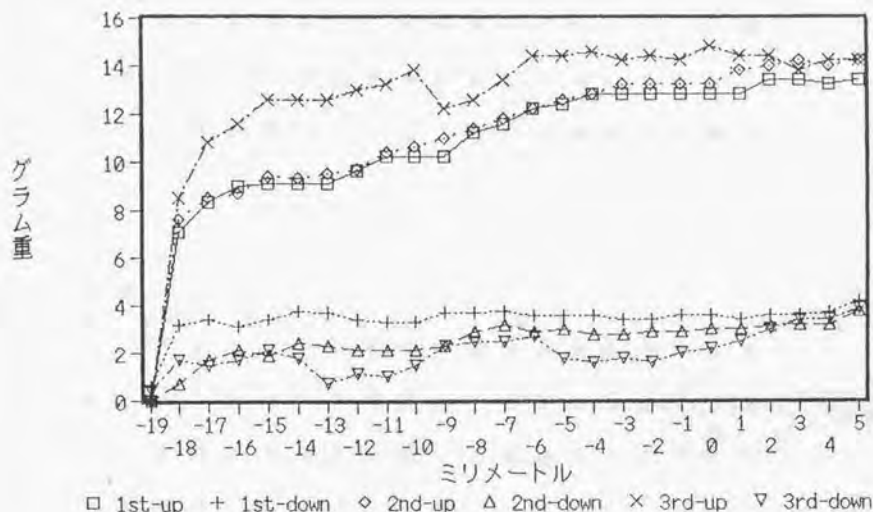


図 2-1-1 実用機内部レバー先端荷重
縦軸に内部レバー先端にかかる荷重を、横軸に内部レバー先端の位置を示す。内部レバー先端が支持口と同じ水平面にくる位置を0とし、それより上方を正、下方を負の値とする。内部レバー先端を上昇させるときと下降させるときを各々up、downで示し、3回ずつ測定した。

0.032 gr 重/mm、0.148 gr 重/mmであった。従って、ベロトレースでの軟口蓋運動の観測結果は、軟口蓋が挙上した位置で内部レバーと軟口蓋の干渉の可能性が否定できないものの、その影響は十分に小さいものであろうと考えられた。

考 察

ベロトレースの機械特性を求めるために内部レバー先端の下降運動を実験1の図2-9(44頁)より試作機、実用機各々について2次系のステップ応答として近似した。

実験2より得られた結果である図2-10、11(49、50頁)について定常部を外挿し、理論上内部レバーにかかる力がゼロになる位置を求め、それを目標値としたときの内部レバー先端の下降運動を試作機、実用機各々について2次系のステップ応答として近似したのが図2-12(53頁)である。減衰定数 d が1である臨界制動のシステムとして

は試作機、実用機ともによく近似されないが、
試作機では時定数 T が約 45.0msec 、減衰定数
 d が約 0.45 、実用機では T が約 30.0msec 、 d
が約 0.30 の不足制動のシステムとしてよく近
似された。

一方、図 2-6 (25 頁) に示したように、
実際の軟口蓋運動は約 100msec のオーダーで
推移しており、両者の結果よりベロトレース
の機械特性は軟口蓋運動計測に充分であると
考えられた。



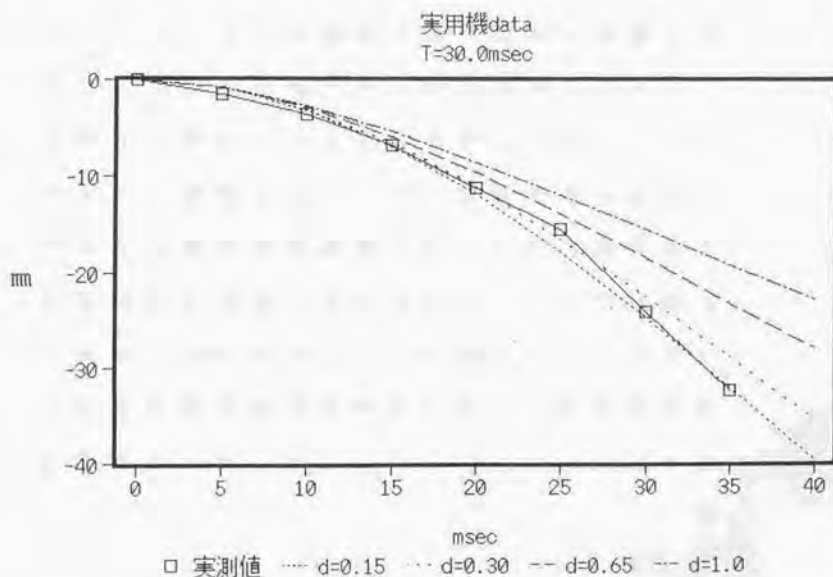
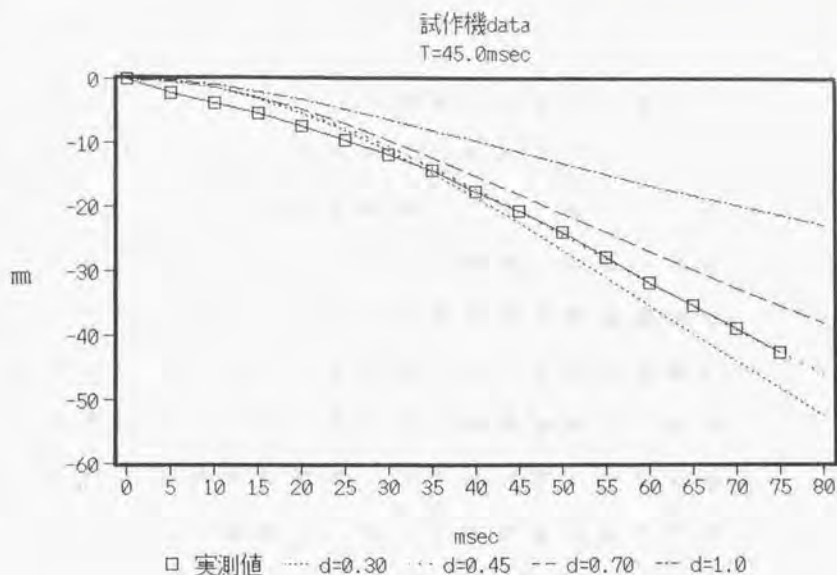


図 2-12 内部レバー下降運動の 2 次系ステップ応答近似
 ベロトレースの内部レバーを最高位置から開放した際のレバー先端の運動を実線で、減衰定数を変化させた 2 次系のステップ応答と近似しての各種点線、破線を示す。縦軸は最高位置を 0 とした落下距離、横軸は時間を示す。上段が試作機、下段が実用機の結果である。T は時定数で試作機では 45.0msec、実用機では 30.0msec、d は減衰定数である。

3. ペロトレースの実験音声学的応用

音声学は言語音をその具体的表現において、それらのもつ言語的機能とは切り離して研究する学問であり、人間の言語音の物質的側面の科学である。その内で実験音声学は器械音声学とも呼ばれ、音声の生成と知覚の過程の研究において、人間の耳と直接観察とが明らかにした結果を補足し、さらに豊かなものとするために機器を利用して分析を行なう学問である¹⁾。従って、実験音声学は種々の観測、あるいは分析機器の進歩に伴い発展してきた。人間の発話に伴う構音器官の観測は、実験音声学の中でも特に言語音生成の過程を知る上で重要であり、その意味で構音器官の中でも比較的観測困難であった軟口蓋運動を、非侵襲的に観測できるペロトレースの役割は大きいと考えられる。今回開発したペロトレースを実験音声学の分野で使用し、その有用性が確認された。

中国語閩南方言における

鼻音発話の際の軟口蓋運動

3-1 目的

鼻母音を有する中国語閩南方言を対象として実験を行なった。

閩南方言の閩とは、中国福建地方の古称であり、閩方言の内でも閩南方言は移民によって台湾、東南アジア諸国に持ち込まれたため、大陸以外の中国人社会の中では広東語と並んで極めて有力な言語である。福建語とはその俗称である。閩南方言は、その母音体系に日本語には無い鼻母音を有し、それら鼻母音とそれらに対応する非鼻母音の対立がある¹⁾³⁾。

鼻母音は母音構音時に軟口蓋を下げ、鼻咽腔を開放して構音される母音であり、その際の軟口蓋運動が非鼻母音のそれと異なるといかに興味深い。また閩南方言は中国の標準語ともされる北京官話と同様に、語の発話される基本周波数パタンの違い、すなわち声調

を弁別特性とする声調言語のひとつである。
一般に基本周波数の変化によって基本周波数が高いときには喉頭の位置は高く、基本周波数が低いときには喉頭の位置は低いことが知られている。その喉頭の上下動には前頸筋群の関与が報告されている¹⁴⁾が、喉頭は頸部軟部組織中に筋・靱帯組織によって釣り下げられた形になっており、軟口蓋とは舌根、口蓋弓を介してつながっている。その声調の違いによる喉頭の上下動が、異なる母音で想定される舌の位置の違と同様に軟口蓋運動に影響を及ぼすのか否か興味深いものと思われる。そこでその閩南方言の鼻母音、非鼻母音を含む発話に際の軟口蓋の動きを観察した。

3-2 対象

鼻母音と非鼻母音の対立のある中国語の閩南方言を対象として以下のことを軟口蓋運動から検討した。

a. 母音の違いから推定される舌の位置によっ

て軟口蓋運動に違いがみられるのか否か。

b、後続の鼻音の違いによって先行する母音部での軟口蓋運動に差があるのか否か。

c、単語中に二重母音が出現しそれが鼻音化する場合には、その鼻音化は主母音のみか、あるいは二重母音全体に起こるのか。

d、声調によって軟口蓋運動に差が見られるのか否かである。

実験に使用した検査語を表3-1に示す。各検査語の後ろの数字は声調記号で、その語がどのような声調で発話されるかという相対的な声の高さを示す。例えば $[p\text{I}^{55}]$ は高平で、 $[p\text{I}^{21}]$ はほぼ低平の基本周波数パターンで発話されることを示す。これらの検査語を $[tse^{33} \int i^{21} \text{ --- } d\text{ʒ} i^{33}]$ (これは --- という字です) という文中で、閩南方言の成人男子に出来る限り自然に各々5回ずつ発話させた。

3-3 方法

軟口蓋の動きは、ペロトレースを用いて観

キャリアセンテンス

這 是 — 字 (これは — という字です。)

[tse³³ ji²¹ — dʒi³³]

検査語

達 [pɿ⁵⁵]

打 [piã⁵⁵]

宝 [pin⁵⁵]

班 [pan⁵⁵]

便 [pien⁵⁵]

達 [pɿ²¹]

打 [piã²¹]

宝 [puã²¹]

班 [pien²¹]

! [pã⁵⁵] 自動車のクラクションの擬声語 (該当文字無し)

表 3 - 1 検査語表

測した。ベロトレースの信号と音声信号とをベロトレース信号、毎秒100サンプル、音声信号、毎秒5,000サンプル、共に量子化精度12ビットで計算機にとり込み、計算機上でオフラインで分析した。

以下の指標を分析の対象とした。

- ① 検査語全体の音響学的持続時間
- ② /p/の破裂から軟口蓋の下降運動の開始までの時間
- ③ /p/の破裂から軟口蓋の下降運動の終了までの時間
- ④ 軟口蓋の下降運動の持続時間
- ⑤ 軟口蓋の下降運動開始時点での高さ
- ⑥ 軟口蓋の下降運動終了時点での高さ
- ⑦ 軟口蓋の運動範囲
- ⑧ 軟口蓋の下降運動の速さ

3-4 結果

各々の指標を計測後、各検査語間で統一検定を行なった。

a. 母音の違いから推定される舌の位置によって軟口蓋運動に違いがみられるのか否か。

この項目について、 $[p\tilde{i}^{ss}]$ と $[p\tilde{a}^{ss}]$ 、 $[pin^{ss}]$ と $[pan^{ss}]$ の比較より検討した。

① 検査語の音響学的持続時間では、狭母音 /i/ と広母音 /a/ の場合を比較しても、一定の傾向を認めなかった。

	$[p\tilde{i}^{ss}]$	$[p\tilde{a}^{ss}]$
mean	325.40	301.40
S.D.	16.54	18.88

	$[pin^{ss}]$	$[pan^{ss}]$
mean	306.90	326.90
S.D.	17.21	10.42

n = 5

単位 = msec

② /p/ の破裂から軟口蓋下降運動開始までの時間は、広母音 /a/ の方が早期に下降を始

める傾向があるが有意の差ではなかった。

	[pĩ ^{ss}]	[pã ^{ss}]
mean	-13.52	-15.21
S.D.	10.30	6.57

	[pin ^{ss}]	[pan ^{ss}]
mean	8.45	0.56
S.D.	16.03	7.43

n = 5

単位 = msec

③ /p/の破裂から軟口蓋の下降運動終了までの時間では[pĩ^{ss}]と[pã^{ss}]の間に有意の差はなかったが、[pin^{ss}]と[pan^{ss}]では[pan^{ss}]の方が有意に長かった。

	[pĩ ^{ss}]	[pã ^{ss}]
mean	135.77	134.65
S.D.	19.22	8.90

	[pin ^{ss}]	[pan ^{ss}]	
mean	155.49	170.70	*
S. D.	4.85	9.54	

n = 5

単位 = msec

④ 軟口蓋の下降運動の持続時間は②、③の結果より [pan^{ss}] で長い傾向を認めるも有意の差ではなかった。

	[pĩ ^{ss}]	[pã ^{ss}]
mean	149.30	149.86
S. D.	13.57	11.74

	[pin ^{ss}]	[pan ^{ss}]
mean	147.04	170.14
S. D.	19.39	14.10

n = 5

単位 = msec

⑤ 軟口蓋下降運動開始時点での高さは、狭母音を含む [pĩ^{ss}] の方が広母音の [pã^{ss}] の場

合よりも有意に高かった。[pin^{ss}]と[pan^{ss}]では、やはり狭母音で高い傾向だが有意の差ではなかった。

	[pĩ ^{ss}]	[pã ^{ss}]	*
mean	22.04	20.33	
S.D.	0.62	1.31	

	[pin ^{ss}]	[pan ^{ss}]
mean	22.04	21.93
S.D.	0.92	0.48

n = 5

単位 = mm

⑥ 軟口蓋下降運動終了時点での高さは、狭母音を含む[pĩ^{ss}]、[pin^{ss}]の方が広母音の[pã^{ss}]、[pan^{ss}]の場合より有意に高かった。

	[pĩ ^{ss}]	[pã ^{ss}]	*
mean	6.10	4.60	
S.D.	1.05	0.73	

	[pin ^{ss}]	[pan ^{ss}]	
mean	8.13	5.78	*
S. D.	0.86	0.92	

n = 5

単位 = mm

⑦ 軟口蓋の運動範囲は狭母音を含む [pin^{ss}] の方が広母音の [pan^{ss}] の場合よりも有意に小さかったが、[pĩ^{ss}] と [pã^{ss}] では、逆の傾向を示し、有意の差ではなかった。

	[pĩ ^{ss}]	[pã ^{ss}]
mean	15.94	15.73
S. D.	1.56	1.93

	[pin ^{ss}]	[pan ^{ss}]	
mean	13.91	16.15	*
S. D.	1.27	0.86	

n = 5

単位 = mm

⑧ 軟口蓋の下降運動の速さでも狭母音 /i/

と広母音 /a/ の場合で、一定の傾向を認めなかった。

	[pĩ ^{s s}]	[pã ^{s s}]
mean	106.80	104.77
S. D.	4.44	7.65

	[pin ^{s s}]	[pan ^{s s}]
mean	95.27	95.42
S. D.	7.70	7.39

n=5

単位 = mm/sec

b. 鼻音の違いによって軟口蓋運動に対する前向き調音結合の程度に差があるのか否か。

この項目について、[pĩ^{s s}]と[pin^{s s}]、[pã^{s s}]と[pan^{s s}]の比較より検討した。

① 検査語の音響学的持続時間では、[pĩ^{s s}]と[pin^{s s}]の間には一定の傾向を認めないが、[pã^{s s}]と[pan^{s s}]では[pan^{s s}]の方が有意に長かった。

	[pĩ ^{ss}]	[pin ^{ss}]
mean	325.40	306.90
S. D.	16.54	17.21

	[pã ^{ss}]	[pan ^{ss}]	
mean	301.40	326.90	*
S. D.	18.88	10.42	

n = 5

単位 = msec

② /p/の破裂から軟口蓋下降運動開始までの時間は、[pĩ^{ss}]よりも[pin^{ss}]の方が有意の差ではないものの長い傾向があり、[pã^{ss}]と[pan^{ss}]では[pan^{ss}]の方が有意に長かった。

	[pĩ ^{ss}]	[pin ^{ss}]
mean	-13.52	8.45
S. D.	10.30	16.03

	[pã ^{s s}]	[pan ^{s s}]	*
mean	-15.21	0.56	
S. D.	6.57	7.43	

n = 5

単位 = msec

③ /p/の破裂から軟口蓋下降運動終了までの時間でも[pĩ^{s s}]よりも[pin^{s s}]の方が有意の差ではないものの長い傾向があり、[pã^{s s}]と[pān^{s s}]では[pān^{s s}]の方が有意に長かった。

	[pĩ ^{s s}]	[pin ^{s s}]
mean	135.77	155.49
S. D.	19.22	4.85

	[pã ^{s s}]	[pan ^{s s}]
mean	134.65	170.70
S. D.	8.90	9.53

n = 5

単位 = msec

④ 軟口蓋の下降運動の持続時間は②、③の

結果より [pan^{ss}] で長い傾向を認めるも有意の差ではなかった。

	[pĩ ^{ss}]	[pin ^{ss}]
mean	149.30	147.04
S.D.	13.57	19.39

	[pã ^{ss}]	[pan ^{ss}]
mean	149.86	170.14
S.D.	11.74	14.10

n = 5

単位 = msec

⑤ 軟口蓋下降運動開始時点での高さは、[pan^{ss}] でやや高い傾向を認めるも有意の差ではなかった。

	[pĩ ^{ss}]	[pin ^{ss}]
mean	22.04	22.04
S.D.	0.62	0.92

	[pã ^{s s}]	[pan ^{s s}]
mean	20.33	21.93
S. D.	1.31	0.48

n = 5

単位 = mm

⑥ 軟口蓋下降運動終了時点での高さは、[pĩ^{s s}]よりも[pin^{s s}]の方が有意に高く、[pã^{s s}]と[pan^{s s}]では有意ではないものの[pã^{s s}]の方が高い傾向を認めた。

	[pĩ ^{s s}]	[pin ^{s s}]	
mean	6.10	8.13	*
S. D.	1.05	0.86	

	[pã ^{s s}]	[pan ^{s s}]
mean	4.60	5.78
S. D.	0.73	0.92

n = 5

単位 = mm

⑦ 軟口蓋の運動範囲は[pĩ^{s s}]の方が[pin^{s s}]

]よりも大きい傾向があり、 $[p\tilde{a}^{ss}]$ と $[pan^{ss}]$

では $[pan^{ss}]$ の方が有意に大きかった。

	$[p\tilde{I}^{ss}]$	$[pin^{ss}]$
mean	15.94	13.91
S.D.	1.56	1.27

	$[p\tilde{a}^{ss}]$	$[pan^{ss}]$	
mean	15.73	16.15	*
S.D.	1.93	0.86	

n = 5

単位 = mm

⑧ 軟口蓋の下降運動の速さは $[p\tilde{I}^{ss}]$ の方が $[pin^{ss}]$ よりも有意に速く、 $[p\tilde{a}^{ss}]$ と $[pan^{ss}]$ では有意ではないものの $[p\tilde{a}^{ss}]$ の方が速い傾向を認めた。

	$[p\tilde{I}^{ss}]$	$[pin^{ss}]$	
mean	106.80	95.27	*
S.D.	4.44	7.70	

	[pã ^{ss}]	[pan ^{ss}]
mean	104.77	95.42
S. D.	7.65	7.39

n = 5

単位 = mm/sec

c. 単語中に二重母音が出現しそれが鼻音化する場合には、その鼻音化は主母音のみか、あるいは二重母音全体に起こるのか。

この項目について、[pin^{ss}]と[pien^{ss}]の比較より検討した。

① 検査語の音響学的持続時間では、[pin^{ss}]よりも[pien^{ss}]の方が有意の差ではないものの長い傾向があった。

	[pin ^{ss}]	[pien ^{ss}]
mean	306.90	316.90
S. D.	17.21	13.17

n = 5

単位 = msec

② /p/の破裂から軟口蓋下降運動開始までの時間は、[pin^{ss}]よりも[pien^{ss}]の方が有意の差ではないものの長い傾向があった。

	[pin ^{ss}]	[pien ^{ss}]
mean	8.45	12.39
S.D.	16.03	10.17

n = 5

単位 = msec

③ /p/の破裂から軟口蓋下降運動終了までの時間では[pin^{ss}]よりも[pien^{ss}]の方が有意に長かった。

	[pin ^{ss}]	[pien ^{ss}]	
mean	155.49	179.72	*
S.D.	4.85	7.85	

n = 5

単位 = msec

④ 軟口蓋の下降運動の持続時間は[pin^{ss}]よりも[pien^{ss}]の方が有意の差ではないものの長い傾向があった。

	[pin ^{ss}]	[pien ^{ss}]
mean	147.04	167.32
S. D.	19.39	12.80

n = 5

単位 = msec

⑤ 軟口蓋下降運動開始時点での高さは、[pin^{ss}]と[pien^{ss}]で一定の傾向を認めなかった。

	[pin ^{ss}]	[pien ^{ss}]
mean	22.04	22.04
S. D.	0.92	0.52

n = 5

単位 = mm

⑥ 軟口蓋下降運動終了時点での高さは、[pin^{ss}]の方が[pien^{ss}]のよりも有意の差ではないものの高い傾向があった。

	[pin ^{ss}]	[pien ^{ss}]
mean	8.13	7.06
S. D.	0.86	0.52

n = 5

単位 = mm

⑦ 軟口蓋の運動範囲は [pin^{ss}] よりも [pien^{ss}] の方が有意の差ではないものの大きい傾向があった。

	[pin ^{ss}]	[pien ^{ss}]
mean	13.91	14.98
S. D.	1.27	0.68

n = 5

単位 = mm

⑧ 軟口蓋の下降運動の速さは [pin^{ss}] の方が [pien^{ss}] のよりも有意の差ではないものの速い傾向があった。

	[pin ^{ss}]	[pien ^{ss}]
mean	95.27	89.93
S. D.	7.70	6.84

n = 5

単位 = mm/sec

d. 声調によって軟口蓋運動に差が見られるのか否か。

この項目について、 $[p\tilde{I}^{55}]$ と $[p\tilde{I}^{21}]$ 、 $[pi\tilde{a}^{55}]$ と $[pi\tilde{a}^{21}]$ 、 $[pien^{55}]$ と $[pien^{21}]$ の比較より検討した。

① 検査語の音響学的持続時間では、上記3通りの組み合わせでは特に一定の傾向を認めなかった。

	$[p\tilde{I}^{55}]$	$[p\tilde{I}^{21}]$
mean	325.40	316.90
S. D.	16.54	8.12

	$[pi\tilde{a}^{55}]$	$[pi\tilde{a}^{21}]$
mean	349.90	338.90
S. D.	15.73	11.25

	[pien ⁵⁵]	[pien ²¹]
mean	316.90	320.90
S. D.	13.17	12.31

n = 5

単位 = msec

② /p/の破裂から軟口蓋下降運動開始までの時間は、高平の声調の方が低平の声調に比べて短い傾向にあり、[piã⁵⁵]と[piã²¹]の組み合わせでは[piã⁵⁵]の方が[piã²¹]の場合よりも有意に短かった。

	[pĩ ⁵⁵]	[pĩ ²¹]
mean	-13.52	-9.01
S. D.	10.30	4.85

	[piã ⁵⁵]	[piã ²¹]	
mean	-18.03	-1.13	*
S. D.	5.80	8.47	

	[pien ⁵⁵]	[pien ²¹]
mean	12.39	14.65
S.D.	10.17	16.56

n = 5

単位 = msec

③ /p/の破裂から軟口蓋下降運動終了までの時間では、高平の方が低平の場合に比べて長い傾向があったが有意の差ではなかった。

	[pĩ ⁵⁵]	[pĩ ²¹]
mean	135.77	108.17
S.D.	19.22	17.87

	[piã ⁵⁵]	[piã ²¹]
mean	155.49	151.55
S.D.	8.43	18.29

	[pien ⁵⁵]	[pien ²¹]
mean	179.72	176.90
S. D.	7.85	18.12

n = 5

単位 = msec

④ 軟口蓋の下降運動の持続時間は、高平の方が低平の場合に比べて長い傾向にあり、[pĩ⁵⁵]と[pĩ²¹]、[piã⁵⁵]と[piã²¹]では有意差を認めた。

	[pĩ ⁵⁵]	[pĩ ²¹]	*
mean	149.30	117.18	
S. D.	13.57	16.19	

	[piã ⁵⁵]	[piã ²¹]	*
mean	173.52	152.68	
S. D.	8.47	13.73	

	[pien ⁵⁵]	[pien ²¹]
mean	167.32	162.25
S.D.	12.80	29.17

n = 5

単位 = msec

⑤ 軟口蓋下降運動開始時点での高さは、高平の方が低平の場合に比べて高い傾向があったが有意の差ではなかった。

	[pĩ ⁵⁵]	[pĩ ²¹]
mean	22.04	21.29
S.D.	0.62	0.92

	[piã ⁵⁵]	[piã ²¹]
mean	21.40	21.07
S.D.	0.34	0.80

	[pien ⁵⁵]	[pien ²¹]
mean	22.04	21.72
S. D.	0.52	0.93

n = 5

単位 = mm

⑥ 軟口蓋下降運動終了時点での高さは、[pĩ⁵⁵]と[pĩ²¹]では[pĩ²¹]、[pien⁵⁵]と[pien²¹]では[pien⁵⁵]の方が有意に高かった。[piã⁵⁵]と[piã²¹]では有意の差を認めなかった。

	[pĩ ⁵⁵]	[pĩ ²¹]	*
mean	6.10	8.02	
S. D.	1.05	1.27	

	[piã ⁵⁵]	[piã ²¹]
mean	4.71	4.60
S. D.	0.40	0.87

	[pien ^{s s}]	[pien ^{z i}]	*
mean	7.06	5.67	
S. D.	0.52	0.73	

n = 5

単位 = mm

⑦ 軟口蓋の運動範囲は上記3通りの組み合わせでは特に一定の傾向を認めなかった。

	[pĩ ^{s s}]	[pĩ ^{z i}]
mean	15.94	13.27
S. D.	1.56	1.96

	[piã ^{s s}]	[piã ^{z i}]
mean	16.69	16.47
S. D.	0.52	1.19

	[pien ^{s s}]	[pien ^{z i}]
mean	14.98	16.05
S. D.	0.68	1.55

n = 5

単位 = mm

⑤ 軟口蓋の下降運動の速さも上記3通りの組み合わせでは特に一定の傾向を認めなかった。

	$[p\tilde{y}^{55}]$	$[p\tilde{y}^{21}]$
mean	106.80	114.14
S. D.	4.44	16.81

	$[pi\tilde{a}^{55}]$	$[pi\tilde{a}^{21}]$
mean	96.38	108.72
S. D.	5.15	11.99

	$[pien^{55}]$	$[pien^{21}]$
mean	89.93	102.34
S. D.	6.84	20.45

n = 5

単位 = mm/sec

3-5 考察

以上の結果より

a. 母音の違いから推定される舌の位置によっ

て軟口蓋運動に違いがみられるのか否か。

狭母音の場合の方が広母音の場合に比べて軟口蓋運動の軌跡は高い位置に留まる傾向があった。これは舌と軟口蓋の解剖学的位置関係による制約のためか、舌の位置変化による口腔内の空気力学的な変化による結果によるものかは今回の実験では明らかではなかった。

b. 後続鼻音の違いによって先行母音構音部での軟口蓋運動に差があるのか否か。

破裂子音 /p/ の直後に鼻母音が続く方が非鼻母音と鼻子音が続く場合に比べて早期に軟口蓋運動が開始されるが、後者の非鼻母音を含む場合でもかなり早期に軟口蓋は下降運動を開始する傾向を認めた。したがって閩南方言における先行母音に対する後続鼻音の影響はかなり強いものと考えられた。

c. 単語中に二重母音が出現しそれが鼻音化する場合には、その鼻音化は主母音のみか、あ

るいは二重母音全体に起こるのか。

二重母音の方が軟口蓋運動の開始時間が遅れる傾向を認めた。したがって閩南方言における後続鼻音の先行母音に対する影響は二重母音全体に及ぶものではないと考えられた。

d. 声調によって軟口蓋運動に差が見られるのか否か。

声調と軟口蓋運動の間には特に一定の傾向を見いだすことはできなかった。今回の実験条件では喉頭の上下動は軟口蓋運動に影響を及ぼさないと考えられた。

4. ベロトレースの臨床応用

4-1 目的

実際の臨床の場で、ベロトレースがどのような場合に有用であるか、その可能性について検討した。

4-2 対象および方法

対象は舌軟口蓋ジストニアの47歳女性である。主訴は閉鼻声で、現病歴としては3年前より比較的に急に言葉は出るがうまく発音できないことを自覚するようになった。当時、高血圧、甲状腺炎で通院加療中であった。某大学病院にて脳梗塞後の言語障害と診断され、言語治療を受けており、その後も他大学で言語治療を受けているがあまり改善が認められないため、東京大学医学部付属病院耳鼻咽喉科音声言語外来を紹介され受診した。既往歴としては18年前に甲状腺炎を指摘されており、現在も経過観察中、また高血圧は11年前より内服加療中であった。現症としては耳

鼻咽喉科領域に器質的な異常所見は認めないものの、発話の際には軟口蓋が常に緊張して高い位置に留まる為、通鼻音が生成できず閉鼻声となり、会話レベルでは著しく明瞭度を下げる結果となっていた。嚥下時並びにその前後での軟口蓋運動には問題は無く、また安静時、経鼻呼吸時には軟口蓋は下がっている。

この患者が鼻音生成の際に意識的に軟口蓋を下げる事が出来るように、鼻咽腔ファイバースコープにテレビカメラを接続し、軟口蓋の動きをTVモニター上で患者に見せながら、言語訓練を行なった。同時にペロトレースにより観測された軟口蓋運動をスーパーインボーズ装置、朋栄ビデオグラムVG40を介して画面上に提示し、経鼻深吸気時の軟口蓋の高さを目標として、軟口蓋を発話中に適宜下げるよう練習させた。ときには超音波断層装置による舌運動のモニターも併用し、軟口蓋運動と舌運動のタイミングの訓練も行なった。

4-3 結果

写真 4-1 は訓練前、写真 4-2 に訓練後の軟口蓋運動を示す。各写真で、舌の超音波断層像を背景に上の曲線は軟口蓋運動で上方に軟口蓋の挙上を示す。中央が音声信号、下は時間軸で約 3 秒を示す。被検者が「先天 (/seNteN/) です」と発話したときのもので、被検者の訓練前には鼻音構音の際にほとんど下がらなかった軟口蓋が、訓練後には適宜動くようになりそのパターンは正常者のそれに近くなっていることが判る。

上記のような訓練を当初は週に 1 回、後には 2 ヶ月に 1 回程度行なった。ほぼ数回の訓練で患者はモニターを見ないでも意識的に軟口蓋を下げる事が出来るようになり、約 1 年後には、日常会話にほぼ差し支えの無いところまで改善した。

4-4 考察

当初は鼻咽腔ファイバースコープの映像の

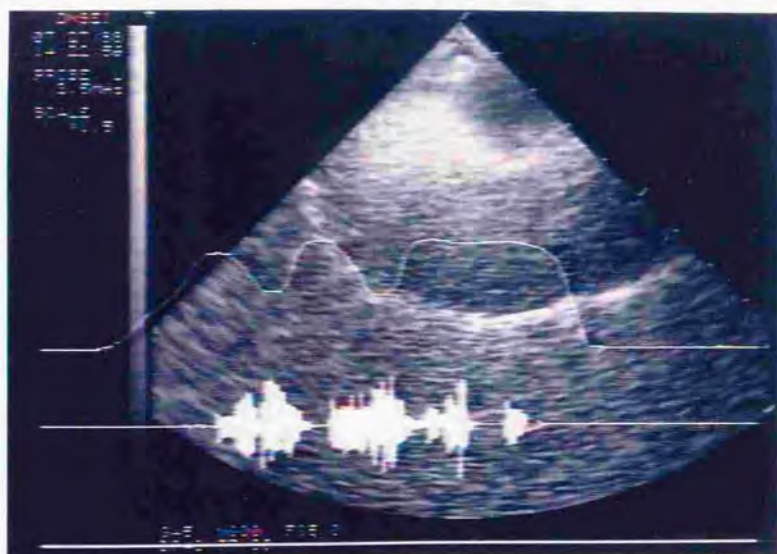
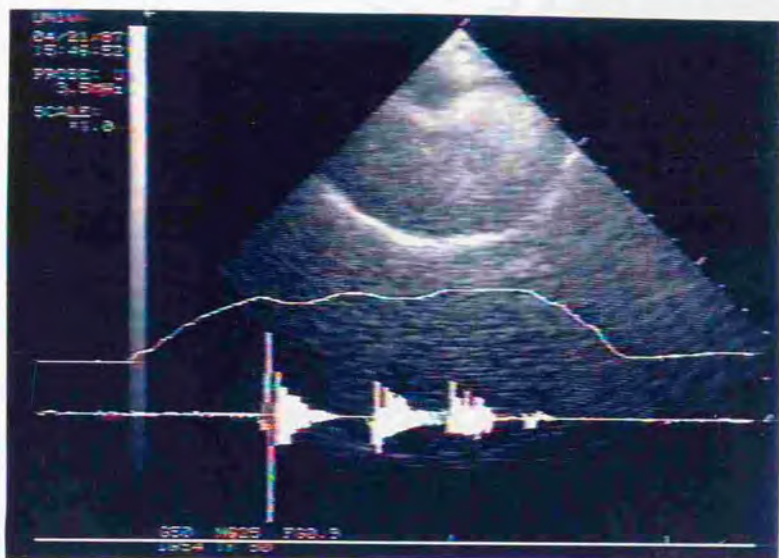


写真 4 - 2 症例訓練後

上を、蓋近
で砂で口
動3の軌れ
運約もたそ
蓋でのつの
口動きが者
軟間とな常
線は時たら正
線はしがは
曲下話下シ
の、発どタ
上号とんバ
に信1との
景声すほそ
背音でにり
をが/際な
像心nのに
断中en音う
波す/音くる
音示天鳳動判
超を先は宜が
舌挙が前はこ
の者練にる
で蓋枕訓後い
真口彼の練て
写軟。者訓で
各にす候、なく
方示被がく

みを患者に提示して訓練を行っていたが¹⁵⁾、鼻咽喉腔の解剖を理解していない者にとってはその映像は写真2-5(35頁)、写真2-6(36頁)に示すように抽象的で判り難い物であるらしく、また訓練の目標も立て難かった。ペロトレースによる軟口蓋の運動軌跡は実時間で軟口蓋の高さを示すためモニター上で軟口蓋の高さの目標位置をはるかに認識し易く、訓練効果の向上をもたらしたと考えられた。

5. 考察

今回開発したペロトレースを、現在まで行なわれてきた各種の軟口蓋運動観測法あるいは機能計測法との比較検討を行なう前に、過去の軟口蓋運動に関する研究とその手段について述べる。

軟口蓋運動観測法について、Fritzellはその歴史について述べている¹⁶⁾。軟口蓋そのものについては、古くは1561年、Falloppeoによってはじめて軟口蓋が硬口蓋と分けて記述された¹⁷⁾。その動きについては1836年にHiltonが顔面外傷症例で顔面組織欠損部から軟口蓋運動を直視したことにはじまる¹⁸⁾。しかしながら顔面組織欠損症例などの非常に特殊な場合を除けば軟口蓋運動を直接観測するには1895年のRöntgenによるX線の発見を待つことになる。そこで種々の間接的観測法がこれ以降開発され、それらの多くは、一部形を変えながらも現在でも使用されている。X線を使用しない観測法としてはCzermakに

よる方法がある。1857年、Czermakは前鼻孔より特殊な形状の鉄線を鼻咽腔軟口蓋鼻腔面に向けて挿入し、軟口蓋運動に伴って鼻外にあるその先端が動くのを観察した。これは今回開発したペロトレースの原形とも言えるものである。その他、彼は鼻咽腔に水を充満させる方法、また前鼻孔の直前に磨いた鏡を置き前鼻孔からの呼気で鏡の曇りとして観察する方法、U字管を用いた鼻腔内圧の測定など現在も用いられている方法の原形を発表している¹⁹⁾。

1895年、RöntgenによるX線の発見以後、X線は画像診断に用いられるようになり、軟口蓋運動の観測法は、その他の光学機器、電子機器の発達も伴ってより直接的な方法が開発されてきた。種々の方法が開発考案され現在に至っているが、それぞれの方法についての利点、欠点及びその適応について、以下にそれらを方式別に検討するとともに、今回開発したペロトレースの有用性について考察す

る。

5-1 X線を使用するもの

構音器官の観測については1898年、Scheierが報告しているが²⁰⁾、構音器官の動的観測が可能になったのはX線映画撮影が普及し始める1950年代である。1952年にはCarrellがX線映画で軟口蓋運動を観察している²¹⁾。1961年、Björkは軟口蓋を毎秒50駒で撮影した際に1駒の間に軟口蓋が最大で3mm動いたことを報告している²²⁾。この場合の軟口蓋の運動速度は毎秒150mmということになり、ペロトレースでのデータ、毎秒140mmとほぼ一致してはいる。しかし軟口蓋の運動範囲がおよそ18mmから20mmであることを考慮すると軟口蓋の細かい運動を把握するには時間分解能は不十分であると言わざるを得ない。1964年にはMcWilliams-NeelyらがX線ビデオ撮影を行ない²³⁾、それ以後この方法が普及していった。しかし多かれ少なかれ被検者はX線にさ

らされざるを得ない。また得られるデータは画像データであるので、軟口蓋運動の時間的な変化を見るためには一駒一駒解析してゆく必要がある。

被検者に対するX線被爆の減少と時間分解能の向上、データ処理の自動化を目的として1975年、Kiritaniらは計算機とX線装置を組み合わせた生体運動観測装置を開発し、軟口蓋を含めた構音器官の運動観測に使用している。原理的には、構音器官に貼り付けた金属ペレットを、計算機で制御された非常に細く絞ったX線ビームで追跡し、その運動軌跡を描かせるというものである²⁴⁾。この方法で確かにX線被爆は軽減され、そのデータは直接計算機に取り込まれるため解析は比較的容易であり、軟口蓋の運動特性について有用なデータが得られているが²⁵⁾、その設備自体が非常に大型かつ高価で、その運用、維持にも多大の労力を要し、臨床的に用いるためには不向きである。

5-2 内視鏡などを使用するもの

1966年、Taubがpanendoscopeという硬性内視鏡を用いて鼻咽腔閉鎖機構について観測を行なった²⁶⁾。しかしながらこの内視鏡は経鼻的に用いるには大きすぎて口腔からの観測にとどまった。従って、口腔内に挿入された内視鏡のためにごく限られた構音動作の際にしか自然な状態では観測できなかった。

1966年、池田により開発された気管支ファイバースコープはスコープの細径化により、その経鼻挿入の可能性をもたらした²⁷⁾。1971年、沢島によりファイバースコープは耳鼻咽喉科領域に応用されるようになり、喉頭や軟口蓋、鼻咽腔の観測にも用いられるようになった²⁸⁾。

しかしながら得られるデータはやはり画像データであるので、軟口蓋運動の時間的な変化を見るためには映画であれビデオであれ、撮影されたものを一駒一駒解析してゆく必要

がある。撮影駒数を増せば、運動軌跡の時間分解能は向上するが、同時にそのデータ解析に要する時間、労力も増えるという問題がある。さらには光学系の問題により、得られた画像の特別な補正を行わない限り、軟口蓋の運動軌跡データには直線性が無い。

以上のような欠点はあるものの、鼻咽腔ファイバースコープは現時点で最も簡便かつ安全な観測法であり、軟口蓋運動の定性的な評価手段として臨床的に広く用いられている。

5-3 その他の方法

以上、X線と内視鏡的手法を用いた軟口蓋運動観測法について述べたが、それ以外の技術を駆使して、軟口蓋運動の直接観測を試みた例を幾つか見いだすことができる。

5-3-1 nasographとvelograph

1971年にOhaloはnasographという器械を考案し、発話の際の鼻咽腔閉鎖を観測している

29)。nasographは、透明なチューブの中の先端側に光源を、それよりも約9cm手前に受光素子を付けたもので、被検者の鼻腔を通して受光素子が上咽頭に、光源が口腔側に位置するように留置される。この方法では上咽頭にある受光素子の受ける光量が鼻咽腔閉鎖度と反比例することを利用した方法である。しかしこの方法ではOhala自身も指摘するように、受光素子が感知した光量と軟口蓋運動の間には直線関係はなく、また留置したチューブ自体が軟口蓋運動で動いてしまう可能性もあるため、軟口蓋運動の正確な測定には適さない。但し、観測機器そのものが簡便であるため、同様のものが1982年、Dalstonによっても考案され³⁰⁾、後にマイクロコンピュータと組み合わせられ現在も使用されている³¹⁾。

受光素子を利用した軟口蓋運動観測法としては他に、1978年にKuenzelの考案したvelographがある³²⁾。これはnasographが鼻咽腔閉鎖部の透過光を測定したのに対し、軟口蓋

鼻腔面の光の反射を利用した方法である。いづれの方法も軟口蓋運動はアナログ信号として出力され、一駒毎の計測は不要であるが、計測した値は間接的であり、その直線性に問題がある。

5-3-2 Christiansenらの方法

1971年にChristiansenらはレバーによって口腔内から軟口蓋運動を観測する器具を考案している³³⁾。この器具は、一本のレバーとその動きを感知する変位センサー、被検者個人に合わせて作成した歯冠からなる。被検者の大白歯にレバーの先端が軟口蓋口腔面の前1/3の位置に当たるように装着される。レバーの先端は軟口蓋鼻腔面に向かって常にバネによって押し付けられており、軟口蓋口腔面の動きはレバーによって感知され変位センサーに伝えられる。この方法では、器具が口腔内に存在するため構音動作が制限を受け、また器具を被検者によって作り直さねばならない

という実用上の欠点を有する。

5-3-3 電磁誘導を利用した方法

(Articulograph)

1980年代前半には、ドイツ、アメリカ両国ではほぼ同時期に、複数の体外コイルとベレット状の非常に小さなコイルを用いて、体外コイルの通電でベレットに生ずる誘導電流を計測し、その位置を推定する器具が考案された(34)。(35)。その小さなベレットを構音器官に貼り付けその点の運動が観測できる仕組みである。得られるデータの質としては原理的にはX線マイクロビームに匹敵するもので、ドイツではすでにArticulographの名称で市販されているが、観測点を増やした時の時間分解能などに問題があり技術的にまだ完成された方法ではない。

5-4 ペロトレースについて

過去に考案された方法と比較すると、ペロ

トレースは以下のような特徴を有する。

① X線被爆などが無く、非侵襲的である。

この点に関しては、X線を一切使用しないため、その被爆が無いのは当然のこととしても、問題は非侵襲的であるか否かである。現在、最も一般的に行なわれている軟口蓋運動観測法の一つが鼻咽腔ファイバースコープと思われるが、ペロトレースによる観測はこれとはほぼ同様の前処置、手技で行なわれる。ペロトレースのそれは生体組織を傷害することなく、非侵襲的な観測法と考えて差し支えないと思われる。他の観測法でこれよりも侵襲が少ない方法はArticulographだけである。

② 軟口蓋運動を実時間で観測できる。

過去に考案された方法では、軟口蓋運動を定性的には実時間で観測できるが、画像解析を要するX線を用いる方法と内視鏡を用いる方法では軟口蓋の運動軌跡を実時間で得るこ

とは不可能である。これはデータを直接アナログ信号として得られる他の方法に限られる。

③ 構音器官の自然な運動を妨げない。

ペロトレースは経鼻的に上咽頭にまでしか挿入されないため、構音器官の運動を妨げることはない。それに対して器具を経口的に挿入する内視鏡とChristiansenらの方法では構音器官の自然な運動を観察することはできない。

④ データ収集、解析に要する時間が最少である。

ペロトレースのデータはアナログ信号であるため、その収集、解析は非常に容易である。得られるデータは画像データであるX線や内視鏡を用いた観測法では、軟口蓋運動の時間的な変化を見るためには映画であれビデオであれ、撮影されたものを一駒一駒解析してゆく必要がある。この方法では、データ収集よ

りもその解析に多大な時間と労力を要し、実用的とは言えない。また、そのデータの時間分解能は、当然の事ながら時間あたりの撮影駒数に比例し、撮影駒数を増せば、運動軌跡の時間分解能は向上するが、同時に被検者の被爆量とそのデータ解析に要する時間、労力も増えるという問題があるのは前述のとおりである。

⑤ データの信頼性が高い。

ペロトレースで得られるデータは軟口蓋鼻腔面上の一点の動きを反映している。多くのX線映画撮影のデータでは軟口蓋の運動軌跡を軟口蓋上の一点で、またX線マイクロビーム、Articulographでは軟口蓋上のベレット、Christiansenらの方法では軟口蓋口腔面上のレバーの先端の動きで代表させておりデータの質としてペロトレースのそれは遜色の無いものと考えられる。

内視鏡やnasograph, velographによるデー

タでは、データの直線性に問題があり、その補正には、X線映画などの直接的な観測法との比較が観測毎に必要と思われ、簡便ではあっても信頼性の高いデータを得るのには適さない。一方、ペロトレースのデータは、過去に行なわれたファイバースコープによる実験データとの比較、X線映画撮影での検討よりその信頼性が確認された。

⑥ 器械自体の構造が単純で信頼性が高い。

ペロトレースはその内部レバーにより機械的に軟口蓋運動を捉え、またセンサー部は体外に位置するため、nasographやvelographのような受光素子を使用するものに比較して鼻腔内の分泌物などの影響を受けにくい。

⑦ 手軽に用いることが出来る。

X線映画撮影のような大きな設備を必要とせず、また内視鏡、nasograph、velographのような光源も不要で、ペロトレース本体と

直流電源、増幅器、記録計があれば観測可能である。ペロトレースによる観測の被検者に対する前処置は、鼻咽腔ファイバースコープと同様の鼻処置のみで、X線マイクロビームやArticulographのようなペレットの装着などは必要とせず、Christiansenらの方法のように器具を被検者に合わせて調整する必要もない。

以上より、ペロトレースは大きな設備を必要とせず、X線被爆等もなく非侵襲的な検査であり、また出力がアナログ電気信号として出されるためデータの収集、解析が容易であり、それに要する時間、労力も著しく軽減される。

特にこの観測法の大きな利点は、軟口蓋運動の実時間での観測とその提示が極めて容易に可能となったである。これは臨床応用に極めて重要な点である。診断、病態の記述のみならず、本研究で試みられたように構音訓練

でのバイオフィードバックの一つの手法としての利用も考えられる。

参 考 文 献

1) Abramson, A.S., Nye, P.W., Henderson,
J.B. and Marshall, C.W. (1981)

Velar height and the perception of
consonantal nasality. J. Acoust. Soc. Am.
70, 329-339.

2) Fant, C.G.M. (1970)
Acoustic Theory of Speech Production
(2nd Edition). The Hague: Mouton.

3) Fujimura, O. and Lindqvist, J. (1971)
Sweep-tone measurements of vocal-tract
characteristics. J. Acoust. Soc. Am. 49,
541-548.

4) House, A.S. and Stevens, K.N. (1956)
Analog studies of the nasalization of
vowels. J. Speech and Hearing Dis. 21,

218-232.

5) Maeda, S. (1982)

Acoustic cues of vowel nasalization: a simulation study. Recherches/Acoustique. Centre National d'Etudes des Telecommunications, Lannion, 7, 29-36.

6) Henderson, J.B. (1984)

Velopharyngeal function in oral and nasal vowels: A cross-language study. Unpublished doctoral dissertation. University of Connecticut.

7) Moll, K.L., and Danilooff, R.G. (1971)

Investigation of the timing of velar movements during speech. J.Acoust.Soc. Am. 50, 678-684.

8) Sonoda, Y. and Wanishi, S. (1982)

New optical method for recording lip and
jaw movements. J. Acoust. Soc. Am. 72.
700-704.

9) Bell-Berti, F. (1980)

A spatial-temporal model of velo-
pharyngeal functions. In N. J. Lass
(Ed.), Speech and language: Advances in
basic research practice (Vol. IV). New
York: Academic Press.

10) Niimi, S., Bell-Berti, F. and
Harris, K.S. (1982)

Dynamic aspects of velopharyngeal
closure. Folia phoniat. 34. 246-257.

11) Dubois, J. 他著. 伊藤 晃 他訳.
(1980)

ラールース言語学用語辞典, 大修館書店.

12) Ushijima, T., Hirose, H. and

Sawashima, S. (1977)

Effects of accent and speaking rate on
the control of velar articulation. Ann.
Bull. RILP. 11. 23-30.

13) 王 育 德 . (1957)

台灣語常用語彙 . 永和語學社 .

14) Erickson, D., Baer, T. and Harris,

K.S. (1982)

The role of the strap muscles in pitch
lowering. HASKINS LABORATORIES: Status
Report on Speech Research SR-70,
275-284.

15) Siegel-Sadewitz, V.L. and

Shprintzen, R.J. (1982)

Nasopharyngoscopy of the normal velo-
pharyngeal sphincter: An experiment of

biofeedback. Cleft Palate Journal 19,
194-200.

16) Fritzell, B. (1969)
The velopharyngeal muscles in speech:
An electromyographic and cineradio-
graphic study. Acta Otolaryngologica
Suppl. 250.

17) Falloppio, G. (1561)
Observationes anatomicae. M.A.Vlmum.
Venetiis. (文献16より引用)

18) Hilton, (1836)
Case of a large bony tumour in the face
completely removed by spontaneous sepa-
ration. Observations upon some of the
functions of the soft palate and
pharynx. Guy's Hosp. Rep. 1, 493. (文献1
6より引用)

19) Czermak, J.N. (1857)

Ueber das Verhalten des weichen Gaumens
beim Hervorbringen der reinen Vocale.

Weiner akad. Sitzungsberichte 1857. (文
献 16より引用)

20) Scheier, M. (1898)

Die Verwerthung der Röntgen-Strahlen für
die Physiologie der Sprache und Stimme.

Archiv.Laryng.Rhinol. 7, 116. (文 献 16
より引用)

21) Carrell, J. (1952)

A cinéfluorographic technique for the
study of velopharyngeal closure.

J. Speech and Hearing Dis. 17, 224. (文
献 16より引用)

22) Björk, L. (1961)

Velopharyngeal function in connected
speech. Acta. Radiol. Suppl. 202.

23) McWilliams-Neely, B.J. and Bradley,
D.P. (1964)

A rating scale for evaluation of video-
tape recorded x-ray studies. Cleft
Palate Journal 1, 88.

24) Kiritani, S., Itoh, K. and Fujimura,
O. (1975)

Tongue pellet tracking by a computer
controlled X-ray microbeam system.
J. Acoust. Soc. Am. 57, 1516-1520.

25) 米本 清、桐谷 滋、廣瀬 肇.
(1978)

発音運動と筋活動パタンの相関解析.
日本音響学会音声研究会資料 S78-36.

26) Taub. S. (1966)

The Taub oral panendoscope: a new technique. Cleft Palate Journal 3, 328.

27) 池田 茂人. (1988)

気管食道科領域における内視鏡開発と進歩.
日本気管食道科学会会報 39, 85-96.

28) 沢島 政行. (1971)

ファイバースコープによる音声器官の動的観測.
日本音響学会誌 27, 425-434.

29) Ohala. J.J. (1971)

Monitoring soft palate movements in speech. Project on Linguistic Analysis Reports (Phonology Laboratory, Department of Linguistics, University of California, Berkeley) 13, J01-J015.

30) Dalston. R.M. (1982)

Photodetector assessment of velopharyngeal activity. Cleft Palate Journal 19, 1-8.

31) Keefe, M.J. and Dalston, R.M. (1989)
An analysis of velopharyngeal timing in normal adult speakers using a micro-computer based photodetection system. J. Speech and Hearing Res. 32, 39-48.

32) Kuenzel, H.J. (1978)
Reproducibility of electromyographic and velographic measurements of the velopharyngeal closure mechanism. J. Phonetics 6, 345-352.

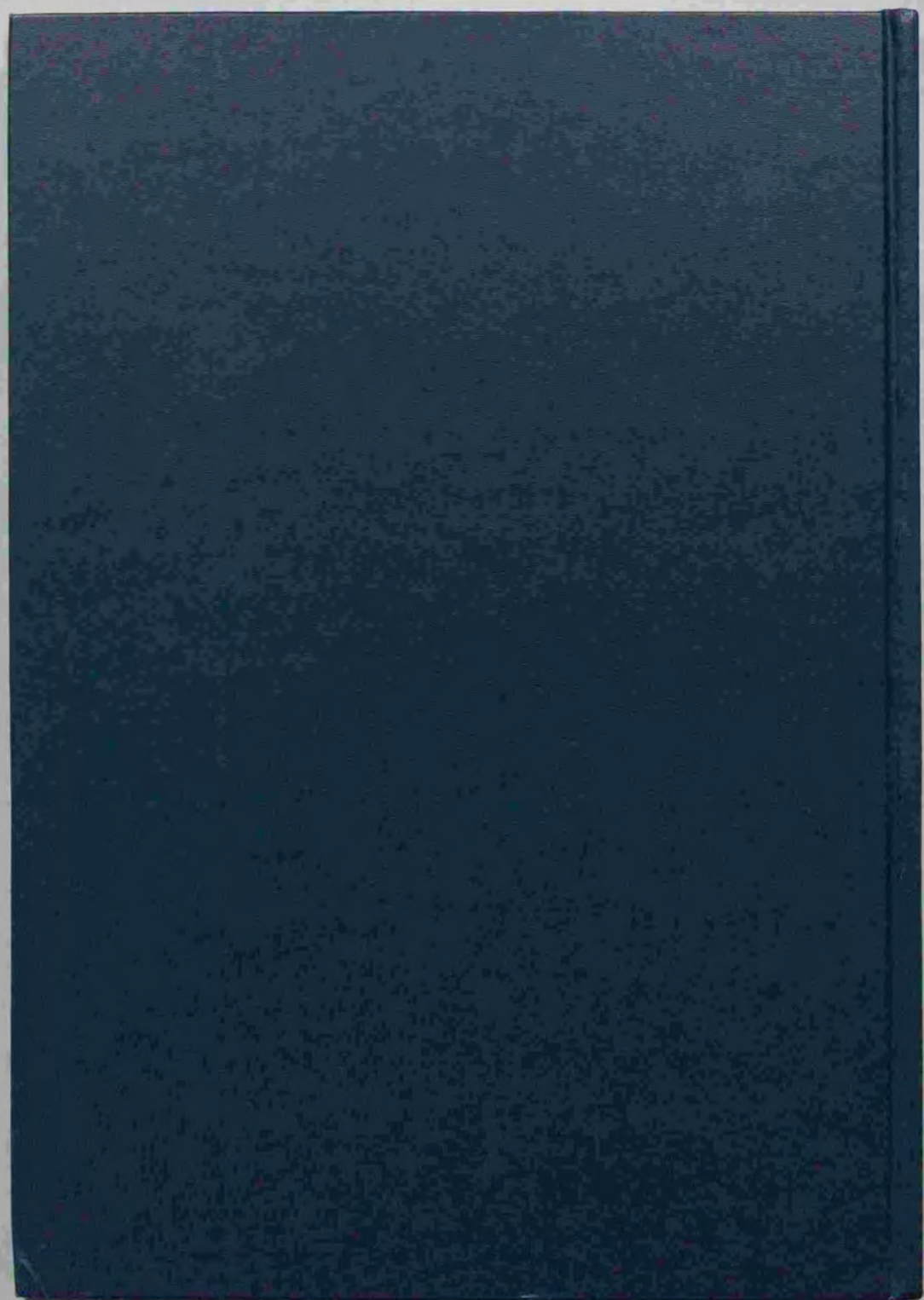
33) Christiansen, R. and Moller, K. (1971)
Instrumentation for recording velar movement. Amer. J. Orthodont. 59, 448-455.

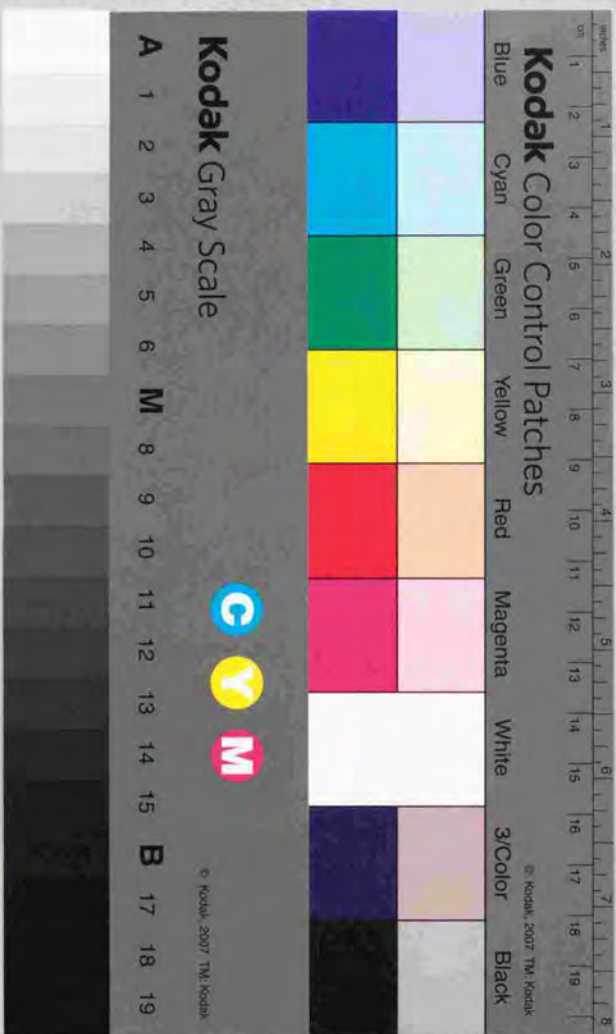
34) Perkell, J.S. (1982)

Advances in the use of alternating
magnetic fields for tracking
articulatory movements. J. Acoust. Soc. Am.
Suppl. 1. 71, S32(A).

35) Schönle, P.W. (1986)

Elektromagnetische Artikulographie:
Eine neue Methode zur bewegungs-
physiologischen Analyse der Sprech-
motorik bei Gesunden und Patienten mit
neurologischen Sprechstörungen.
Habilitationsschrift zur Erlangung der
Venia Legendi am Fachbereich Medizin
der Georg-August-Universität zu
Göttingen.





Kodak Color Control Patches

Blue Cyan Green Yellow Red Magenta White 3/Color Black

© Kodak, 2007 TM Kodak

Kodak Gray Scale

C Y M

© Kodak, 2007 TM Kodak

A 1 2 3 4 5 6 M 8 9 10 11 12 13 14 15 B 17 18 19