The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	鼻音化母音発音時の鼻咽腔閉鎖運動に対する鼻腔内圧の影響
Author(s)	舘村, 卓
Citation	大阪大学, 1985, 博士論文
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/34632
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

https://ir.library.osaka-u.ac.jp/

The University of Osaka

原著

題名

鼻音化母音発音時の鼻咽腔閉鎖運動に対する鼻腔内圧の影響

著者　館村　卓

緒　　言

正常な鼻咽腔閉鎖機能は、発音を行なう上で必須の機能であり、口蓋裂患者の治療は正常な鼻咽腔閉鎖機能の獲得を究極的な目的としている。正常な鼻咽腔閉鎖機能とは、鼻咽腔が目的に応じて開放から完全閉鎖までの種々の閉鎖状態を採ることである。しかしながら、従来から行なわれている口蓋裂治療では非鼻音性子音発音時に鼻咽腔を完全閉鎖させることに主たる関心が払われている。そのため、鼻咽腔閉鎖運動に関する従来の研究では、鼻音あるいは鼻音化母音発音時の完全閉鎖には至らない半閉鎖状態を採る鼻咽腔運動が対象とされることは少なかった。

音声が表出される際には、聴覚、口腔内感覚等の感覚系が関与することについて既に多くの報告[1~8]がされている。しかしながら、個々の構音器官の運動、特に鼻咽腔閉鎖運動の中心的役割を担う口蓋帆挙筋活動がどのよ

うな感覚情報をもとにして調節されているかについては未だ十分には明らかにされていない。構音点が閉鎖され、鼻咽腔も完全閉鎖状態である破裂性子音の発音時には、口蓋帆挙筋活動の調節が口腔内圧の関与を受けることを後藤[9]は明らかにしている。しかし、鼻咽腔が完全閉鎖には至らない半閉鎖状態で維持され、構音点も開放されている鼻音化母音発音時に、口蓋帆挙筋活動が如何なる要素によってどのように調節されるかについては口腔内圧の関与のみでは説明が困難である。

一方日常の臨床の場では、鼻咽腔運動が語音との対応を示さない鼻咽腔閉鎖不全患者に、Palatal lift prosthesis[10]を装着し構音訓練をすることによって軟口蓋運動が賦活されたり、あるいは咽頭弁移植術を施した後に早期に語音に応じた良好な鼻咽腔閉鎖機能を獲得する場合が少なからず存在する。これらの例では、鼻咽腔閉鎖面積を物理的に狭小化することのみで、機能的にも健常者と同様の

鼻咽腔閉鎖運動が獲得されている。従来この理由として、口腔内圧の上昇感が獲得されるためであると言われて来た[10]。しかしながら、破裂音のみならず他の子音に於いても鼻咽腔閉鎖運動が良好となることから、単なる口腔内圧の消長だけでは説明が困難である。むしろ、語音の種類とは無関係に鼻腔内に流入していた発声呼気流が、咽頭弁移植術、p-alatal lift prosthesisあるいは構音訓練等によって鼻音及び鼻音化母音発音時にのみ流入するよう調節されることによって、語音ごとに口腔内圧及び鼻腔内圧の鼻咽腔運動への関与の程度が認識されたかの印象を与え、鼻腔内圧も鼻咽腔閉鎖運動の調節に関与するのではないかと想定される。

そこで著者は、半閉鎖状態を採る鼻音化母音発音時の鼻咽腔閉鎖運動調節の一端を明らかにすることを目的として、鼻音化母音発音時の鼻腔内圧の変化が口蓋帆挙筋活動におよぼす効果を口蓋帆挙筋筋電図を指標として検

討した。また、口蓋裂術後患者に於いて健常者と同様の鼻腔内圧と口蓋帆挙筋活動の関係が認められ得るか否かを検討した。

研究方法

[実験項目]

鼻音化母音発音時の鼻腔内圧と口蓋帆挙筋活動の関係を明らかにするために、以下に示す5項目の実験を行なった。

Ⅰ. 流出鼻腔呼気遮断と口蓋帆挙筋活動

Ⅱ. 流出鼻腔呼気遮断時の声帯振動及び音声変化

Ⅲ. 鼻咽腔完全閉鎖時に他動的に変化させた鼻腔内圧と口蓋帆挙筋活動

Ⅳ．鼻音化母音発音時に他動的に変化させた鼻腔内圧と口蓋帆挙筋活動

Ⅴ．口蓋形成術術後患者における、流出鼻腔呼気遮断と口蓋帆挙筋活動

［被　験　者］

実験項目のⅠ、Ⅱ、Ⅲ及びⅣにおいては、成人健常者を対象被験者とし、Ⅴでは　口蓋形成術術後成人患者を被験者とした。健常者群は、耳鼻咽喉科疾患の既往が無く、構音、鼻咽腔閉鎖機能にも異常を認めず、通常の社会生活を営んでいる２２才から３０才までの男子、延べ５７名とした。患者群は、口蓋裂言語を有する以外は全て健常者と同様である１８才から３３才までの男女、延べ２０名とした。

［スピーチサンプル］

鼻音化母音が単独で発音されることや鼻音化母音によってのみ構成される単語や文章が、日常の日本語会話に出現することは少ない。そのため、鼻音化母音を単独で発音させることは極めて不自然であり、構音方法や音声の安定性を欠く可能性がある。しかし、鼻音に後続する母音は鼻音の特徴を補助するために必ず鼻音化母音となっており、鼻咽腔は半閉鎖状態をとっている。しかも、/m/，/n/行の鼻音と母音が組み合わされた/C/+/V/の形式の語音は容易に且つ安定して発音される。そこで本研究では、常に安定して鼻音化母音が得られる鼻音＋母音（/CV/）の形式で現わされるスピーチサンプルを選択した。実験項目Ⅰ、Ⅱ、Ⅳ、Ⅴでは、/m/行、/n/行の鼻音を前置子音とする鼻音化母音　１０音中、最も口腔気流量に対する鼻腔気流量の大きい/n/行/i/段の/ni/を採用した。実験－Ⅲに

おいても/CV/の形式で発音され、母音部では鼻咽腔が必ず完全閉鎖状態を維持し、どの様な被験者にとっても発音が容易である/pi/をスピーチサンプルとして選択した。

［口蓋帆挙筋活動の測定］

口蓋帆挙筋活動の測定は、三村の筋電図学的手法に従って、直径５０～８０ミクロンのエナメル被覆銅線を用いて、生食水中での電気抵抗が８～１０キロオームとなるように先端部の露出面積を調整したhooked wire electrodeによる双極誘導で行なった。/a/発音時に軟口蓋中央1/3に生じるlevator dimpleを刺入点として、電極間距離７mmで左側口蓋帆挙筋に電極を刺入した。語音表出に障害を来さない様に、刺入後導線を左側上顎結節後方から頬側へ迂回させ頬粘膜に沿わせ口腔外へ出した後、左側頬骨弓部皮膚に固定した。筋活動は、input boxを介し生体電気アンプ

（日本光電、AB-620G）及び　多用途積分ユニット（日本光電、EI-600G）に導出し記録紙に描記した。口蓋帆挙筋活動の測定は、筋電図原波形をR－C回路を用いて平滑化した積分波形における、発音時中央安定部での波形の高さを筋電図値として読み取ることによって行なった。

実験－I．流出鼻腔呼気の遮断と口蓋帆挙筋活動

［実験方法］

鼻音化母音発音時には鼻咽腔は半閉鎖状態となっているため、発声呼気の一部は鼻腔内へも流入する。鼻腔内から鼻腔外へ流出する呼気を外部から遮断すると鼻腔内圧が変化する。鼻音化母音発音時に鼻腔より流出する呼気（流出鼻腔呼気）を遮断して鼻腔内圧に変化を与え、口蓋帆挙筋活動がどのような反応を示すかについて検討した。鼻音化母音発音

時に鼻腔外へ流出する発声呼気を遮断し得る装置（非調節型遮断装置）を作成し、本装置を操作して鼻腔内圧を変化せしめた時の口蓋帆挙筋活動を筋電図を指標として分析した。 ㊀-1

本装置は、図-1に示すごとく、Fleisch式の気流抵抗管（No3）を用いた呼気流量計（日本光電、MFP-1100）に鼻マスクを接続した装置である。本装置内部の気流路中には、コントロールボックス（日本光電、RY-111S）からの遠隔操作により閉じることが可能な電磁シャッターが附属されており、発音時に鼻腔外へ流出する呼気流を遮断できるようになっている。呼気流量計内部での呼吸気流速、呼吸気圧は差圧トランスデューサーによって電気信号に変換後、それぞれ気速用及び呼吸気圧用ひずみアンプ（日本光電、AP-620G）に導出され、記録紙に描記される。

この遮断装置の高さを調整して、実験中の被験者の頭位、姿勢に無理が生じないようにした後、装置の鼻マスクに被験者の鼻を挿入

させ、マスク辺縁接触部から呼気の漏出がないように密着させることを指示する。発音に先立って鼻腔より吸気した後、通常の高さ、大きさで連続してスピーチサンプルを発音するよう予め被験者に指示しておき、被験者に予告なく発音前にシャッターを閉じ流出鼻腔呼気を遮断した。このようにして、流出鼻腔呼気が遮断されていない時、及び遮断された時の積分波形上の口蓋帆挙筋筋電図値を測定し、両者の比較を行なった。

［実験結果］

図－2に記録紙の一部を示した。シャッターを開放して鼻腔から流出する呼気を遮断せずに/ni/を発音させると、発音開始直後に口蓋帆挙筋活動は最大値に達し、後続母音部でほぼ安定した筋活動が維持され、鼻腔気流量も一定に保たれていた。シャッターを閉じると、鼻腔から流出する呼気が遮断されるため装置系内圧（以後、系内圧とする）は急激に

図-2

上昇し最高となる。しかし後続母音部では低下し、発音終了までほぼ一定の高さを維持していた。その時の口蓋帆挙筋筋電図波形の高さは遮断されていない時と比べて低くなっていた。健常被験者14名について、流出鼻腔呼気遮断時、非遮断時各々の発音時中央安定部での積分筋電図値を読み取り比較を行なうことで、流出鼻腔呼気遮断の効果を検討した。表ー1に示すように、流出鼻腔呼気を遮断していない時の積分筋電図値は0.281~1.550mV・secであり、また遮断した時の筋電図値は0.240~1.360mV・secと被験者によって様々な値を示していた。しかし、各被験者個人における筋電図値の変化をみると、シャッターを閉じて流出鼻腔呼気が遮断された時の筋電図値は呼気が遮断されていない時と比べて小さくなる傾向が伺われた。流出鼻腔呼気を遮断していない時と遮断した時各々の口蓋帆挙筋活動の比較を容易にするために、被験者各々について、シャッターを開けている時の積分筋

表-1

図-3

電図値の平均値に対する閉じた時の平均値の百分率を求めた。その結果、図－3に示すように、流出鼻腔呼気遮断時の口蓋帆挙筋筋電図値の比率は、遮断していない時の筋電図値の34％～93％であり、14名の被験者全員において流出鼻腔呼気を遮断すると口蓋帆挙筋活動が低下することが示された。被験者毎に遮断時、開放時それぞれの平均筋電図値の間で有意差検定を行なったところ、表－1に示すように、14名中11名において流出鼻腔呼気を遮断した時の筋電図値は有意水準0.05で有意に低下することが明らかとなった。

実験－Ⅱ．流出鼻腔呼気遮断時の声帯振動及び音声変化

実験－Ⅰによって、鼻音化母音発音時に流出鼻腔呼気を遮断すると口蓋帆挙筋活動が低下することが示された。流出鼻腔呼気が遮断

されることで、鼻腔内での呼気圧が上昇するのみならず、声道内圧の上昇や口前音自体の音響学的変化も生じる。そこで、口蓋帆挙筋活動の低下がこれら同時に生じる現象によって影響を受けているか否かを、以下の実験を行なうことによって検討した。

Ⅱ－1．流出鼻腔呼気遮断と声帯振動

［実験方法］

流出鼻腔呼気を遮断することによる鼻腔内での呼気圧の上昇に伴って、声道内圧も上昇する可能性がある。声道内圧が上昇することによって声門上下圧差が変化すると、音源である声帯振動が変化する。そこで、声帯振動が変化しているか否かを喉頭原音を分析することによって検討した。

音波の音響学的性質が、それを構成する成分音の振幅及び振動数によって決定されることから、音圧及び周波数を対象にして喉頭原

音の分析を行なった。音圧は、ポリグラフを用いて分析し、周波数はsoundspectrograph（KAY、Digital Sona-Graph 7800）によって作成したソナグラムを用いて分析した。図-4
喉頭原音の採取は、図－4に示したように、気管前壁の喉頭突起よりやや下方の皮膚にテープで固定装着したピックアップ（ENDEVCO社、2250-A）を用いて行なった。採取された喉頭原音は、signal conditioner（ENDEVCO社、M-4418）を経由した後、生体電気アンプ（日本光電、AP-620G）及び多用途積分ユニット（日本光電、EI-600G）に入力される。対照音声として、口前音を口唇前20cmに設置したdynamic microphoneによって採取し、気管前壁音と同様の回路を用いてポリグラフに導出する。生体電気アンプに内蔵する1000Hz Hi-cut filterにより濾波した1000Hz以下の音声信号を積分することによって得られる積分波形から発音時中央安定部での波形の高さを読み取って、両音声の音圧の測定を

行なった。また、テープレコーダー（SONY、TC-K7BⅡ）に録音した口前音及び喉頭原音よりsoundspectrographによって発音時中央安定部での両音声のソナグラムを作成し周波数面よりの分析を行なった。試行はシャッターを開放して流出鼻腔呼気を遮断していない時30回、シャッターを閉鎖した時30回の計60回行なった。

［実験結果］

図－5にポリグラフによる音圧測定の記録の一部を示した。シャッターを閉じ流出鼻腔呼気を遮断すると口前音原波形を両波検波した音声積分波形の高さは低下し、口前音音圧が低下することを示していた。しかし、喉頭原音積分波形の高さは変化せず、音圧が変化しないことを示していた。被験者5名について、流出鼻腔呼気を遮断した時と遮断していない時各々の発音時中央安定部での口前音積分値と喉頭原音積分値を読み取り平均値及び

図-5

表-2

標準偏差を算出した（表－２）。口前音の平均積分値は被験者５名中４名（#1~4）において低下を示し、１名（#5）においては上昇を示していた（表－２、図－６－ａ）。一方、喉頭原音の平均積分値を見ると、被験者５名中４名（#1~#4）において低下、５名の内１名（#5）では上昇と各被験者毎の口前音の変化と同様の変化を示していた（表－２、図－６－ｂ）。このように、流出鼻腔呼気遮断による口前音音圧及び喉頭原音音圧の変化には被験者間に共通する傾向は見いだされなかった。しかしながら、両音声について流出鼻腔呼気を遮断していない時の平均積分値と遮断した時の平均積分値の間で検定を行なうと、口前音では呼気遮断時の平均積分値は、５名中４名において有意水準０．０１で遮断していない時と比較して有意の低下を示していた。しかしながら、喉頭原音では、平均値差検定を行なっても、５名全員、それぞれの平均積分値の間には有意の差は認められず、音圧から

図-6-a

図-6-b

見た喉頭原音の変化は生じていないことが示された。

次いで、周波数面より両音声の分析を行なうために、発音時中央安定部での両音声のソナグラムをsoundspectrographによって作成した（図－7）。流出鼻腔呼気を遮断していない時の発音時中央安定部での口前音のソナグラムには、250Hz辺りの強い成分や1000~2000Hzにかけての台形状成分等、鼻音化母音のソナグラム上での特徴が認められた。しかしながら、シャッターを閉じ呼気を遮断すると、1000Hz以下の成分の移動や1000から2000Hzにかけての台形状成分の消失が認められた。一方、喉頭原音では、被験者全員流出鼻腔呼気を遮断していてもしていなくても各々のソナグラムの成分に消失や移動は認められなかった。このことは、周波数の上でも喉頭原音には変化が生じていないことを示している。

以上、喉頭原音の高さ、大きさが変化を示さなかったことから、流出鼻腔呼気を遮断し

図-7

ても、声帯振動の振幅や振動数に影響が及んでいないことを示している。

Ⅱ-2. 自己音声マスキング下での流出鼻腔呼気遮断と口蓋帆挙筋活動

鼻音化母音を発音している時に流出鼻腔呼気が遮断されると、口腔音に対する鼻腔の共鳴効果が変化する。流出鼻腔呼気が遮断されることによって、図－7のソナグラムに示したように、鼻音化母音発音時の口前音の特徴が消失する。このことから、鼻音化母音の聴覚的印象が変化することがわかる。口前音における聴覚的印象の変化が、聴覚系いわゆるAuditory feedback系を介して構音活動そのものを変化させている可能性がある。そこで、自己音声に対してnoise maskingを行なうことによって構音活動に対する聴覚系の関与を除去し、流出鼻腔呼気を遮断することによる口蓋帆挙筋活動を記録分析した。

Ⅱ-2-a. 自己音声マスキング下での発声努力に対する指示と口前音音圧

[実験方法]

自己音声マスキングを効果的に行なうには、表出される音声の大きさ即ち口前音の音圧を、masking noise の大きさと関連させて制御することが必要である[11]。外部よりnoise を負荷すると、自己音声の聴取が妨げられるため大きな声で発音する（音圧の上昇）ばかりでなく、声の大きさのばらつきも通常のばらつきと比較して大きくなる（音圧変動の増大）と言われている[12]。しかしながら、マスキングを行なっている時に発声努力を一定にして発声した場合、音圧や音圧変動がどのように変化するかについては不明である。そこで、本段では発声努力に対する指示の有無によって、表出されるスピーチサンプルの音圧や音圧変動がmasking noise level に応じてどのように変化するかを分析し、自己音声マスキ

ングが安定して行ない得るか否かを検討した。図－8に自己音声マスキングに用いた装置のblockdiagramを示す。FFTアナライザー（小野測器、CF-500）より発生するDC-20kHz white noiseから、内蔵するlow pass filterによって、masking noiseとして使用するDC-2kHz band pass noiseを生成した。このband pass noiseを60,90,100 dB(A)の3種のlevelに増幅して被験者に負荷し、masking levelごとの口前音音圧を普通騒音計（RION, NA-20）から読み取った。試行は3種のmasking level毎に発声努力に対する指示（「いつもと同じと思える声の高さ、大きさで発声しなさい」）を与えた場合と、与えない場合それぞれ10回づつ計60回行なった。

図-8

［実験結果］

マスキング効果について知るために、実験終了後被験者5名全員に自己音声聴取の有無

について調べたところ、指示を与えていない場合は90,100dB(A)でmasking noiseを負荷しても自己音声は聴取されるが、指示を与えておいた場合は5名全員 100 dB(A)負荷時に自己音声の聴取が不可能であることがわかった。

表ー3に、負荷したmasking noise level毎に測定した口前音音圧から算出した平均値と標準偏差を示した。指示のない場合の口前音音圧の平均値は、masking noise levelを上昇させると、被験者によって異なるが90dB(A)で負荷した時には、1.2~16.1dB(A)、100dB(A)で負荷した時には1.2~17.8dB(A)の上昇を示した。一方、指示を与えておくと、90dB(A)で負荷した時には0~1.0dB(A)の上昇を示し、100dB(A)では#2,4,5の被験者は1.9~3.8dB(A)の上昇、#1,3では、0.1~0.7 dB(A)の低下であった。しかし、負荷したmasking noise levelが上昇しても、指示のある場合の口前音音圧平均値の変化は指示のない場合の

表-3
図-9

平均値の変化と比較して小さくなっていた（図－９）。各被験者についてnoise level毎に口前音音圧の標準偏差を調べた。指示のない場合には標準偏差は60dB(A) 負荷時と比較して、 90dB(A) で負荷した時に 0.1~1.7 dB(A) 変化し、100dB(A)で負荷した時には0.4~0.9dB(A)変化していだ。しかし、最も大きい変動を60dB(A) 負荷時に示す被験者（#1,2）、90dB(A) 負荷時に示す被験者（#4,5）と、被験者によってnoise level 毎に示される音圧変動は異なっていた。指示を与えておいても、最も大きい変動を60dB(A) で示す被験者（#4）、90dB(A) で示す被験者（#2,5）、100dB(A)で示す被験者（#1,3,5）と被験者間に一定の傾向は認められなかった。そのため、この変化を無視し得るか否かを60dB(A) でmasking noise を負荷した時の口前音音圧の標準偏差を基準にして検討した。

指示のある場合は、masking noise level を上昇させても被験者５名全員の口前音音圧

の分散は90dB(A)負荷時、100dB(A)負荷時ともに有意の差を示さなかった。しかし、指示のない場合には、5名中2名の被験者(#2,#5)において口前音音圧の分散が有意に変化していた。

次いで、各noise level毎に指示を与えた場合と与えない場合の音圧の標準偏差について比較した。90dB(A)負荷時には指示を与えた場合の方が標準偏差が大きい被験者(#1,2)、あるいは小さい被験者(#3,4,5)と様々であった。100dB(A)負荷時には#1の被験者を除いて全員、指示のある場合の方が標準偏差は小さくなっていた。等分散検定を行なったところ、被験者5名中4名(#2~5)において、指示を与えておいて自己音声の聴取ができない状態での標準偏差と指示を与えていない時(noise level に抗して自己音声を聴取している状態)の標準偏差の間に有意差は認められなかった。

以上の結果より、発声努力に対する指示を

与えておけば、マスキングを行なっても口前音音圧の上昇はわずかで、音圧の変動は自己音声を聴取して音圧を調節できる時と比較して小さくなることが示された。

従って、自己音声の聴取が不可能な状態でも発声努力に対する指示が、自己音声の音圧の安定化に対して、有効であることが明らかとなった。

Ⅱ-2-b. 100dB(A) DC-2kHz masking noiseによるマスキングと口蓋帆挙筋活動

[実験方法]

100dB(A) DC-2kHz band pass noiseはmasking noiseとして、有効であった(実験-Ⅱ-2-a)。そこで、発声努力を一定にするように指示を与えておき、図-10に示すblockdiagramに従って、実験-Ⅰで用いた非調節型遮断装置を操作して流出鼻腔呼気を遮断し、

図-10

鼻音化母音発音時の口蓋帆挙筋筋電図を測定した。実験－Ｉにて流出鼻腔呼気遮断時の口蓋帆挙筋活動が有意に低下を示した１１名の被験者群より無作為に抽出した５名（本実験における低下群とする）、及び有意の変化を示さなかった３名（非低下群）計８名を対象被験者として本実験を行なった。

［実験結果］

自己音声マスキングをしない時、低下群における流出鼻腔呼気遮断時の筋電図値は、実験－Ｉの結果同様、遮断していない時と比較して小さな値を示し、その低下幅は０.１５３~０.６１６ｍＶ・ｓｅｃであった。またマスキングを行なった状態で、流出鼻腔呼気を遮断すると筋電図値は０.１４０~０.５８５ｍＶ・ｓｅｃの低下を示し（表－４－ａ，図－１１－ａ）、口蓋帆挙筋活動はmasking noiseの有無にかかわらず、流出鼻腔呼気を遮断すると小さくなった。非低下群３名では、非マスキング時に０.００５~０.０５８ｍＶ・secの上昇を示す被験者（#1,2）、０.０２９ｍ

表-4-a
図-11-a

表-4-b
図-11-b

V・secの低下を示す被験者（#3）と様々であったが、マスキングすると低下群と比較して低下幅は小さいながらも0.008~0.048mV・secの低下を示した（表－4－b，図－11－b）。このように、自己音声マスキングを行なって、シャッターを閉じ流出鼻腔呼気を遮断すると、被験者8名全員の平均口蓋帆挙筋筋電図値は流出鼻腔呼気を遮断していない時と比較して小さくなっていた。マスキング下での流出鼻腔呼気を遮断した時、遮断していない時各々の平均筋電図値について検定を行なったところ、低下群5名（表－4－a，#1~5）では、流出鼻腔呼気遮断時に低下した筋電図値と非遮断時の筋電図値の間には有意差のあることが認められた。一方、非低下群3名（表－4－b，#1~3）の内1名（#3）の被験者では、マスキング状態で流出鼻腔呼気を遮断した時に低下した筋電図値と非遮断時の筋電図値の間には有意差が認められたが、2名（#1，2）においては、有意差が認められな

かった。

以上の結果は、低下群、非低下群ともに流出鼻腔呼気を遮断した時の口蓋帆挙筋活動の反応がmasking noiseを負荷しても変化しないことを示している。

従って、鼻音化母音発音時に流出鼻腔呼気を遮断したことによる音声の変化が、聴覚系を介して、口蓋帆挙筋活動の調節に影響を及ぼしている可能性は低いことが示された。

実験－Ⅲ．鼻咽腔完全閉鎖時に他動的に変化させた鼻腔内圧と口蓋帆挙筋活動

［実験方法］

実験－Ⅰ、Ⅱの結果から、流出鼻腔呼気遮断時の口蓋帆挙筋活動の低下が、声帯振動の変化による効果や聴覚系を介する効果であるよりも、鼻腔内圧の上昇による効果である可能性が高いことが伺われた。そこで、系内圧の上昇が鼻腔内で感知され口蓋帆挙筋活動の

調節に関与するか否かを検討した。即ち、鼻咽腔が閉鎖され鼻腔が口腔から完全に分離された状態で鼻腔内に種々の高さの圧を負荷し、鼻腔内圧と口蓋帆挙筋筋電図を同時に測定した。本実験では鼻咽腔が完全閉鎖状態を採り発声時の呼気が鼻腔内に流入しない/pi/をスピーチサンプルとして選択した。また外部より調節的に鼻腔内圧を変化させるために、非調節型遮断装置を改造して調節型遮断装置を作成した。本装置は、図－12－aに示すように、非調節型遮断装置の鼻マスク部に、外部より空気を吹送するノズルと可変開放弁が接続されている。外部より吹送する気流量と開放弁の開放度を調節し、シャッターを閉じることによって、本装置の特性曲線（図－12－b）に示すように0~10cmH_2Oまでの任意の空気圧を装置系内に負荷でき、シャッターを閉じていない時には空気圧が負荷されないようになっている。

下-12-a

下-12-b

本装置を用いて、スピーチサンプル発音時

に鼻腔ー鼻マスク系内に空気を吹送する。シャッターを閉じて鼻腔内に圧を負荷した時の発音時中央安定部即ち破裂子音後続母音部での口蓋帆挙筋筋電図値を読み取り、負荷していない時の筋電図値と比較検討した。本実験では中耳に対する障害を防止するために、10 cmH_2O までの鼻腔内圧を負荷することにした。

[実験結果]

外部より空気を吹送して得られる鼻腔内圧を1 cmH_2O の単位で区切り、その範囲内に含まれる鼻腔内圧の平均値と、その範囲の鼻腔内圧に対応する口蓋帆挙筋筋電図値を読み取り、平均値及び標準偏差を被験者毎に求めた（表－5）。鼻腔内圧を負荷した時の口蓋帆挙筋筋電図値と圧を負荷していない時の筋電図値との比較を容易にするため、負荷した時の筋電図値のシャッター開放時に対する比率を算出し、被験者毎に図示した（図－13）。

表-5

図-13

#7, #9 の被験者では鼻腔内圧を高くすると、

筋電図値は鼻腔内圧を負荷していない時の筋電図値と比較して、平均値として#7で0.09~0.16mV・sec,#9で0.01~0.12mV・sec低い値を示した。また#9の被験者では、鼻腔内圧の高さとは関係なくほぼ一定の値を示していた。しかし、#1,2,3,4,5,6,8,10の被験者では、鼻腔内圧を高くすると筋電図も負荷していない時と比較して大きな値を示していた。しかも、#1,3,5,6,10,の被験者では、鼻腔内圧の大きさに対応して筋電図値は大きくなる傾向が認められた。破裂子音後続母音部での口蓋帆挙筋筋電図値と鼻腔内圧との相関係数を求めたところ、表－6に示したように、被験者によってその相関係数は0.007~0.802と様々な値を示した。10名の被験者全員の相関係数について検定を行なった結果、10名中7名(#1.3.5.6.7.8.10)において、口蓋帆挙筋活動は有意水準0.05で有意に鼻腔内圧と相関していた。

表-6

以上の結果から、鼻咽腔が完全に閉鎖され

ている状態で鼻腔内にのみ圧を負荷することによっても口蓋帆挙筋活動は鼻腔内圧に影響されることが示された。

実験－Ⅳ．鼻音化母音発音時に他動的に変化させた鼻腔内圧と口蓋帆挙筋活動

鼻音化母音発音時に、流出鼻腔呼気を遮断したことによって口蓋帆挙筋活動が低下した。実験－Ⅱ，Ⅲによって、口蓋帆挙筋活動の変化は鼻腔内圧が変化したことによる効果である可能性が高いことが示された。そこで、本実験では、調節型遮断装置を用いて外部より調整した鼻腔内圧を形成することで、系内圧の高さと鼻音化母音発音時の口蓋帆挙筋筋電図値を同時に測定分析し、鼻腔内圧と口蓋帆挙筋活動の関係を検討した。

Ⅳ－1．系内圧と下鼻道後方で計測した鼻腔内圧

［実験方法］

鼻咽腔の完全閉鎖状態では調節型遮断装置操作時の系内圧は鼻腔内圧と等しい。しかし、半閉鎖状態では、鼻腔内には外部より吹送した空気のみならず発声呼気も流入し、鼻腔内で空気が圧縮される。そのため鼻腔内圧と系内圧は必ずしも同値ではない。従って、本装置操作時に計測される系内圧の変化を鼻腔内圧の変化として扱い得るか否かを検討する必要がある。そこで、まず健常者５名を対象に、装置を操作した時の系内圧と被験者の下鼻道に挿入した#３ネラトンによって下鼻道後端部での鼻腔内圧を同時に測定し、加えて、装置のシャッターを閉じていない時の鼻腔内圧も測定した。

［実験結果］

シャッターを閉じていない時の鼻腔内圧を測定すると平均値で、0.27~2.18cmH_2Oであり、鼻音化母音発音時に形成される鼻腔内圧は被

験者によって異なっていた。

調節型遮断装置を操作して吹送する空気流量を増加させると、系内圧、鼻腔内圧ともに高くなる。被験者5名について、系内圧、鼻腔内圧を同時に読み取り散布図に図示すると、図-14両者間に直線相関の可能性が伺われた（図-14）。そこで、両者の間での一次回帰式をもとめたところ、回帰係数は0.753~1.048とほぼ被験者による相違は認められず、また相関係数を求めると全員0.90以上の値が得られ、回帰式が系内圧鼻腔内圧各々の値と“あてはまり具合”がよいことがわかった。各被験者の回帰式を用いて発音時の鼻腔内圧に相当する系内圧を算出すると、#1では0.596±0.24，#2では1.194±0.65、#3では-0.308±0.04，#4では1.242±0.65，#5では1.213±0.89（単位cmH_2O）となった。

以上の結果、本装置で測定される系内圧の高さから鼻腔内圧の高さを推定できることが示された。

Ⅳ－2．10cmH$_2$O までの鼻腔内圧に対応する系内圧を負荷した時の口蓋帆挙筋活動

［実験方法］

実験Ⅳ－1の結果から、系内圧の高さで鼻腔内圧の高さを推定し得ることがわかった。そこで、外部より鼻腔内圧として10cmH$_2$O までの範囲内の系内圧を被験者の鼻腔内に負荷し、系内圧の高さと口蓋帆挙筋活動の関係を検討した。

［実験結果］

系内圧を調節して鼻腔内に圧を負荷した時、7名の被験者の内5名（#1，3，4，5，6）においては、系内圧が高くなると筋電図値は圧を負荷していない時と比較して小さくなっていた。また7名中2名（#2，7）においても5cmH$_2$O以下の系内圧に対して、圧を負荷していない時と比較して筋電図値はやや小さくなっていた

表-7

（表－７）。負荷した系内圧の高さと口蓋帆挙筋活動の関係をより明確にするために、圧を負荷していない時の筋電図値との比率を求め図示した（図－１５）。被験者毎に系内圧の高さに対する筋活動量をみると、1.0cmH_2O～2.0cmH_2Oの範囲内で筋活動量が最小となり、更に系内圧が上昇すると圧を負荷していない時の口蓋帆挙筋筋電図値に回復する傾向を示す群（図－１５、実線、＃２、５、７）及び、3～4cmH_2O以下の系内圧の範囲内では圧の上昇に伴って口蓋帆挙筋筋活動が低下を示すが、系内圧を上昇させても筋活動はそのまま低下し維持される群（図－１５、点線、＃１、３、４、６）の２群が認められた。このことから、鼻腔内に負荷された系内圧が低い範囲内（4cmH_2O以下）では、鼻音化母音発音時の筋活動は鼻腔内圧の上昇に対して低下する傾向を示すが、負荷した鼻腔内圧が比較的高い範囲（4cmH_2O以上）での鼻腔内圧の上昇に対しては、被験者によって筋活動の対応様式が２種

図-15

類存在することがわかった。

Ⅳ－3．鼻音化母音発音時に形成される鼻腔内圧に対応する系内圧と口蓋帆挙筋活動

［実験方法］

実験－Ⅳ－2によって、系内圧として4cmH_2O以下の範囲内で、鼻腔内圧を高めていくと鼻音化母音発音時の口蓋帆挙筋活動は小さくなる傾向が伺われた。しかしながら、外部から圧を負荷することなく自然な状態で鼻音化母音を発音している時に、発声呼気によって形成される鼻腔内圧と口蓋帆挙筋活動との間にどのような関係が存在するかについての詳細は不明である。そこで、実験－Ⅳ－2と同じく調節型遮断装置を用いて、通常鼻音化母音発音時に形成される鼻腔内圧の範囲内で、鼻腔内圧と口蓋帆挙筋活動の関係について検討した。実験Ⅳ－1の結果より、発音時に形成さ

れる鼻腔内圧の範囲に対応する系内圧の範囲を2cmH$_2$O以下とし、その範囲内で系内圧を調整して、系内圧と口蓋帆挙筋筋電図値を測定し分析した。

[実験結果]

2cmH O以下の範囲内に系内圧を設定しても8名中7名（#1~5,7,8）の被験者では、実験一I同様、筋電図値は小さくなっていた。なおかつ7名の内4名（#1,2,3,7）においては系内圧が上昇すると系内圧に対応して口蓋帆挙筋活動が低下する傾向を示した。また8名中1名（#6）においては、系内圧が0.37cmH$_2$Oである時の筋電図値はシャッターを開放している時と比較して0.03mV・sec高くなっていたが、系内圧を上昇させると他の7名同様筋電図値は小さくなっていた。（表－8，図－16） 表-8 図-16

被験者8名の口蓋帆挙筋筋電図値と系内圧の相関を調べたところ、表－9に示すように、 表-9

8名中3名（#4,6,8）においては0.030~0.293の相関係数、また5名（#1,2,3,5,7）においては-0.508~-0.317と負の相関係数が得られた。相関係数の検定を行なったところ、8名中#1、2、3、5、7の5名の被験者において、口蓋帆挙筋筋電図値と系内圧値の間には有意に負の相関関係が成立した。この結果、発音時に形成される鼻腔内圧の範囲内においても、鼻腔内圧が上昇すると口蓋帆挙筋活動が低下する関係が8名中5名において成立することが示された。

実験－V．口蓋形成術術後患者における、流出鼻腔呼気遮断時の口蓋帆挙筋活動

［実験方法］

実験－Ⅰ、実験－Ⅱ、実験－Ⅲ及び実験－Ⅳの結果、健常者にとっては、鼻腔内圧が上昇すると鼻音化母音発音時の口蓋帆挙筋活動

が低下することが示された。健常者に認められたこのような鼻腔内圧と口蓋帆挙筋活動の関係が、口蓋形成術術後患者においても成立するか否かは治療上重要なことである。そこで、口蓋裂術後患者を内視鏡（nasophryngeal fiberscope、NPF）による所見に基づき、鼻咽腔閉鎖機能の良否によって2群に分類し（blowingを行なわしめた際に鼻咽腔閉鎖面にbubbleを認める程度の患者4名を良好群とし、嚥下時にしか鼻咽腔の完全閉鎖が得られない患者16名を不良群とした）、実験－Ⅰと同様にして鼻音化母音発音時に流出鼻腔呼気を遮断して口蓋帆挙筋筋電図値を測定した。

［実験結果］

不良群では、スピーチサンプル発音時に流出鼻腔呼気を遮断すると、系内圧は発音開始時にpeakに達した後、後続母音部で低下する。しかし、健常者と異なり発音中に系内圧が通常より高く維持されるのではなく、発音開始 図-17-a

から終了まで低下を続け、また圧が上昇しても口蓋帆挙筋筋電図積分波形は変化を示していなかった（図－１７－ａ）。一方、良好群では、流出鼻腔呼気を遮断して上昇した系内圧は鼻音後続母音部で、発音中低下を続ける不良群とは異なり、むしろ健常者での変化と同様に発音終了までほぼ同じ高さを維持しており、口蓋帆挙筋筋電図波形も低下を示していた（図－１７－ｂ）。 図-17-b

不良群１６名、良好群４名の流出鼻腔呼気遮断時、非遮断時各々の筋電図値を読み取り平均値及び標準偏差を算出した（表－１０）。 表-10 図-18

更に、流出鼻腔呼気を遮断していない時の口蓋帆挙筋筋電図値を１００％とした時の遮断時の筋電図値の百分率を求め、筋活動を比較した（表－１８）。流出鼻腔呼気を遮断していない時の筋電図値は、良好群で０.２５０~１.１４８ｍＶ・ｓｅｃ、不良群で０.１４０~３.９４０ｍＶ・ｓｅｃであった。このことは、鼻咽腔閉鎖機能が良好であっても筋電図値は不良群より必ずしも大き

いことはなく、鼻咽腔閉鎖機能の程度とは一致しないことを示している。流出鼻腔呼気を遮断すると不良群では、遮断していない時の筋電図値と比較して、106~123%と筋電図値が大きくなる者、84~99%と小さくなる者と様々な結果が認められた。しかしながら、良好群では、46.2~83.6%と健常者同様、全員筋電図値は小さくなっていた。20名の被験者全員の流出鼻腔呼気を遮断した時の筋電図値について有意差検定を行なった結果、良好群4名中3名にのみ筋電図値が有意に小さくなっていた。

以上の結果より、口蓋形成術術後患者においても、鼻咽腔閉鎖機能が良好となれば、健常者と同様に鼻腔内圧と鼻音化母音発音時の口蓋帆挙筋活動の関係が成立することが示された。

考　　察

1．実験方法について

鼻咽腔閉鎖運動は、軟口蓋の後上方挙上運動、咽頭側壁の内方運動及び咽頭後壁の前方突出運動、以上3種の運動によって構成されている。これら3種の運動が調節されることによって、目的に応じた良好な鼻咽腔閉鎖運動が行なわれる[13,14]。この鼻咽腔閉鎖運動は、開放、閉鎖だけの単純なbinary運動ではなく、鼻音では半閉鎖、非鼻音では完全閉鎖と目的に応じた開放から完全閉鎖までの種々の閉鎖状態を採る運動である。このことは、Roentgen cine.[15～20]、鼻咽腔内視鏡（Nasophryngeal fiberscope ,NPF.）[21]、片側顔面欠損患者の咽頭部の直接観察[13,22,23]等により確認されている。

一方、口蓋裂治療が鼻咽腔の完全閉鎖の獲得を第一義的としてきたことから、従来の鼻咽腔閉鎖運動に関する研究は、完全閉鎖時の

鼻咽腔を主たる対象としていた[3, 9, 12, 24]。しかしながら、正常な鼻咽腔閉鎖運動とは、単音、単語にかかわらず、開放から完全閉鎖までの語音に応じた合目的な閉鎖状態を鼻咽腔が採り維持されることにある。従って、鼻咽腔閉鎖運動の調節機構を明らかにするには完全閉鎖時のみならず、半閉鎖状態を採る時の鼻咽腔が如何にして調節されているかについてさらに追求し明らかにする必要がある。

鼻咽腔閉鎖運動を観察分析する方法としては、NPFによる観察[21]、片側顔面欠損患者を対象とした直接観察[13, 22, 23]、Roentgen cine.による方法[15～20]、附属管腔内の気流や気圧よりの類推[25～28]、及び筋電図学的方法[9, 13～16, 29～32]、等が挙げられる。しかしながら、NPFやRoentgen cine.では、中枢からの指令で行なわれる種々の筋活動によって生じた運動の結果のみならず運動によって生じる組織の歪も含めて観察するため、その運動を担っている閉鎖関連筋がどのよう

にして鼻咽腔閉鎖状態を維持し調節しているのかを直接的に把握し得るものではない。また、鼻腔気流量、内圧を計測する方法は、耳鼻咽喉科疾患の有無や、また口蓋裂患者を対象とした場合の異常構音の存在によってその計測値が変化する。そのため、鼻咽腔閉鎖運動自体の変化を捉え得るか否かは疑問である。特に、口蓋裂形成手術術後に軟口蓋部に瘢痕形成が生じ、鼻咽腔閉鎖機能の不全を呈している患者を対象とした場合、これらの方法では、それら患者の鼻咽腔閉鎖機能不全が瘢痕による物理的な抑制によるのか、筋自体の運動機能不全によるのかは明らかにできない。一方、筋電図学的方法は、筋電図が構音運動そのものを直接担っている筋の活動状態を反映しているため、適切な分析処理方法を用いれば、ある特定の運動に対するその筋の活動様相が把握できる。また筋電図所見を通じて中枢からの指令の様式を推し量ることも可能である[33]。従って、本研究では、半閉鎖状

態における鼻咽腔閉鎖運動の調節の仕組みを筋電図学的手法を用いて明らかにしようとした。

鼻咽腔閉鎖運動の主たる役割を軟口蓋運動が担っていることは、周知の事実である。この軟口蓋を構成する筋は、口蓋帆張筋、口蓋帆挙筋、口蓋舌筋、口蓋咽頭筋、口蓋垂筋であるが、この5筋のうち口蓋帆挙筋が他の4筋よりも、発音活動によく対応した運動を示す筋であり[30]、また鼻咽腔閉鎖運動時の咽頭側壁の内方運動も耳管咽頭筋筋腹がその深層を走る口蓋帆挙筋の活動によって内方へ押し出されるために生じる運動であることが明らかとなっている[13]。このように、口蓋帆挙筋が発音時の鼻咽腔閉鎖運動の中心的役割を担っていることについては、従来より多くの報告がなされている[13, 14, 16, 29, 30, 34, 35]。従って、鼻咽腔閉鎖運動に関する筋電図学的研究は、口蓋帆挙筋活動を測定分析することによってなされるのが一般的に妥当とさ

れており(9,13～16,29～32,34～36)、本研究においても鼻音化母音発音時の鼻咽腔閉鎖運動に関しては口蓋帆挙筋活動を対象として行なった。

従来より、口蓋帆挙筋への電極刺入は、経口もしくは経鼻的に行なわれている。経鼻的刺入法の長所は、経口的刺入時の構音活動への障害を回避し得ることにあると言われて来た(15,35)。しかしながら、経鼻的刺入法は刺入点の決定が困難であり、また本実験では被験者に鼻マスクを装着するため、経鼻的刺入法では、刺入時に用いるelectrode tipの保持が困難な上、tipの留置によって発音時に鼻腔気流障害が生じる可能性が考えられる。他方、経口的刺入法は、口蓋帆挙筋活動の結果軟口蓋に生じるlevator dimpleを刺入点とするため、電極の刺入は容易であり、また電極線の種類、刺入後の口腔外への誘導の方法を適切に選択すれば構音運動を妨げることはないと考えられる。経口的刺入法を用いて口

蓋帆挙筋活動について調べた諸家[9, 14, 16, 30～32, 34, 36～39]の方法と同様、本実験で行なった方法は、電極の性状、刺入点、刺入後の電極線の口腔外への誘導の方法などから考えて、構音操作を妨げることはなく、また採取された筋電図は口蓋帆挙筋以外の他の筋の影響を受けていないと考えられる。

筋活動を分析する方法として、検波積分値を対象にする方法や、パルスカウント（あるいは、設定した閾値に対するlevel cross count）を用いる方法がある。level cross countは、対象とする筋が同じ強さの筋活動を行なっていても、設定する閾値によって得られる結果に相違が生じる。またnoise level及び筋発火の頻度に応じた適当な閾値を設定しなければならない[36]。しかしながら、積分筋電図は閾値設定の必要がなく、また対象とする筋全体としての活動を現わし得るため、本実験では積分波形を用いた。

スピーチサンプルとしては、鼻音化母音を

単独で発音させることが本実験の目的に合致している。しかしながら、鼻音化母音によってのみ構成される単語や文章は、健常者の日本語会話においては稀にしか出現せず、鼻音化母音単音を連続して発音させることは不自然であり、安定した音声を実験中に得るのは困難である。そこで、本実験では音声的に安定した鼻音化母音を得るために、鼻音に後続する鼻音化母音をスピーチサンプルとして採用した。

最近の音声言語学的研究における報告では、無意味単語中にスピーチサンプルを織り込んで、対象とするスピーチサンプル部での音響学的所見から音声分析を行なったり、筋電図やＮＰＦ所見から構音運動についての分析を行なうこともある[29, 30, 33, 34]。しかし、そのような無意味単語中のスピーチサンプルは、音声的には調音結合の影響を受け[40]、またその筋電図積分波形は先行音の筋活動によって変化する。特に、本実験での鼻音後続

母音のような筋活動の比較的低い語音においてそのような効果が著明である。従って、本実験では日本語における/m/行、/n/行音計10音の中から単音節(主として/ni/)をスピーチサンプルとして選択した。

運動の調節機構を解明する場合に用いられる手段としては、その運動の調節系に外乱(disturbance)が入力(input)として加わった時の特定運動の応答様式(output)を調べ、入力との関係を検討することで調節機構の動的状態での作動様式を知ろうとする方法がある[41]。負荷する外乱の大きさが被験者の生理的許容範囲内に含まれるのであれば、外乱を与える実験方法は被験者に対して何等の恒久的な障害を与えないと考えられる。この考え方に基づいて、本研究においては、鼻音化母音発音時に鼻腔より流出する呼気流を外部より変化させることによって外乱を与え、口蓋帆挙筋活動の反応を外乱に対する応答として両者の関係を解析した。

流出鼻腔呼気を変化させる方法として、装着時に被験者に苦痛を与えないこと、被験者の意志によらず験者の意志によって任意に呼気流を変化させ得ること、呼気を遮断した時に鼻腔内圧の検出が可能であること、なおかつ呼気を遮断していない時には呼気流を障害しないことなどが要求される。本実験で用いた呼気流量計を改造した流出鼻腔呼気遮断装置は、被験者が自身の鼻をゴム製の鼻マスクに押しあてるだけであり、鼻腔内に器具の留置や麻酔の必要がない。また遠隔的に操作できるため、被験者の意志とは無関係に、験者の意志によって呼気を遮断することが可能で、なおかつ、遮断時の系内圧及び、呼気流の変化が観察可能である。また調節型遮断装置は系内圧を験者の意志によって変化させ得るが、この装置操作時の系内圧値は図－8に示したように下鼻道後端部で計測した鼻腔内圧との間で被験者5名全員0.90以上の高い相関係数が得られ、系内圧の変化に対応して鼻腔

内圧が直線関係で変化することがわかった。以上のことから、本実験で用いた流出鼻腔呼気遮断装置は、装着時に被験者に苦痛を与えず、また負荷した鼻腔内圧の高さが系内圧の高さによって推定し得る装置であり、発音時の鼻腔内圧に外乱を与えるための装置として適していると考えられる。

ところで、外部より変化させた鼻腔内圧の大きさが被験者の生理的許容範囲内に含まれていなければ、外乱を与える実験方法は被験者に対して恒久的な障害を与える可能性がある。従って、鼻腔内圧を負荷するにあたっては、鼻腔内圧の高さを生理的許容範囲内に予め設定しておく必要がある。負荷する鼻腔内圧の高さの設定については、Valsalva陽圧法によって上昇する咽頭圧が8~10cmH_2Oであることや、咽頭圧が6.7~35.9mmHg（9.1~48.8cmH_2O）を超えると耳管咽頭口を押し広げて空気が中耳内に流入すると述べた熊沢らの報告[42]、また全身麻酔時に笑気ガスが中耳内へ

拡散し、中耳内圧が200~300mmH$_2$O に達すると咽頭部へ中耳内の笑気ガスが漏出すると述べた田中の報告[43]などを参考にした。これらの報告を基に、本実験では中耳内に空気が圧入される可能性の低い10 cmH$_2$O以下の系内圧を負荷した。また、本装置の特徴として、被験者が自身の鼻をマスク内に挿入して、鼻周囲皮膚にマスクの辺縁部を密着させているだけであるため、実験中にValsalva時と同様の変化を認めた場合、被験者は自身の意志によって鼻マスクから離れることが可能である。そのため、中耳に対しての障害を未然に回避し得る方法と考えられる。

声帯の振動状態の観察は、(1) 喉頭ストロボスコピィ、(2) 超高速度映画、(3) グロトグラフィ、(4) フォトキモグラフィ、(5) X線ストロボスコピィ、また、声帯振動を近似的に観察するために (6)気管前壁より採取した喉頭原音を分析する方法などによって行なわれている[44]。これらの方法の内、喉頭原

音を分析する方法以外は、使用する装置本体が大型で複雑であるもの、測定中被験者に開口状態を維持させる必要があるもの、声道内に器具を挿入する必要があるものなどである。そのため、器具挿入によって発声時の呼気流を変化せしめ、あるいは不自然な構音方法を被験者に強いることになるため、本実験には適さない。しかしながら、喉頭原音を分析する方法は、装置が簡便である上に、口腔及び鼻腔に特殊な器具の挿入が必要でない。そのため、構音運動に支障を与えず、また発声呼気流路を乱す可能性もない。そこで、本実験では喉頭原音をピックアップを用いて採取し分析することによって声帯振動に変化が生じているか否かを検討した。ソナグラムでの周波数分析は、スピーチサンプルが鼻音化母音であるため通法どおり4000Hzまでの帯域で行なった。

音声信号の実効値音圧（$\overline{p}$）が周期（T）と瞬時気圧（δp）を用いた式

$$\overline{p} = \sqrt{\left\{ \int_0^T (\delta p)^2 \, dt \right\} / T} \quad (Pa)$$

で表わされる[45]ことから、Peterson.G.E[46].はspeech powerを記録紙上に描記する方法として、weighting circuit,rectifier,filter及びcompressorを用いた回路を考案した。本実験にて音圧変化の測定のために使用したポリグラフユニットはPetersonの回路に近似しているが、全く同一ではない。そのため、本実験の積分音声波形から読み取った結果は、音圧の絶対値を表現しているのではない。しかしながら、前記した式によって音圧が表現されることから、積分アンプを介して導出された積分音声波形は実効値ではなくとも、音声の音圧変化を調べるには十分であると考えられる。

auditory feedbackの遮断は、音声の変化が聴器官によって捉えられることを妨害することによって可能である。そこで、本実験で

はDC−2kHz low pass noiseを100dB(A)で負荷して、被験者の自己発声音のマスキングを行なった。外部pure toneに対する外部マスキングの効果については、従来の報告からpure toneに対してマスキング効果を発現するのは外部pure toneの周波数を中心とするある特定の幅(critical band width)を持った雑音であることがわかっている[11,45]。ところで、母音の聴覚的特長は、F1、F2によってほぼ決定され[3,11,47]、F3以上は附属的であると言われている[47]。従って、母音の聴取を障害するにはF1、F2を含む周波数帯域を中心とするある幅を持ったnoiseによってマスキングすればよいことがわかる。しかしながら、被験者は表出した音声を、外気を伝導する気導音のみならず、頭蓋顔面骨を伝導する骨導音によっても聴取している。そのため、自己音声のマスキングを行なうには、F1、F2部のマスキングによって聴取が障害される気導音のみならず、骨導音も同

時にマスキングする必要がある。重松[11]らは、自己音声に対する各種雑音の効果について調べ、500Hz narrow band noise(帯域幅83Hz)が他の中心周波数を持つ narrow band noise よりマスキング効果が高いと報告し、その理由として、マスキングに用いた低い周波数帯の雑音が低周波数帯に主たる成分を持っている骨導音のマスキングに効果があるのではないかと推論している。従って、骨導音のマスキングには、低音は高音をマスクするが高音は低音をマスクできない[47]ことや、critical band width の考え方から、高い周波数成分を含んだnoise よりむしろ、低周波数成分を含むlow pass noiseの方が有効であると考えられる。ちなみに、FFTアナライザーより生成した各種の low pass noise(20kHz,10kHz,5kHz,2kHz,1kHz)のマスキング効果について基礎実験を行なって検討したところ、自己音声の聞こえの程度を最も障害するのは、white noise よりも、むしろ

本実験で使用したDC-2kHz band pass noiseであることがわかった。1秒以上の音刺激が持続的に加えられると、刺激が負荷されている間に徐々に聴覚機能が低下し、3～4分で聴力は安定状態となる[45]。従って、noiseを負荷することによるmasking効果は、負荷時間が約3～4分経過すると、adaptationが生じることによって効果が低下すると考えられる。そのため、実験－Ⅱ-2-bでは3分までの負荷時間で100dB(A) DC-2kHz band pass noiseを負荷した。また、基礎実験として行なった実験－Ⅱ－2-aでの結果に示したように、発声努力に対する指示を与えておけば100dB(A) DC-2kHz band pass noiseによってマスキングが可能で、なおかつマスキング時の音声の音量的変動と自己音声が聴取されている時の変動との間には、検定を行なっても有意の変化は認められず、本実験でのマスキング方法が有効であることが示された。

長時間、大音量の騒音に被曝すると、聴取

者の聴覚機能は低下する[45]。side toneを負荷することによって生じるTemporary Threshold Shift（TTS、一過性閾値移動）については、masking noise の音圧だけでなく、負荷騒音の周波数成分及び負荷時間もTTSの程度を左右する因子である[48]と言われている。また、従来のTTSに関する研究[49～52]から、TTSの大きさは負荷するnoise の波形や負荷方法によって変化する耳小骨筋反射の程度にも依存することがわかっている。従来の研究[49～52]でのnoise の種類や負荷の方法が、本実験とは異なっているため、それらの報告をもとに、本実験におけるTTSのlevel を決定することはできない。しかし、自己音声マスキングを行なった過去の実験報告によれば、江口[3]は100dB、重松[11]は130dB 負荷して自己音声マスキングを行なっており、それらの実験における負荷時間及び noise level から考えると著者の実験におけるTTSは、江口、重松らの実験

でのlevelより低いといえる。またWard,W.D.ら[52]は75~10000Hzのband pass noiseを88~106 dB(spl)の範囲で2時間負荷して、TTSの経時的変化を調べている。その結果、90~100dBのnoiseを2時間負荷しても約1000分でTTSは0dBに復することを示した。本実験ではmasking noiseとして100dB(A) DC-2kHz band pass noiseを3分以下で負荷しており、TTSが万一生じていたとしても被験者の聴覚機能は障害されていないと考えられる。

以上のように、本実験で用いた装置及び実験方法は、本研究を遂行する上で適切であったと考えられた。

2．実験結果について

Bordenらは、その著書"Speech Science Primer"[53]の中で、言語活動には呼吸、発声、構音の3種の機構が同時に協調的に活

動することが必要であるため、ある種の feedback control が働いていることが予想されると述べている。生体での運動の調節様式としては、入力としての感覚情報信号が中枢へ伝達され出力としての運動を生じた後、その運動が停止するopen loop 系、及び運動中に生じる感覚情報信号が中枢へ伝達されて、運動自体を制御するclosed loop 系とがある。いわゆる feedback control とは、この内のclosed loop による制御のされ方を指している。音声活動の feedback loopに関与する感覚要素については、従来より感覚器官に対して外乱を与えることによって調べられ多くの報告がされてきている[53]。口腔内感覚については、口腔内に麻酔することによって表出された音声の聴覚的印象が変化したりまた単位時間あたりの発音回数が低下することからその関与が示された[5~8, 54, 55]。また聴覚については、発声中にside tone を負荷すると、pitch ,loudness が上昇する現象（Lom-

bard現象)、発語中のside tone負荷によって発語が乱れる現象[1,4]、Delayed circuitを経由させた自己音声を発声者に聞かせることによってartificial stutteringが生じる現象(Delayed auditory feedback)[1,2]、あるいはマスキングによる発声音の音響的変化[3,6,7]などから、その関与が明らかにされて来た。ところが、これらの報告は求心性情報の変化が音声の音響学的特長に対してどのような効果を生じるかについて解析したものが大半であり、構音体の運動そのものに対する効果についてのものではない。しかしながら、表出される音声は各構音器官の運動が組み合わされて生じる結果であるため、構音運動が、それ自身の運動中に生じる求心性情報をもとに制御されていることは容易に推察され得ることである。それにもかかわらず、発音時の構音体、特に鼻咽腔閉鎖運動の中心的役割を担う軟口蓋運動の調節にどのような感覚要素が関与するかについては、未だ

十分には解明されていない。かつて後藤[9]は、blowing 時や破裂子音発音時に鼻咽腔閉鎖強度と口腔内圧を計測して、両者の間に高い相関関係が認められたことから、口蓋帆挙筋活動の調節機構の一つとして、口腔内圧が求心性感覚情報として組み込まれたfeedback回路の存在する可能性を示唆した。また杉[56]は、母音発音時に鼻腔内圧を上昇せしめると側方レ線上で軟口蓋が通常の発音時よりも高く挙上し、その挙上度は/i/発音時において最も大きいと報告している。このように語音発音時に鼻咽腔が完全閉鎖状態を採る場合には、口蓋帆挙筋活動が口腔内圧や鼻腔内圧などの求心性感覚情報を基に調節されている可能性については報告がされている。実験－Ⅰにおいて、鼻音化母音発音時に鼻腔より流出する呼気（流出鼻腔呼気）を遮断することによる口蓋帆挙筋活動の反応を分析した。その結果、呼気流が妨げられると口蓋帆挙筋活動が非遮断時と比較して低下することが示さ

れた。このことから、鼻咽腔が半閉鎖状態を保つ鼻音化母音発音中に口蓋帆挙筋活動を抑制するfeedback loopが存在することが推測される。

ところで、鼻音化母音発音時の鼻咽腔は半閉鎖状態を呈しているため、外部より流出鼻腔呼気を遮断すると鼻腔内圧が上昇する。これは、声門上圧をも上昇せしめるものと考えられる。沢島[57]らは、シャッター及び圧力トランスデューサーの附属されたtubeを被験者の口に装着することによって発声時の呼気圧を測定している。この方法は、声門上圧及び下圧をシャッターを閉じることによって等しくし、その時の上圧を下圧の代用とすれば発声時の声門下圧の測定が可能であるとの原理に立っている。当然のことであるが、声門上下圧が等しくなれば声帯振動は停止する。著者の実験は、鼻音化母音発音時に鼻孔よりの呼気のみを遮断し、口腔外へ流出する呼気は遮断していないため、沢島らの実験と異な

り声帯振動が停止することはない。しかしながら、系内圧、鼻腔内圧の上昇に伴って、口腔内圧、声門上圧が上昇することは予測される。沢島の報告や声帯振動に対する声門上下圧の効果[44]から、声門上圧が上昇すると声帯振動は抑制されることがわかっている。従って本実験においても、鼻腔内圧が上昇することによって声門上圧が上昇しているならば、声帯振動が抑制されている可能性がある。喉頭運動と口蓋帆挙筋活動との関連性については、岩下[35]が筋電図学的手法を用いて側輪状披裂筋と口蓋帆挙筋を対象に、両者の活動の連係について筋電図学的に観察を行なっている。また古郷[58]は，成犬を対象に内喉頭筋活動と口蓋帆挙筋活動の関係について調べ、内喉頭筋の内、声門閉鎖筋群活動が口蓋帆挙筋活動と協調関係にあり、声門開大筋である後筋が拮抗的に作用することを明らかにし、ヒトにおける喉頭運動と口蓋帆挙筋活動との機能的相関の可能性を示唆した。しかしなが

ら、これらの報告は声帯振動の物理的抑制が口蓋帆挙筋活動にどのように影響するかについては明らかにしていない。一方、日常の臨床の場におけるＮＰＦによる観察や筋電図検査の結果から、発声音の音圧や高さの上昇は鼻咽腔の閉鎖度を高め、筋電図的には口蓋帆挙筋活動を上昇させることが明らかである。従って、声門上圧の上昇によって声門下圧との差圧が小さくなり、声帯振動の振幅、振動数双方とも低下するならば、スピーチサンプルの音源である喉頭原音の音圧、高さに変化が生じ、臨床上での経験からも口蓋帆挙筋活動が変化する可能性が考えられる。そのため、流出鼻腔呼気を遮断した時にみられる口蓋帆挙筋活動の低下が、声帯振動の変化による効果である可能性は否定できない。そこで、実験－Ⅱ－1にて、喉頭原音を採取して声帯振動自身に変化が生じているか否かについて検討した。その結果、ポリグラフを用いた音圧の変化についての分析では被験者５名中４名

の口前音は有意に変化したにもかかわらず、喉頭原音は5名とも有意の変化を示さず、振幅からみた声帯振動の変化は認め難かった。また、ソナグラムによる周波数分析の結果、口前音では流出鼻腔呼気を遮断すると周波数成分の移動や消失が認められ、聴覚的印象が変化することを示した。しかしながら、喉頭原音では、ソナグラム上の周波数成分は、流出鼻腔呼気遮断による移動や消失を示さず、周波数から見ても声帯振動の変化は認め難かった。従って、鼻音化母音発音時に流出鼻腔呼気を遮断することによる口蓋帆挙筋活動の低下が、本実験の系に関する限りは声帯振動の変化による効果ではないと考えられた。

服部[59,60]は、鼻音化母音の音声学的特長がソナグラム上で(1) 250Hz付近の成分が強い (2)500Hz付近の成分が弱い(3) やや周波数の高い領域に顕著な山を持たない 以上3点であることを示した上で、鼻音化母音発音中に鼻をつまむと(1),(3)の特長が消失し

更に、(2)の特長が低い方へ移動すると述べた。本実験においても鼻音化母音発音時に流出鼻腔呼気を遮断すると、口腔音に対する鼻腔共鳴の効果が変質し、実験－Ⅱ－1でのソナグラムに示したように、服部の鼻をつまんだ実験の結果と同様の変化が認められ、口前音の聴覚的印象が変化することがわかる。この口前音の変化は当然気導音、骨導音として被験者に聴覚刺激を与える。聴覚系に加えられた音刺激の変化によって音声活動が影響を受けることについては、前記したように従来よりLombard現象、Delayed auditory feedback等が既に知られている[1～4, 6, 7]。また、崎田[61]は母音構音における聴覚の関与について、調音完成期前に難聴となった聴力障害児を対象に研究を行ない、単独の母音調音の可否には聴力損失の程度が影響することを明らかにした。江口[12]は、マスキングを行なうと発声音の音量的変動(標準偏差)が非マスキング時と比較して大きくなることから、

音声に対する聴覚フィードバック機構の存在を示唆した。従って、実験－Ⅰにおいて、流出鼻腔呼気を遮断することにより生じる口蓋帆挙筋活動の低下が、鼻腔内圧を組み込んでいるfeedback機構による効果であるのか、口前音のauditory feedback を介する効果であるのかは推定できない。そこで、auditory feedback 系の関与を自己音声マスキングにより除去することで、流出鼻腔呼気遮断の口蓋帆挙筋活動に対する効果を検討した（実験－Ⅱ－-2-b）。その結果、非マスキング時に口蓋帆挙筋活動の低下した被験者5名は全員有意の低下を示し、また非マスキング時に低下を示さなかった被験者3名中2名はマスキングを行なっても筋活動は低下を示していなかった。即ち、この結果は自己音声の聴取が不可能な状態であっても、流出鼻腔呼気遮断の筋活動に対する効果が、聴取可能な時の効果と変化がないことを示している。従って、本実験で予め被験者に与えた「いつもと同じ

と思える声の高さ、大きさで発声しなさい」という発声努力に対する指示の下では、流出鼻腔呼気を遮断したことによる口蓋帆挙筋活動の低下が、同時に生じる音声変化を捉えた聴覚フィードバックの効果ではないと考えられる。

以上実験ーⅡより、実験ーⅠにおいて鼻音化母音発音時に流出鼻腔呼気を遮断したことによって口蓋帆挙筋活動が低下したことは、声帯振動の変化や、口前音の聴覚系を介するauditory feedbackによるのではなく、鼻腔内圧の変化による効果であろうと考えられる。ところで、鼻腔内圧を感知するには、鼻腔内に圧を感知し得る受容器が存在する必要がある。このような受容器には、外界受容器（exteroceptor）として接触受容器、また内界受容器（interoceptor）として自己受容器が挙げられる。鼻腔内での機械的受容器としては、皮膚及び粘膜が相対的に変形した時に感覚を生じるとされている圧受容器のVater-Pacini小

体や触受容器のMerkel's tactile disc、Meissner小体等が考えられる。しかし、鼻腔内に分布する受容器の種類や分布状態については不明である。しかも一般的にこれらの受容器の閾値は分布する部位によって異なることが判っているが、鼻腔内での受容器の閾値についてはいまだ十分には解明されていない。

一方、目[62]はネコの硬口蓋粘膜への持続的圧刺激が誘発する開口反射の機序について、神経生理学的に研究を行ない、圧刺激によって誘発される開口反射に、開口筋α－運動ニューロンに対するシナプス後抑制とγ－loopを介する興奮性入力の減少が関与していることを明らかにした。軟口蓋に分布する筋の内、口蓋帆張筋については、筋紡錘の存在が確認されており[63]、口蓋帆挙筋についても筋紡錘の存在の可能性は否定できない。ところで、実験－Ⅲにおいて鼻咽腔の完全閉鎖状態で鼻腔内にのみ圧を負荷すると、口蓋帆挙筋筋電図値は鼻腔内圧の上昇に対して正の相関を示

した。このことは、何等かの受容器によって圧が感知され、鼻腔内圧が発音時の口蓋帆挙筋活動の調節に関与し得ることを示している。

外部より鼻腔内に空気を吹送し、呼気流によらない圧を負荷することで圧の大きさと鼻音化母音発音時の口蓋帆挙筋活動を分析した。破裂音発音時には鼻腔内圧の上昇に対して口蓋帆挙筋活動が大きくなる傾向を示していた（実験－Ⅲ）。このことは、後藤[9]が、非鼻音発音時に口腔内圧の上昇に対応して口蓋帆挙筋活動が上昇する理由として口腔内圧の上昇による呼気の鼻咽漏出を防ぐためであると推定しているのと同様、鼻腔内圧の上昇も鼻咽腔の閉鎖状態を破る因子として検出され鼻咽腔閉鎖強度を高めるために口蓋帆挙筋活動が上昇するのであろうと推測せしめる。さらに、このことは、非鼻音発音に必要とされる構音状態が10cmH_2Oまでの圧の範囲内では維持されることをも示している。一方、鼻音化母音発音時には、ほぼ2~4cmH_2Oの範囲を越

えて鼻腔内圧が負荷されると、鼻腔内圧に対する口蓋帆挙筋活動の対応は一様ではなかった。しかしながら、低い鼻腔内圧の範囲内（＜2cmH_2O）では実験－Ⅳ-3の結果に示すように、被験者8名中5名において、その口蓋帆挙筋筋電図値と系内圧の間に有意の負の相関が認められた。実験－Ⅳ-1の結果から示されるように、通常発音時に形成される鼻腔内圧の範囲は系内圧として2cmH_2O以下の範囲である。実験－Ⅳ-2で口蓋帆挙筋活動の対応は、この2cmH_2Oを境として異なっていた。このことから、鼻音化母音発音時に発声呼気によって鼻腔内に形成される範囲内の鼻腔内圧が、目的とする鼻音化母音の表出されるべき音量や高さに応じて、鼻咽腔の半閉鎖状態の調節に関与しているのではないかと考えられる。また、その範囲を越えた鼻腔内圧は、表出されるべき鼻音化母音に応じた鼻咽腔の半閉鎖状態を維持するための口蓋帆挙筋活動の調節には関与しないのではないかと考えられる。

口蓋帆挙筋活動の鼻腔内圧に対する反応は、表出される語音の種類によって異なっていた。この結果は、通常の鼻音化母音発音時の口蓋帆挙筋活動の調節の仕組みに鼻腔内圧が組み込まれていることを否定するものではない。感覚情報が入力されるに際して中枢からの影響を受けることは既に知られている。このような例として、筋紡錘感受性に影響するγ－遠心性ニューロンが脊髄側索中の下行路を介して中枢よりの促進性と抑制性の両方の影響を受けることや、ネコにクリック音を聞かせることによって誘発される蝸牛核でのスパイクが、ネコの前にハツカネズミを置いて注意を集中させると消失することなどが挙げられる。語音が表出されるに際して、先ず語音の種類、音量、高さ等が中枢において決定された後、発音中に生じる様々な感覚情報をもとに発音時の構音活動が合目的に調節される必要がある。従って、発音時の口蓋帆挙筋活動の調節においても、同一の感覚情報の入力が

中枢において語音ごとに制御された結果、同一の感覚情報であっても構音運動への関与の様式が変化するのではないかと推察される。

口蓋裂一次手術は、通常患児の1．5歳～2．0歳の間に施される。現在行なわれている口蓋形成術とは、cleft muscleと呼ばれる、左右に分断されている口蓋帆挙筋を健常者と同様に接合させ、いわゆるmuscle slingを形成することである。このようにして施術された患者では、その87％が正常な鼻咽腔閉鎖機能を獲得するといわれている[64]。また術後鼻咽腔閉鎖機能不全となった患者においてもpalatal lift prosthsis等の装着によってその約半数が鼻咽腔閉鎖機能を獲得するといわれている[64]。ところで、口蓋形成術は患者の軟口蓋を健常者と同様の構造にすることであり、またpalatal lift prosthesis の装着は、口蓋咽頭間距離を軟口蓋を挙上することによって物理的に短縮する方法である。このように、鼻咽腔の形態を健常者に近似させ

ることによってその運動までもが良好となる。このような患者における運動が、聾唖者における口腔内感覚に依存して発音するのと同様、代償的な機構によるものであるのか、あるいは健常者と同様の機構によって調節されているのかを明らかにすることは、言語治療計画を決定する上で重要である。鼻咽腔閉鎖機能の良好な患者では、破裂音発音時に健常者同様、口腔内圧が鼻咽腔閉鎖運動の調節に関与することを後藤[9]は明らかにした。口蓋裂患者において鼻音化母音の発音は、鼻咽腔閉鎖機能の良否によらず可能である。口蓋裂術後患者を対象にして、鼻音化母音発音時に流出鼻腔呼気を遮断することによる口蓋帆挙筋活動の反応を検討した（実験－Ⅴ）結果、鼻咽腔閉鎖機能が不良な１６名の患者では、流出鼻腔呼気を遮断しても口蓋帆挙筋活動は変化しなかった。しかし、良好な患者では、４名の内３名において健常者同様、その口蓋帆挙筋活動は低下を示していた。このことは、

鼻咽腔閉鎖機能の良否にかかわらず可能な鼻音化母音発音に際しても、鼻咽腔閉鎖機能が良好であれば、発音時の口蓋帆挙筋活動の調節が健常者と同様の仕組みによって行なわれていることを意味している。従って、口蓋裂患者の治療において鼻咽腔閉鎖運動を健常者と同じ調節によって行なわしめることが良好な鼻咽腔閉鎖機能の獲得に結びつくものであると考えられる。

以上、本研究は、鼻音化母音発音時に半閉鎖状態を保つための鼻咽腔運動の調節に関与するfeedback loopに、鼻腔内圧が組み込まれている可能性を示し、また口蓋裂患者の鼻咽腔閉鎖不全の治療に対して重要な示唆を与えたと考えられる。

結　　論

健常者及び口蓋裂術後患者を対象にして、

鼻音化母音発音時に鼻腔より流出する呼気を遮断するか、あるいは鼻腔内に空気を吹送することによって鼻腔内圧を変化させた時の鼻腔内圧と口蓋帆挙筋活動を同時に測定分析し、鼻腔内圧の口蓋帆挙筋活動に対する効果を検討し、以下の結果を得た。

1．健常者に於いて、鼻音化母音発音時に流出鼻腔呼気を遮断して鼻腔内圧を上昇せしめると、筋活動は呼気を遮断していない時と比較して34~93%の低下を示した。

2．流出鼻腔呼気を遮断した時の喉頭原音について音圧及び周波数の面から分析した。その結果、遮断時の喉頭原音の音圧及び周波数には非遮断時との差異は認められなかった。このことから、流出鼻腔呼気遮断時の口蓋帆挙筋活動の低下が、声帯振動の影響によるものではないことが判明した。

3．100dB(A) DC-2kHz band pass noiseを用いて自己音声マスキングを行なった状態で流出鼻腔呼気を遮断した。その結果、マスキング時の口蓋帆挙筋活動の反応と非マスキング時の筋活動の反応との間には相違を認め得なかった。このことから、流出鼻腔呼気遮断時の口蓋帆挙筋活動の低下は、口前音の変化を捉えた聴覚フィードバックによる効果ではないことが明らかとなった。

4．鼻咽腔が完全閉鎖されている時に外部より鼻腔内圧を形成すると、鼻腔内圧と口蓋帆挙筋活動の間に相関関係が認められた。このことから、鼻腔内で空気圧の変化が感知され口蓋帆挙筋活動の調節に関与することがわかった。

5．鼻音化母音発音時に、外部より調整した鼻腔内圧を形成することで鼻腔内圧の口蓋帆挙筋活動に対する効果を検討した。その結果、

系内圧として2~4cmH$_2$O以上の鼻腔内圧の上昇に対しては、口蓋帆挙筋活動の対応は一様ではなかったが、2~4cmH$_2$O以下の範囲内での圧の上昇に対しては、被験者間に筋活動の対応様式に相違はなく、低下する傾向が伺われた。更に、通常、鼻音化母音発音時の発声呼気によって形成される範囲内での鼻腔内圧と口蓋帆挙筋活動の間には、有意の相関関係が認められた。このことから、鼻音化母音発音時の口蓋帆挙筋活動の調節には、発声呼気が流入することによって形成される範囲内の鼻腔内圧が関与することが明らかとなった。

6．口蓋裂術後患者を対象に、鼻音化母音発音時に流出鼻腔呼気を遮断して、健常者に於ける鼻腔内圧の口蓋帆挙筋活動に対する効果が成立するか否かを検討した。その結果、鼻咽腔閉鎖機能が不良な患者では、流出鼻腔呼気を遮断しても口蓋帆挙筋活動は変化しなかった。しかし、鼻咽腔閉鎖機能が良好な患者

では、健常者での結果と同様に流出鼻腔呼気を遮断することで筋活動は有意の低下を示した。このことから、良好な鼻咽腔閉鎖機能を有する口蓋裂術後患者に於いては、鼻音化母音発音時に健常者と同様の鼻腔内圧と口蓋帆挙筋活動の関係が認められることが判明した。

稿を終えるに臨み、本研究を命ぜられ、かつ御指導と御鞭達を賜わった大阪大学歯学部口腔外科学第一講座宮崎　正教授に深甚なる謝意を表し、研究計画の立案と実験の実施にあたって終始ひとかたならぬ御指導と御助言をいただいた同学附属病院顎口腔機能治療部故後藤友信博士に衷心より感謝いたします。また、本実験遂行に際して附属の施設の使用に快い御協力と懇切なる御教示をいただいた同部副部長和田　健講師に感謝するとともに、本研究を進めるにあたり、種々御教示くださった同学部口腔外科学第一講座松矢篤三助教授に謝意を表し、併せて、御協力いただいた同講座教室員各位にお礼申し上げます。

なお、本研究は恩師宮崎　正教授の停年退官（1986）記念研究計画の一環として行なったものである。

Response of levator veli palatini muscle activity to the change in intranasal air pressure during the regulation of semi-closure of velopharynx for nasal vowel

Takashi TACHIMURA

The First Department of Oral and Maxillofacial Surgery
Osaka University Faculty of Dentistry
1-8, Yamadaoka, Suita Osaka 565, Japan

Key Words; Levator veli palatini muscle, Electromyography
Intranasal air pressure, Nasal vowel

In an effort to clarify the factors affecting the regulation of semi-closure of velopharynx for nasal vowel, response of levator veli palatini(LVP) muscle activity to the change of intranasal air pressure was investigated in the present study. The integrated EMG signals of LVP muscle and the intranasal air pressure were monitored simultaneously on conditions of a. sudden blockage of nasal airflow passage, b. airflow delivery into the nasal cavity, and c. normal status without any enforcement of airflow during the phonation of nasal vowel represented by speech sample/Ni/ on 57 normal subjects and 20 repaired cleft palate patients.

Results obtained from normal subjects were as follows;

1. Significant decrease of LVP muscle in EMG activity was observed when the intranasal air pressure was increased by blockage of the nasal airflow passage during nasal vowel phonation.
2. There were no significant differences both in sound pressure and in frequency level between the glottal sources on conditions with and without the blockage of the nasal airflow passage.

3. The auditory masking with band pass noise(100dB(A),DC-2kHz) did not significantly affect the change in LVP muscle activity caused by nasal airflow blockage.
4. There was a correlation between the changes of intranasal air pressure and the LVP muscle activity on condition of positive air delivery into the nasal cavity during complete closure of the velopharynx.
5. The LVP muscle activity did not correlate with the changes of intranasal air pressure at the level of 4cmH_2O or higher, but showed a tendency for decrease according to the increase of intranasal air pressure at the level lower than 4cmH_2O. The same tendency was confirmed at the level lower than 2cmH_2O which is an ordinary level of intranasal air pressure during the nasal vowel phonation.

From these findngs, it was revealed that there was a correlation between the intranasal air pressure and the LVP muscle activity during nasal vowel phonation.

6. The same experiment was carried out on the two groups of 20 repaired cleft palate patients with poor and with fairly well velopharyngeal closure during the blowing. In the group with poor velopharyngeal closure, the LVP muscle activity did not show any response to the change in intranasal air pressure. In the group with fairly well velopharyngeal closure, the same tendency between the changes of intranasal air pressure and the LVP muscle activity as seen in the normal subjects was confirmed.

文　　献

1) Lee, B. S. (1950): Effects of delayed speech feedback. J. acoust. Soc. Amer., 22, 824-826.

2) Fairbanks, G. and Guttman, N. (1958): Effects of delayed auditory feedback upon articulation. J. speech hear. Res., 1, 12-22.

3) 江口実美 (1970): 音声言語における感覚運動調節能の研究－第4報、Auditory masking の影響について－. Audiology, 13, 60-65, 昭和45.

4) Stromsta, C. M. (1959): Experimental blockage of phonation by distorted sidetone. J. speech hear. Res., 2, 286-301.

5) Scott, C. M. and Ringel, R. L. (1971): Articulation without oral sensory control. J. speech hear. Res., 14, 804-818.

6) Gammon, S. A., Smith, P. J., Daniloff, R. G. and Kim, C. W. (1971): Articulation and stress/juncture production under oral anesthetization and masking. J. speech hear. Res., 14, 271-282.

7) Schlieser, H. F., and Coleman, R. O. (1968): Effectiveness of certain procedures for alteration of auditory and oral tactile sensation for speech. Percept. and Motor Skills, 26, 275-281.

8) Horii, Y., House, A. S., Li, K. and Ringel, R. L. (1973): Acoustic characteristics of speech produced without oral sensation. J. speech hear. Res., 16, 67-77.

9）後藤友信（1977）：鼻咽腔閉鎖強度とその調節に関する研究．阪大歯学誌，22，87-106，昭和52．

10）浜村康司、西尾順太郎、松矢篤三、後藤友信、元村太一郎、井上一男、福田登美子、宮崎　正（1978）：palatal lift prosthesisによる鼻咽腔運動の賦活化について．日口外誌、24，75-82，　昭和53．

11）重松右介、木村康裕、山西晴久、古川哲夫、小野克巳（1982）：自己音声音に対する各種雑音のmasking効果．口腔科学会誌、31，7-16，　昭和57．

12）江口実美（1975）：構音運動とその変動性について－音響分析的研究－．日耳鼻、78，323-332，　昭和50．

13）Honjo, I., Harada, H. and Kumazawa, T.

(1976):Role of the levator veli palatini muscle in movement of the levator pharyngeal wall. Arch.oto-rhino-laryng., 212, 93-98.

14) 新美成二(1981): 発話時における咽頭側壁の動態ー鼻咽腔閉鎖機能を中心としてー. 日耳鼻、84, 709-720, 昭和56.

15)Fritzell,B.(1969):The velopharyngeal muscles in speech. Acta.oto-rhino-laryng.(supple), 250, 1-81.

16)Lubker,J.F.(1968):An electromyographic-cinefluorographic investigation of velar function during normal speech production. Cleft Palate J., 5, 1-18.

17)Bzoch,K.R.(1968):Variations in velopharyngeal valving : The factor of vowel

change. Cleft Palate J., 5, 211-218

18)Hoops,J.E., Dellon,A.L., Fabricant,J.I. and Soliman,A.H. (1969):The locus of levator veli palatini function as a measure of velopharyngeal incompetence. Plast. Reconstr. Surg., 44, 155-160

19)Moll,K.L.(1962):Velopharyngeal closure on vowels. J.speech hear. Res., 5, 30-37.

20)Moll,K.L.(1965):A cinefluorographic study of velopharyngeal function in normals during various activities. Cleft Palate J., 2, 112-122.

21) 山岡　稔(1973): 内視鏡による口蓋裂患者の鼻咽腔閉鎖運動に関する研究. 日口外誌, 19, 29-43, 昭和48.

22) Takahashi, H., Honjo, I., Azuma, F. and Yanagihara, N. (1962): Studies on the movement of the nasopharyngeal wall related to speech. Studia Phonologica, 11, 47-60.

23) Casey, D. M. (1983): Palatopharyngeal anatomy and physiology. J. Prosth. Dent., 49, 371-378.

24) 江口実美 (1971): 口腔内感覚と構音運動機能－表面麻酔の影響について－. 耳鼻臨床, 64, 437-441, 昭和46.

25) Warren, D. W. and Ryon, W. E. (1971): Oral port constriction, nasal resistance, and respiratory aspects of cleft palate speech: An analog study. Cleft Palate J., 4, 38-46.

26) Lubker, J. F. and Moll, K. L. (1965): Simultaneous oral-nasal air flow measurement and cinefluorographic observations durin g speech production. Cleft Palate J., 2, 257-272.

27) Quigley, L. F., Cobb, C. M. and Vargervic, K. (1969): Nasality ratings and airflow measures during speech. Plast. Reconstr. Surg., 43, 292-299.

28) Quigley, L. F. (1970): Comparison of simultaneous airflow-pressure measurements and cephalometric technics for evaluation of normal and cleft palate patients: Ⅲ palatopharyngeal competency. J. Dent. Res., 49, 93-99.

29) Ushijima, T. and Hirose, H. (1974): Electromyographic study of the velum during speech

speech. J. Phonetics, 2, 315-326.

30) 広瀬 肇(1973): 調音時の鼻咽腔閉鎖機構ー筋電図学的知見を中心にー. 日耳鼻、76, 1349-1359, 昭和48.

31) 三村 保(1972): 鼻咽腔閉鎖運動時の軟口蓋筋活動に関する筋電図学的研究. 阪大歯学誌、17, 1-16, 昭和47.

32) 元村太一郎(1979): 鼻咽腔閉鎖運動時における上咽頭後壁の動態に関する筋電図学的研究. 阪大歯学誌、24, 95-117, 昭和54.

33) 広瀬 肇(1973): 発音器官の運動調節: 筋電図学的知見. 音響学会研究会資料、S 73-19(1973-12), 1-12, 昭和48.

34) 桐谷 滋(1982): 発音の動態. 東京医学、89, 46-57, 昭和57.

35) 岩下明弘(1965): 語音発声機構に関する筋電図学的研究. 耳鼻臨床、58, 712-734, 昭和40.

36) 新美成二、桐谷 滋、広瀬 肇、高橋典幸、八名和夫、白井克彦(1979): 発声器官の筋電図記録・計測方式に関する基礎的検討. 日本音響学会音声研究会資料、S 78/75, 562-570, 昭和54.

37) Hirose, H. (1971): Electromyography of the articulatory muscles: current instrumentation and technique. Haskins Lab. Status Rep. on Speech Research, SR-25/26, 73-86.

38) Basmajian, J. V. (1978): Muscles Alive. ed. 4, Williams and Wilkins, Baltimore, 359-377.

39) Hairston, L. E. and Sauerland, E. K. (1981) : Electromyography of the human palate: Discharge patterns of the levator and tensor veli palatini. Electromyogr. clin. neurophysiol., 21, 287-297.

40) 桐谷　滋 (1978): 日本語母音、子音調音の隣接音の影響による変動. 日本音響学会誌、34, 132-139, 昭和53.

41) 森　茂美 (1971): 運動と姿勢の調節. 医学の歩み、77, 1-7, 昭和46.

42) 熊沢忠躬、本田啓二 (1972): 耳管機能障害の客観的診断法 ー Tubo-tympanoaerography について ー (耳管ー鼓室内気流動態法). 耳鼻臨床、65, 23-28, 昭和47.

43) 田中　修 (1984): 全身麻酔時及び回復期における中耳内圧の変化 ー 笑気の影響につい

て－．　日歯麻誌、12，435-449，昭和59．

44）日本音声言語医学会編（1982）：声の検査法．1版、医歯薬出版、東京、17-180，昭和57．

45）日本音響学会編（1979）：音響工学講座⑥聴覚と音響心理．1版、コロナ社、東京、66-222，昭和54．

46）Peterson，G.E. and Mckinney，N.P.（1961）：The measurement of speech power. Phonetica，7，65-84．

47）三浦種敏（1980）：新版聴覚と音声．2版、電子通信学会、東京、73-396，昭和55．

48）中村四郎（1964）：騒音外傷の基礎的諸問題．日耳鼻、67，1673-1684，昭和39．

49) Karlovich, R.S., Luterman, B.F. and Abbs, M.H. (1972): Temporary threshold shift reduction as a function of contralateral noise level. J. speech hear. Res., 15, 792-799.

50) Young, E. and Sachs, M.B. (1973): Recovery of detection probability following sound exposure: comparison of physiology and psychophysics. J. acoust. Soc. Amer., 54, 1544-1553.

51) Yeowart, N.S. and Evans, M.J. (1974): Thresholds of audibility for very low frequency pure tones. J. acoust. Soc. Amer., 30, 944-954.

52) Ward, W.D., Glorig, A. and Sklar, D.L. (1958): Dependence of temporary threshold shift at 4kc on intensity and time.

J. acoust. Soc. Amer., 30, 944-954.

53) Borden, G. J. and Harris, K. S. (1983): Speech Science Primer(Physiology, Acoustics and Perception of Speech). ed. 2, Williams and Wilkins, Baltimore, 47-213.

54) Locke, J. L. (1968): A methodological consideration in kinesthetic feedback research. J. speech hear. Res., 11, 668-669.

55) Prosek, R. A. and House, A. S. (1975): Intraoral air pressure as a feedback cue in consonant production. J. speech hear. Res., 18, 133-147.

56) 杉　良平 (1940): 母音発音の際の鼻咽腔閉鎖の研究　就中レントゲン線撮影による観察。　東北医誌、27, 582-593. 昭和15.

57) 沢島政行、桐谷　滋、関本荘太郎、堀口利之、本多清志、白井克彦(1984): 気流阻止法による発声時呼気圧の測定. 日本音声言語医学会誌、25, 25, 昭和59.

58) 古郷幹彦(1984): 口蓋帆挙筋と内喉頭筋の機能的相関に関する筋電図学的研究. 阪大歯学誌、29, 158-174, 昭和59.

59) 服部四郎、山本謙吾、藤村　靖(1956): 母音の鼻音化. 日本音響学会誌、12, 189-197, 昭和31.

60) 服部四郎、山本謙吾、藤村　靖(1956): 鼻音と鼻音化母音. 日本音響学会誌、12, 197-204, 昭和31.

61) 崎田道臣(1981): 聴力障害児の発音様式に関する研究. 九州歯会誌、28, 343-354, 昭和49.

62) 目　岩夫(1981): 口蓋加圧により誘発される開口反射の神経機序に関する研究. 歯基礎誌、23, 548-562, 昭和56.

63) Wickler(1964): L' equipment nerveaux du muscle tenseur du voile du palais. Arc. d'Anat. d'Hist. et d'Embryology, 47, 313-316.

64) 宮崎　正(1982): 口蓋裂ーその基礎と臨床ー. 1版、医歯薬出版、東京、366-414、昭和57.

著者の所属

大阪大学歯学部口腔外科学第一講座

主任：宮崎　正教授

本論文の要旨は第8回日本口蓋裂学会総会（昭和59年5月）において発表した。

図－１：非調節型流出鼻腔呼気遮断装置と測定記録装置の模式図

図－２：非調節型遮断装置操作下の記録の一例

図－３：流出鼻腔気遮断時の口蓋帆挙筋活動
遮断していない時の口蓋帆挙筋筋電図値を１００％として百分率を求めた
●：有意差を認めた被験者
○：有意差を認めなかった被験者

図－４：口前音及び喉頭原音採取装置と測定記録分析装置の模式図

図－５：ポリグラフによる記録の一例

図－６－ａ：流出鼻腔呼気遮断による口前音音圧値の変化
各被験者毎に

左側：流出鼻腔呼気を遮断していない時

右側：流出鼻腔呼気を遮断している時

縦軸：積分値（単位：mV・sec）

図－6－b：流出鼻腔呼気遮断による喉頭原音音圧値の変化

各被験者毎に

左側：流出鼻腔呼気を遮断していない時

右側：流出鼻腔呼気を遮断している時

縦軸：積分値（単位：mV・sec）

図－7：口前音及び喉頭原音各々のシャッター開閉時のソナグラム

周波数分析はソナグラム上に示す矢印の部分で行なった

図－8：自己音声マスキング用装置の模式図

図－9：masking noise level と口前音音圧

●：発声努力に対する指示を与えた時の口前

音音圧

○：発声努力に対する指示を与えない時の口前音音圧

被験者毎に左より60dB，90dB，100dB で負荷した時の口前音音圧

図－10：自己音声マスキング時の口蓋帆挙筋活動記録装置の模式図

図－11－a：低下群5名のマスキングによる口蓋帆挙筋筋電図値の変化

●：マスキング時の口蓋帆挙筋筋電図値

○：非マスキング時の口蓋帆挙筋筋電図値

単位：mV・sec

図－11－b：非低下群3名のマスキングによる口蓋帆挙筋筋電図値の変化

●：マスキング時の口蓋帆挙筋筋電図値

○：非マスキング時の口蓋帆挙筋筋電図値

単位：mV・sec

図－１２－ａ：調節型流出鼻腔呼気遮断装置と測定記録装置の模式図

図－１２－ｂ：調節型遮断装置の特性曲線

図－１３：系内圧と破裂音後続母音部での口蓋帆挙筋筋電図値の比率

図－１４：調節型遮断装置操作下の系内圧と鼻腔内圧（単位：cmH_2O）

横軸に系内圧　縦軸に鼻腔内圧

回帰式と相関係数

図－１５：系内圧と口蓋帆挙筋筋電図値の比率

図－１６：系内圧（＜２cmH_2O）と口蓋帆挙筋筋電図値の比率

図－１７－ａ：非調節型遮断装置操作下の記

録の一例

鼻咽腔閉鎖機能不良群

図－17－b：非調節型遮断装置操作下の記録の一例

鼻咽腔閉鎖機能良好群

図－18：流出鼻腔気遮断時の口蓋帆挙筋活動

遮断していない時の口蓋帆挙筋筋電図値を100％として百分率を求めた

●：有意差を認めた被験者

○：有意差を認めなかった被験者

表－1：口蓋帆挙筋筋電図値（単位：mV・sec）

＊＊＊：$t > t_p$（$p=0.01$）＊＊：$t > t_p$（$p=0.05$）

表－2：喉頭原音音圧積分値及び口前音音圧

積分値（単位 mV・sec）

上段：流出鼻腔呼気を遮断していない時

中断：流出鼻腔呼気を遮断している時

下段：t値（n＝60）

＊＊＊：$t > t_p$（p=0.01）

表－3：masking noise level と口前音音圧（単位：dB(A)）

上段：発声努力に対する指示を与えない時の口前音音圧

中段：発声努力に対する指示を与えた時の口前音音圧

下段：F値

＊＊＊：$F > f_p$（p=0.01）　＊＊：$F > f_p$（p=0.05）

表－4－a：低下群5名のマスキング時の口蓋帆挙筋筋電図値

（　）内は非マスキング時の筋電図値　（単位：mV・sec）

＊＊＊：t ＞ t_p （p＝0.01）　＊＊：t ＞ t_p （p＝0.05）

表－4－b：非低下群3名のマスキング時の口蓋帆挙筋筋電図値

（　）内は非マスキング時の筋電図値　（単位：mV・sec）

＊＊＊：t ＞ t_p （p＝0.01）

表－5：系内圧と破裂音後続母音部での口蓋帆挙筋筋電図値

被験者番号の下に鼻腔内に圧を負荷していない時の筋電図値を示している

上段：系内圧平均値　（単位：cmH_2O）

下段：筋電図値　（単位：mV・sec）

表－6：相関係数

鼻腔内圧と口蓋帆挙筋筋電図値

＊＊＊：t ＞ t_p （p＝0.01）　＊＊：t ＞ t_p （p＝0.05）

表－7：系内圧と鼻音化母音発音時の口蓋帆挙筋筋電図値

被験者番号の下に鼻腔内に圧を負荷していない時の筋電図値を示している

上段：系内圧平均値　（単位：cmH_2O）

下段：筋電図値　（単位：mV・sec）

表－8：系内圧（＜2 cmH_2O）と鼻音化母音発音時の口蓋帆挙筋筋電図値

被験者番号の下に鼻腔内に圧を負荷していない時の筋電図値を示している

上段：系内圧平均値　（単位：cmH_2O）

下段：筋電図値　（単位：mV・sec）

表－9：相関係数

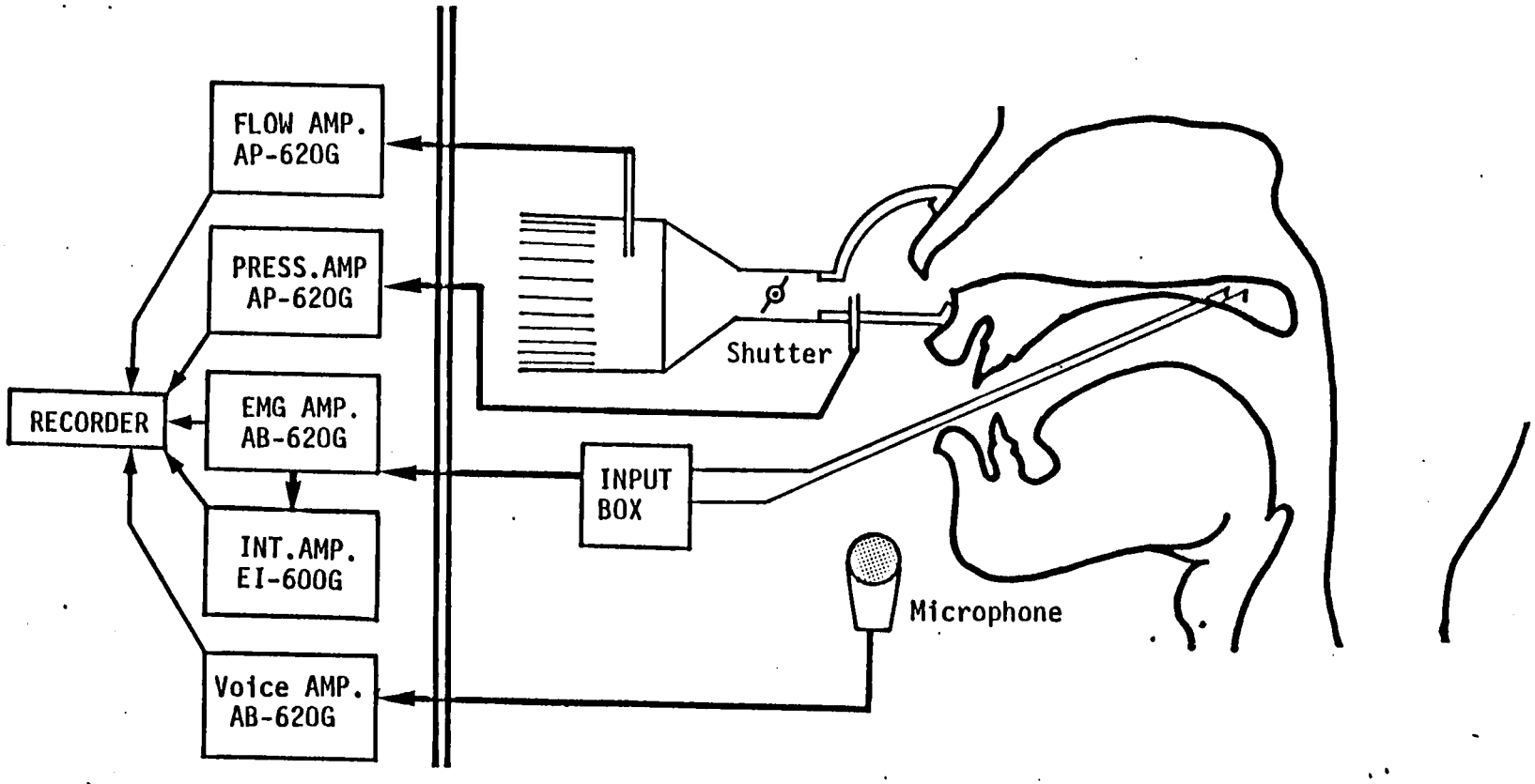
系内圧と口蓋帆挙筋筋電図値

＊＊＊：$t > t_p$（$p=0.01$）　＊＊：$t > t_p$（$p=0.05$）

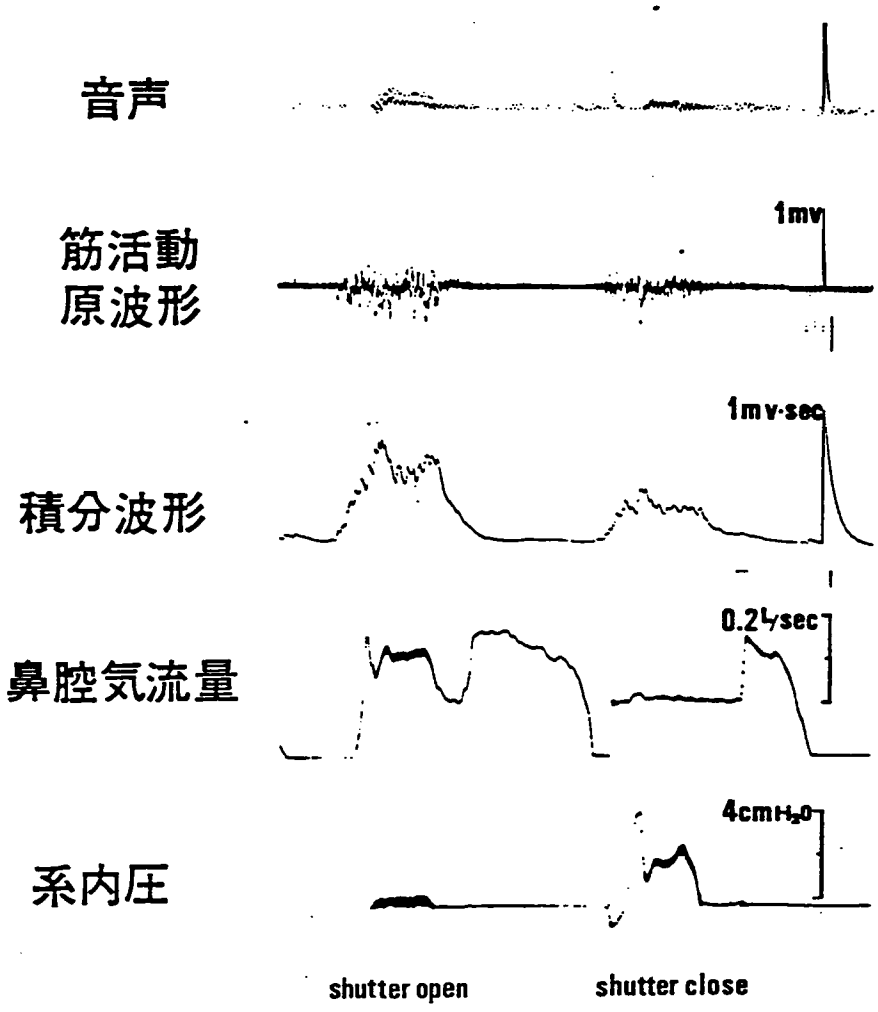
表－10：患者群に於ける口蓋帆挙筋筋電図

値（単位：mV・sec）

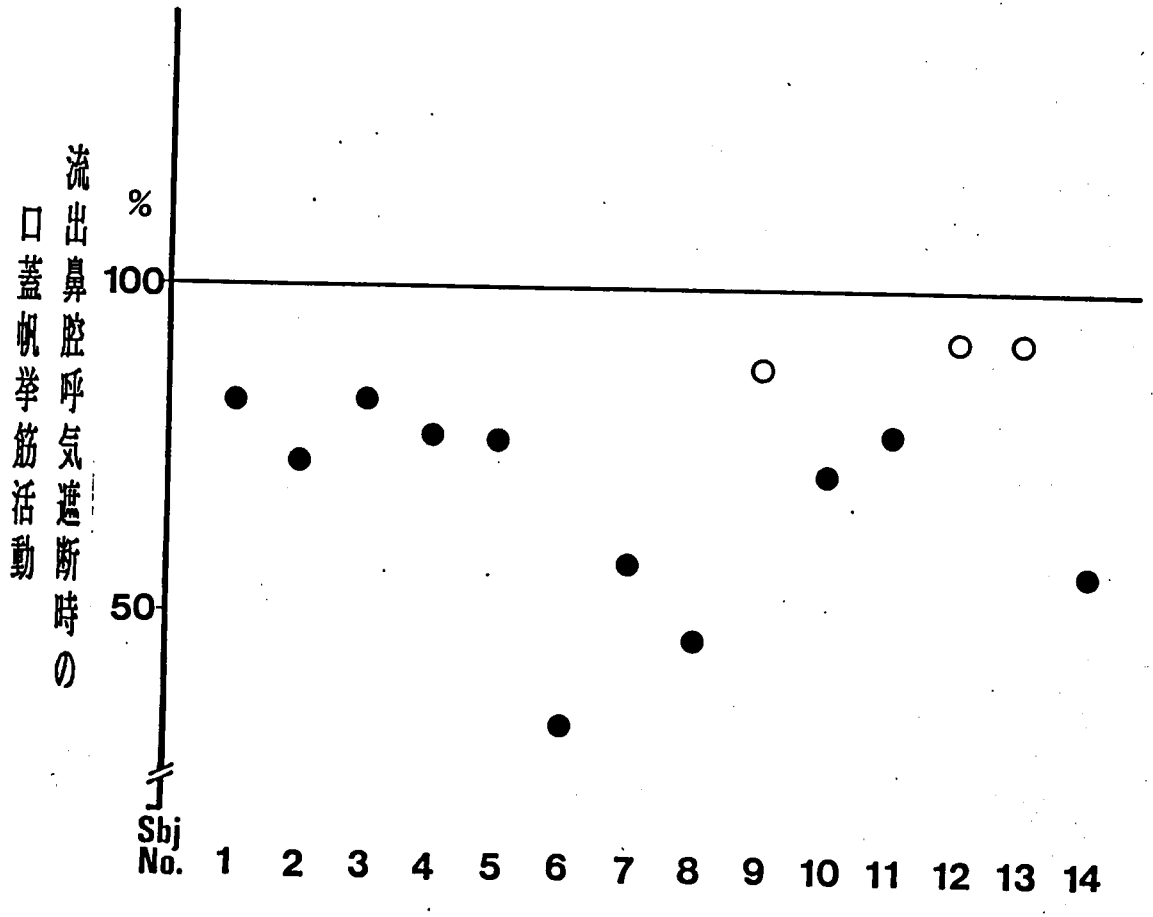
＊＊＊：$t > t_p$（$p=0.01$）　＊：$t > t_p$（$p=0.10$）



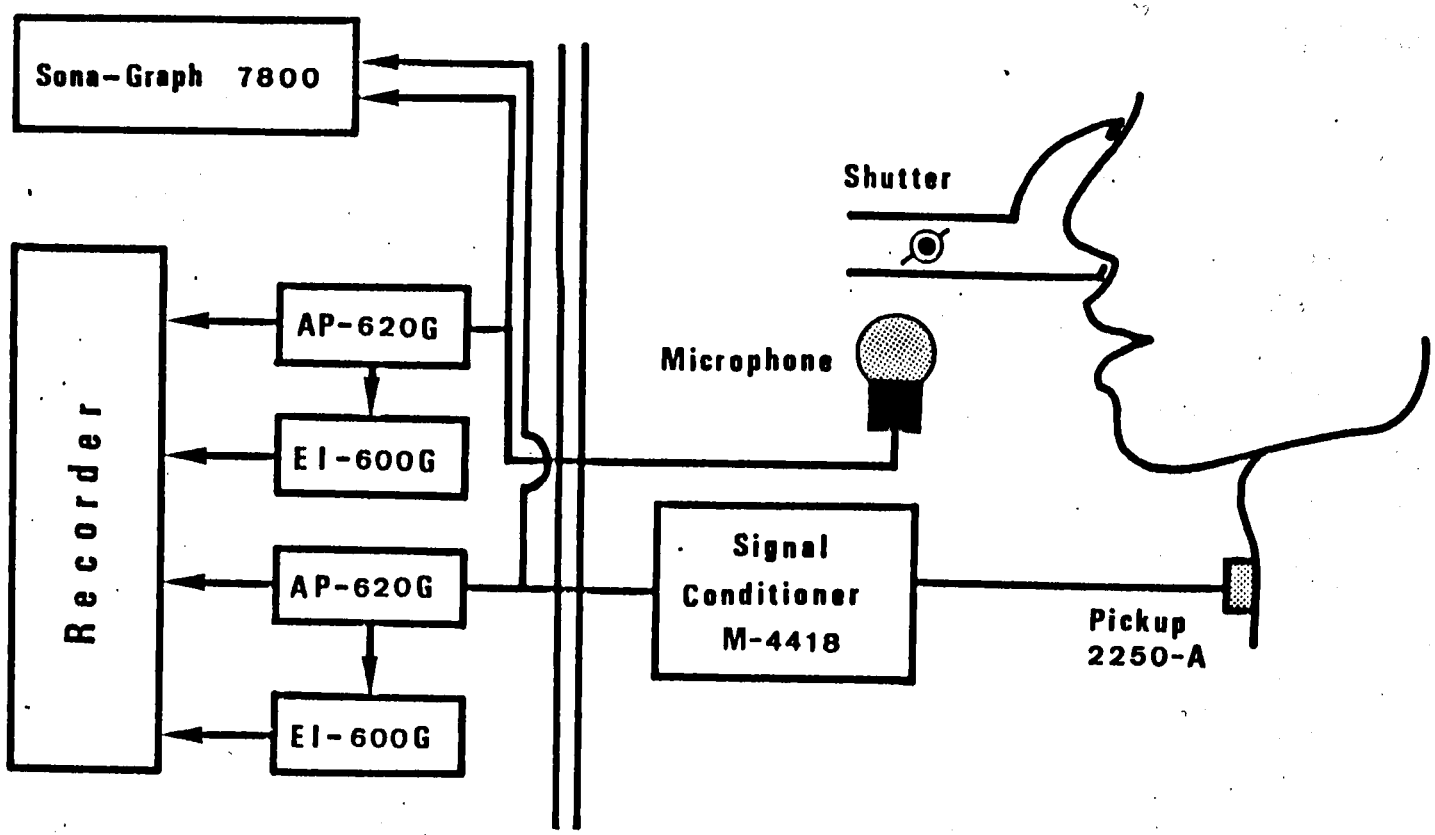
図－１：非調節型流出鼻腔呼気遮断装置と測定記録装置の模式図



図－２：非調節型遮断装置操作下の記録の一例



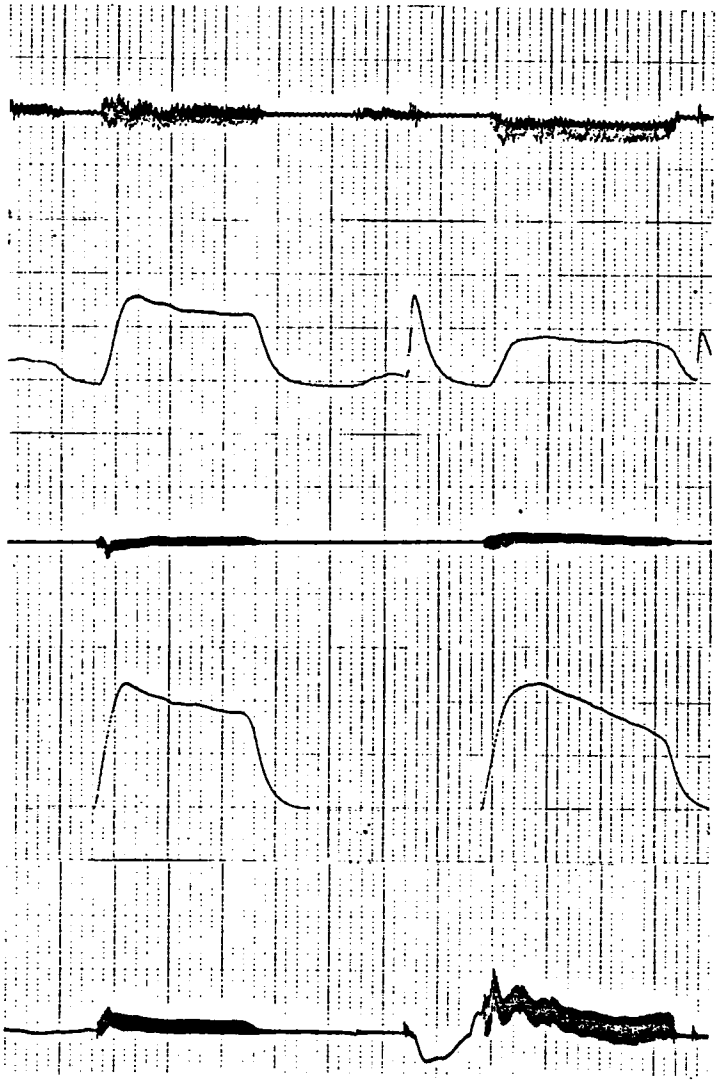
図－３：流出鼻腔気遮断時の口蓋帆挙筋活動
遮断していない時の口蓋帆挙筋筋電図値を１００％として百分率を求めた
●：有意差を認めた被験者
○：有意差を認めなかった被験者



図－４：口前音及び喉頭原音採取装置と測定記録分析装置の模式図

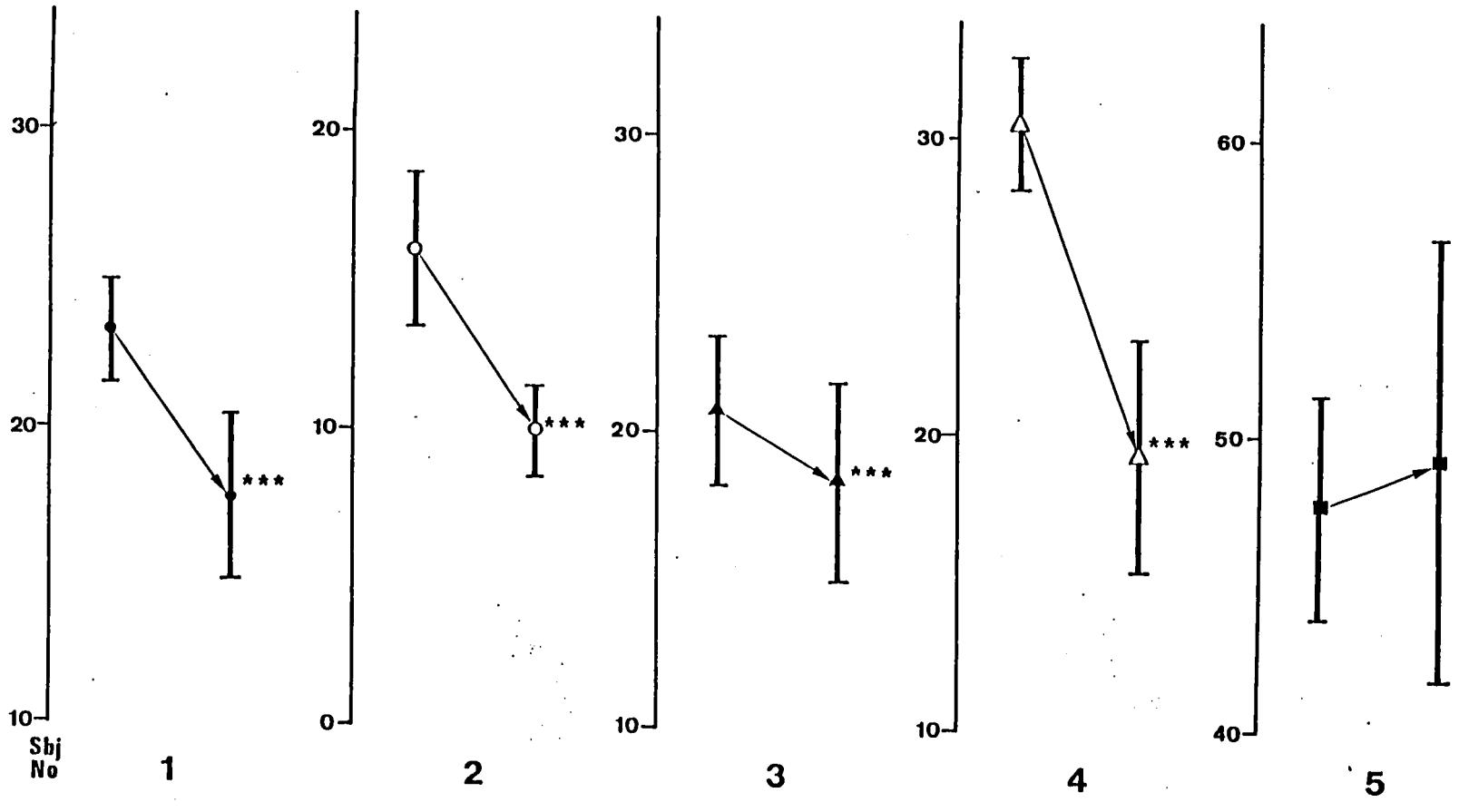
口前音

喉頭原音



open　　close

図－５：ポリグラフによる記録の一例



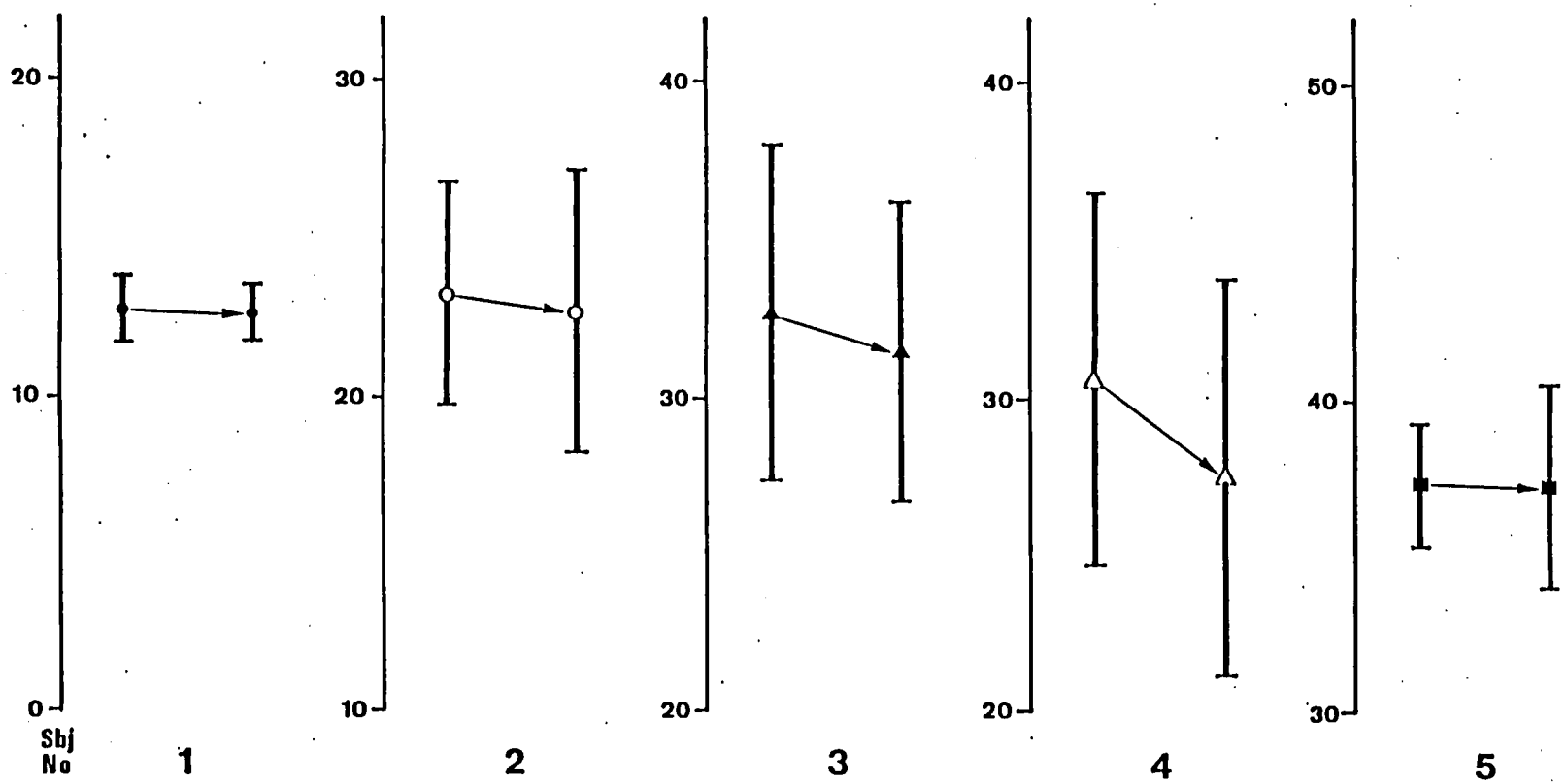
図－６－ａ：流出鼻腔呼気遮断による口前音音圧値の変化

各被験者毎に

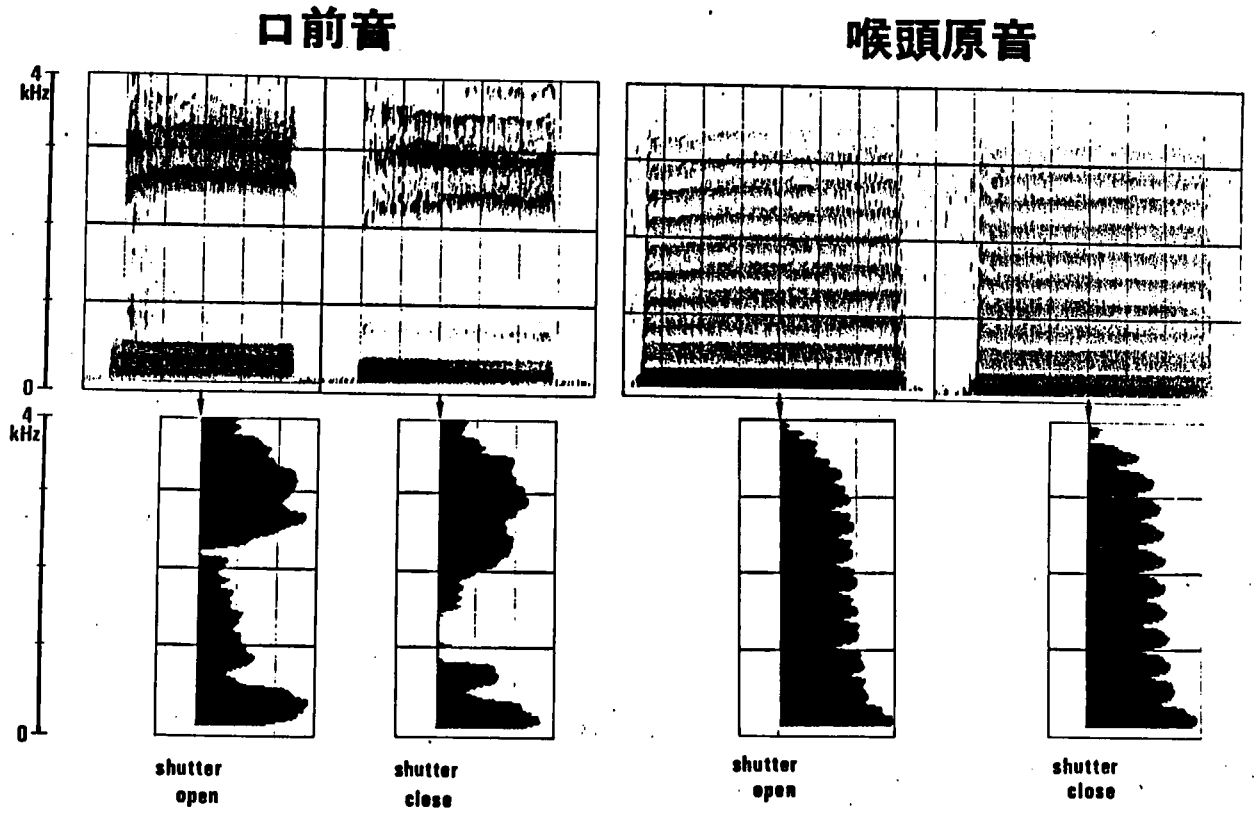
左側：流出鼻腔呼気を遮断していない時

右側：流出鼻腔呼気を遮断している時

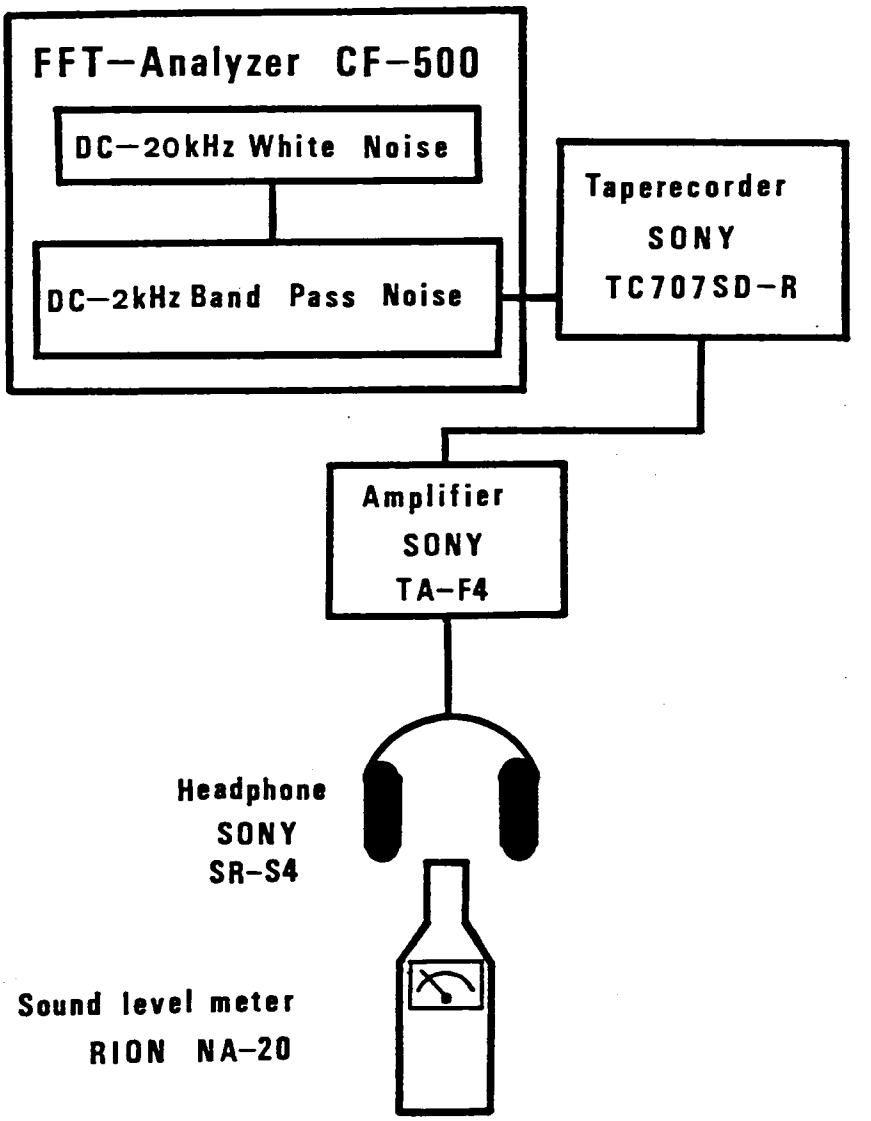
縦軸：積分値（単位：mV·sec）



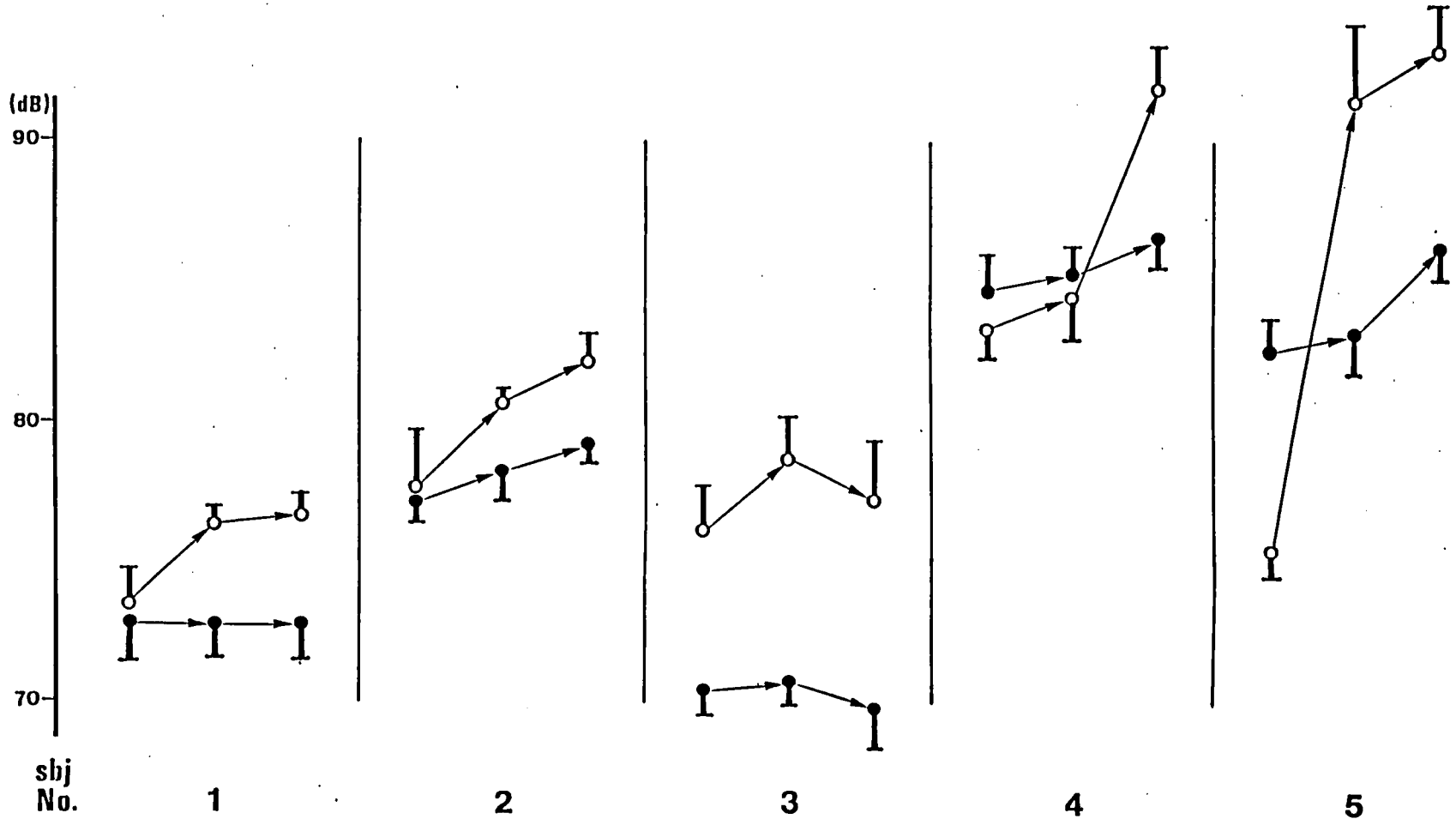
図－6－b：流出鼻腔呼気遮断による喉頭原音音圧値の変化
各被験者毎に
左側：流出鼻腔呼気を遮断していない時
右側：流出鼻腔呼気を遮断している時
縦軸：積分値（単位：mV·sec）



図－７：口前音及び喉頭原音各々のシャッター開閉時のソナグラム
周波数分析はソナグラム上に示す矢印の部分で行なった



図－８：自己音声マスキング用装置の模式図

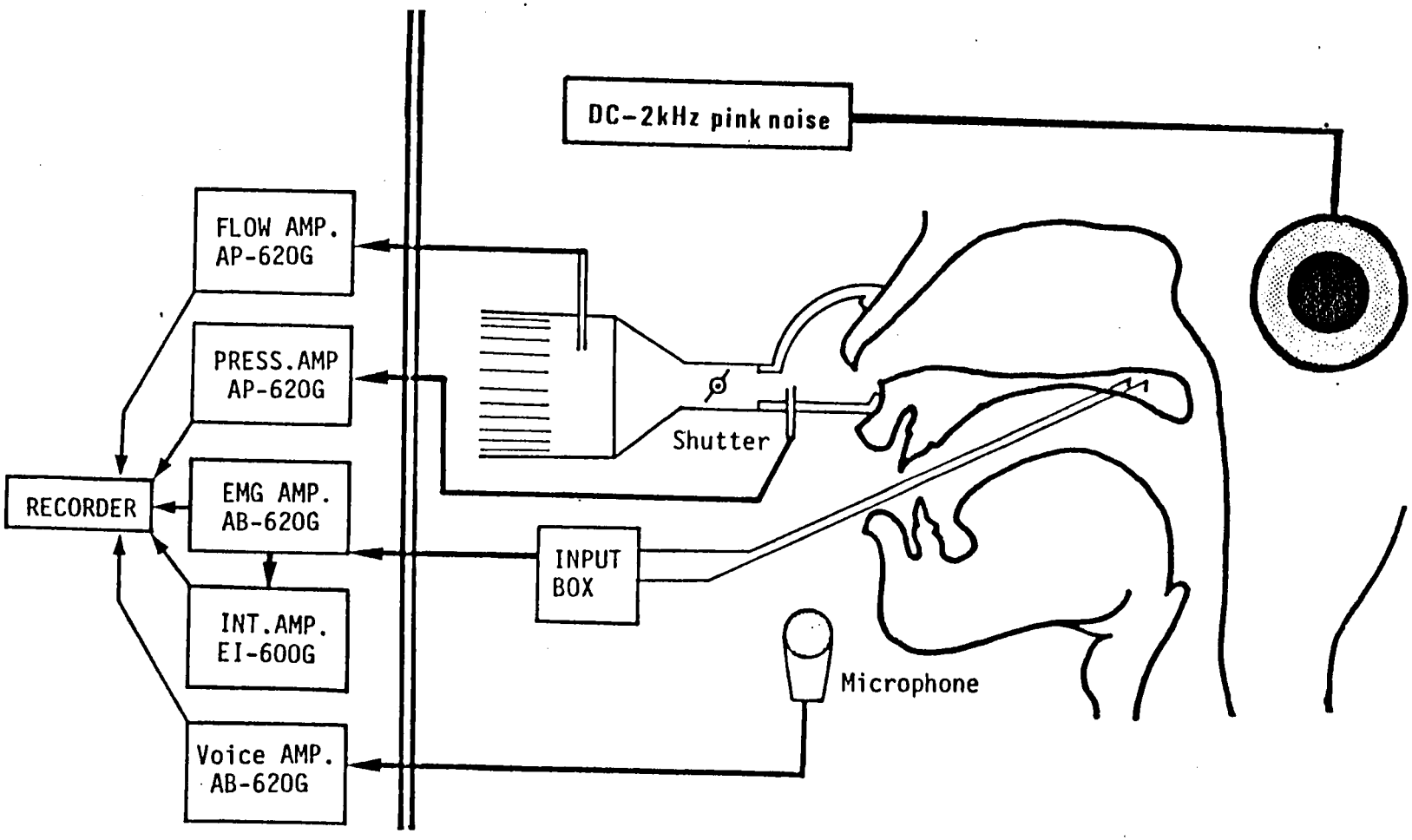


図－9：masking noise level と口前音音圧

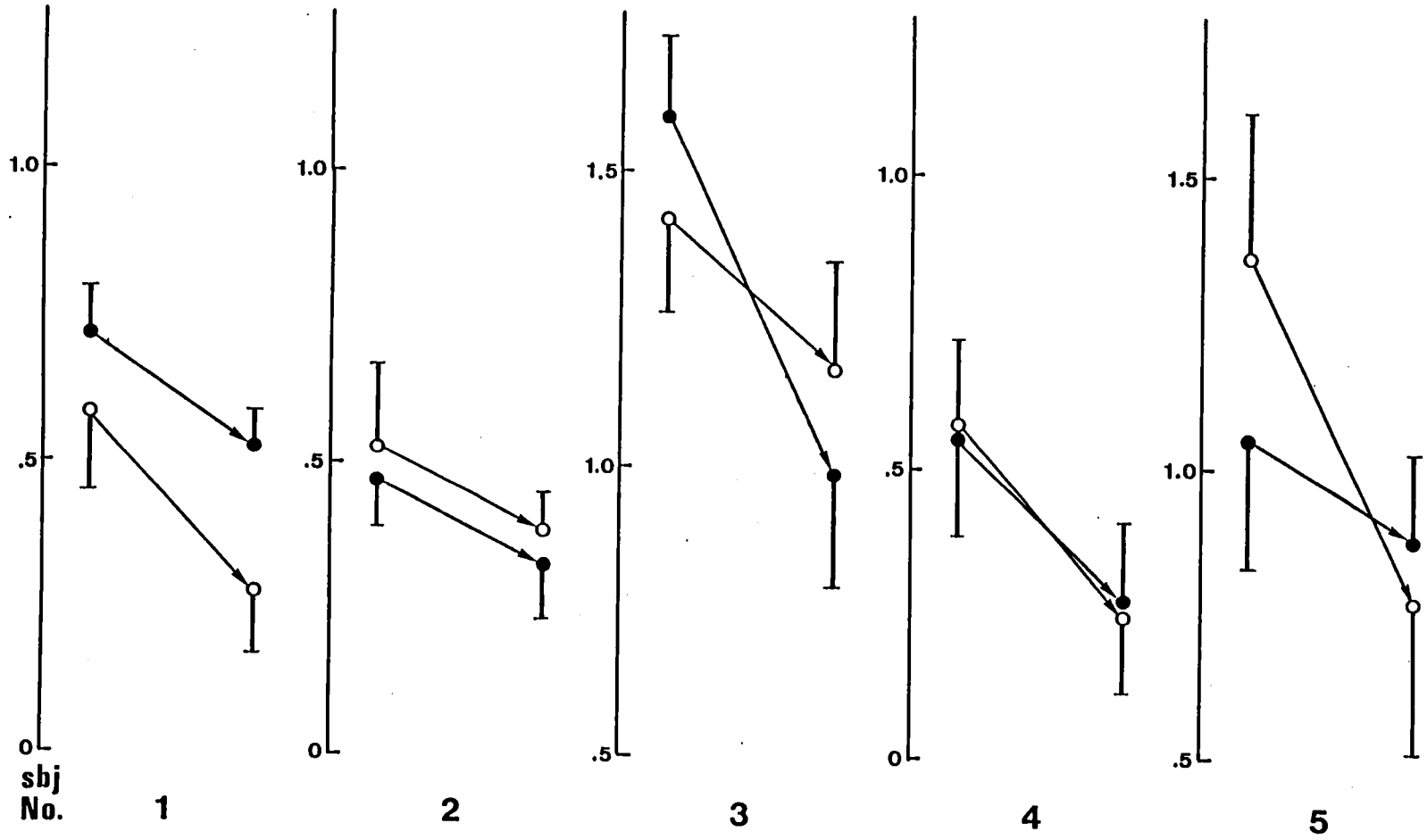
●：発声努力に対する指示を与えた時の口前音音圧

○：発声努力に対する指示を与えない時の口前音音圧

被験者毎に左より60dB, 90dB, 100dB で負荷した時の口前音音圧



図－１０：自己音声マスキング時の口蓋帆挙筋活動記録装置の模式図

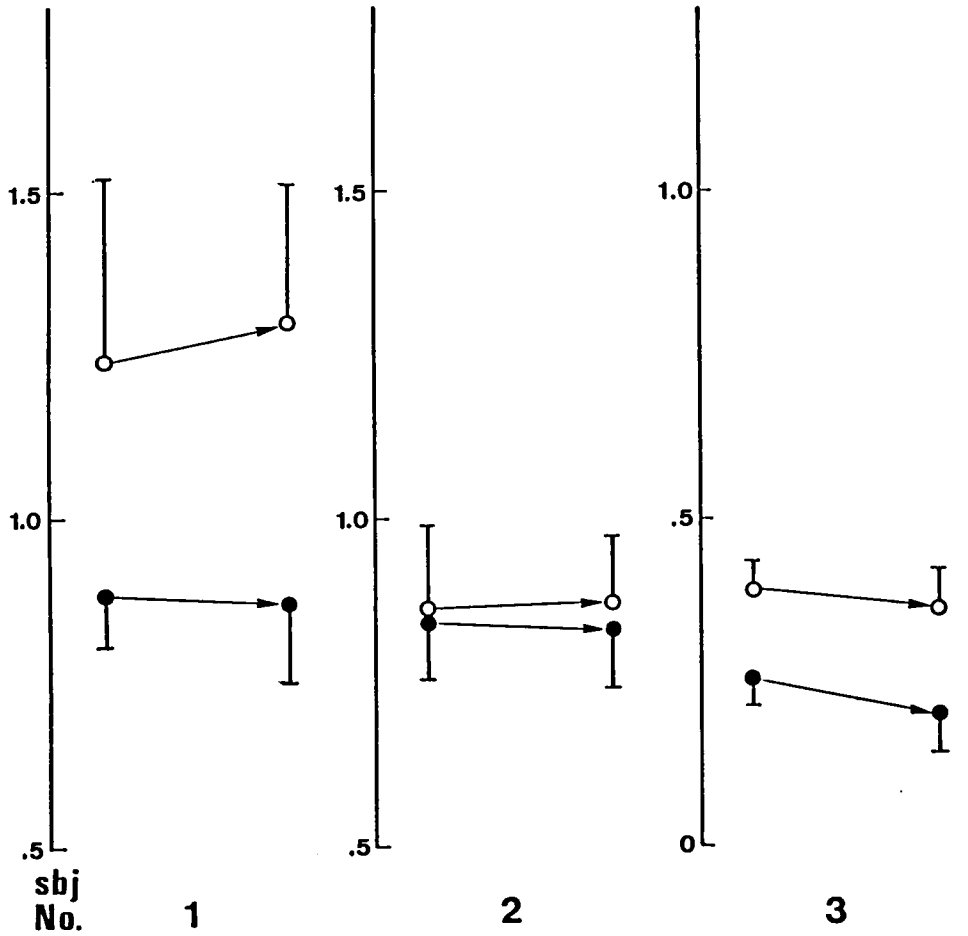


図－１１－ａ：低下群５名のマスキングによる口蓋帆挙筋筋電図値の変化

●：マスキング時の口蓋帆挙筋筋電図値

○：非マスキング時の口蓋帆挙筋筋電図値

単位：mV·sec

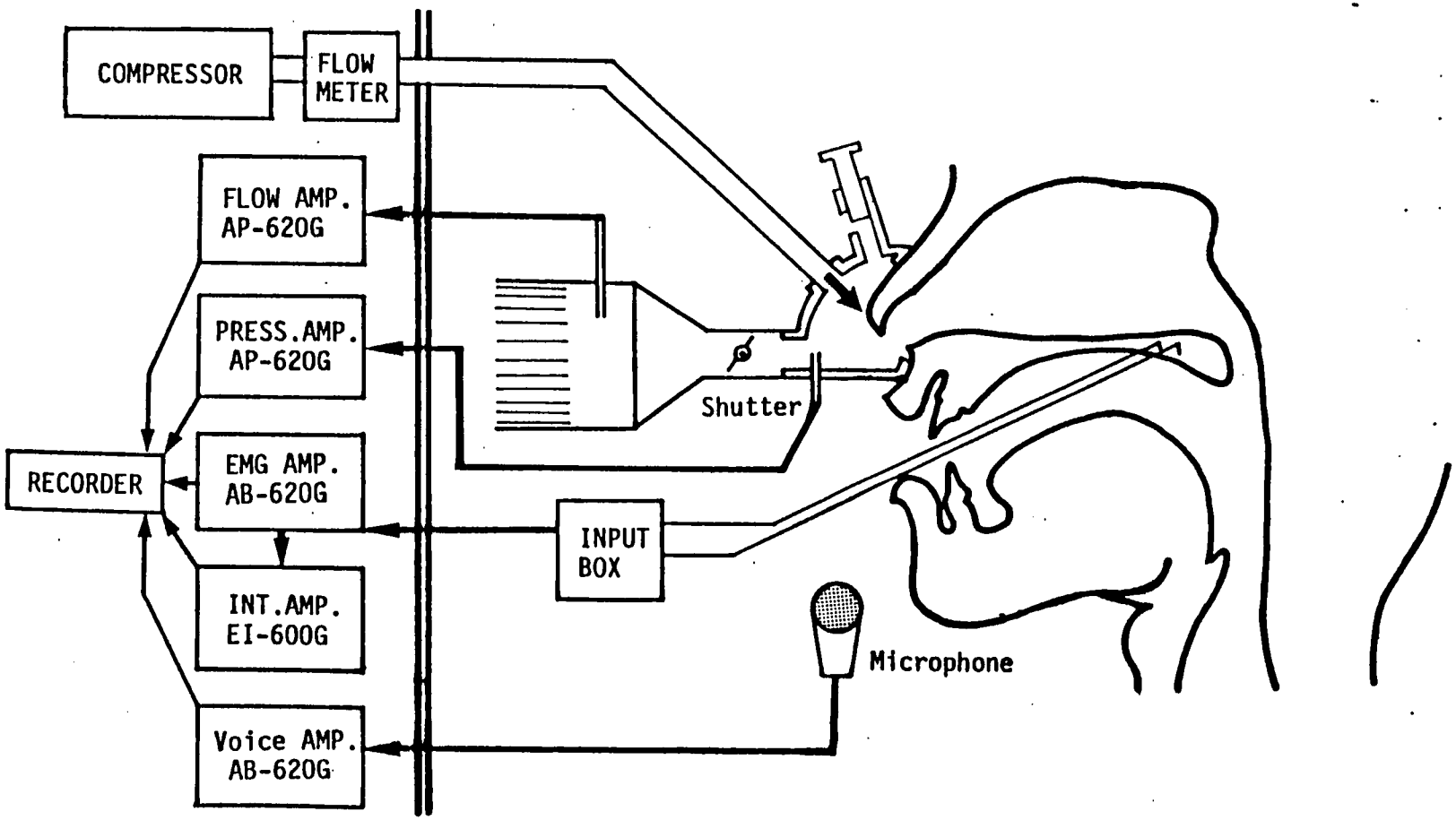


図－１１－ｂ：非低下群３名のマスキングによる口蓋帆挙筋筋電図値の変化

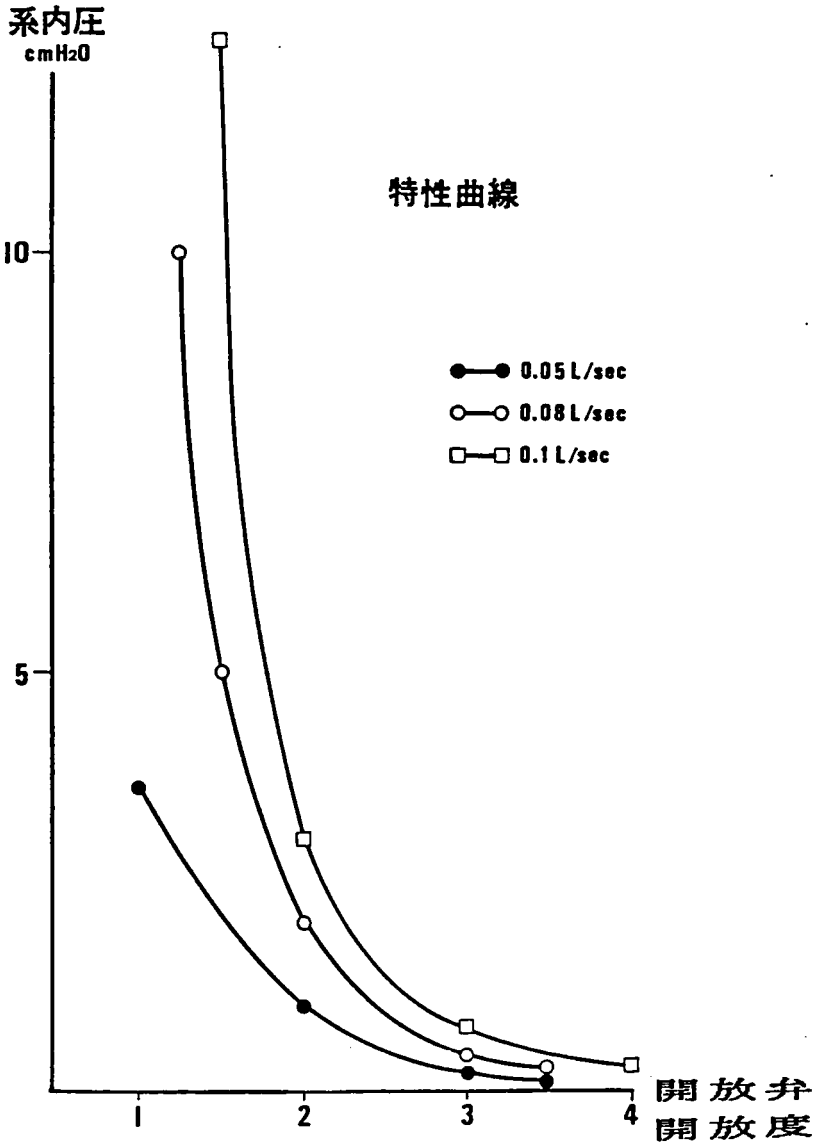
●：マスキング時の口蓋帆挙筋筋電図値

○：非マスキング時の口蓋帆挙筋筋電図値

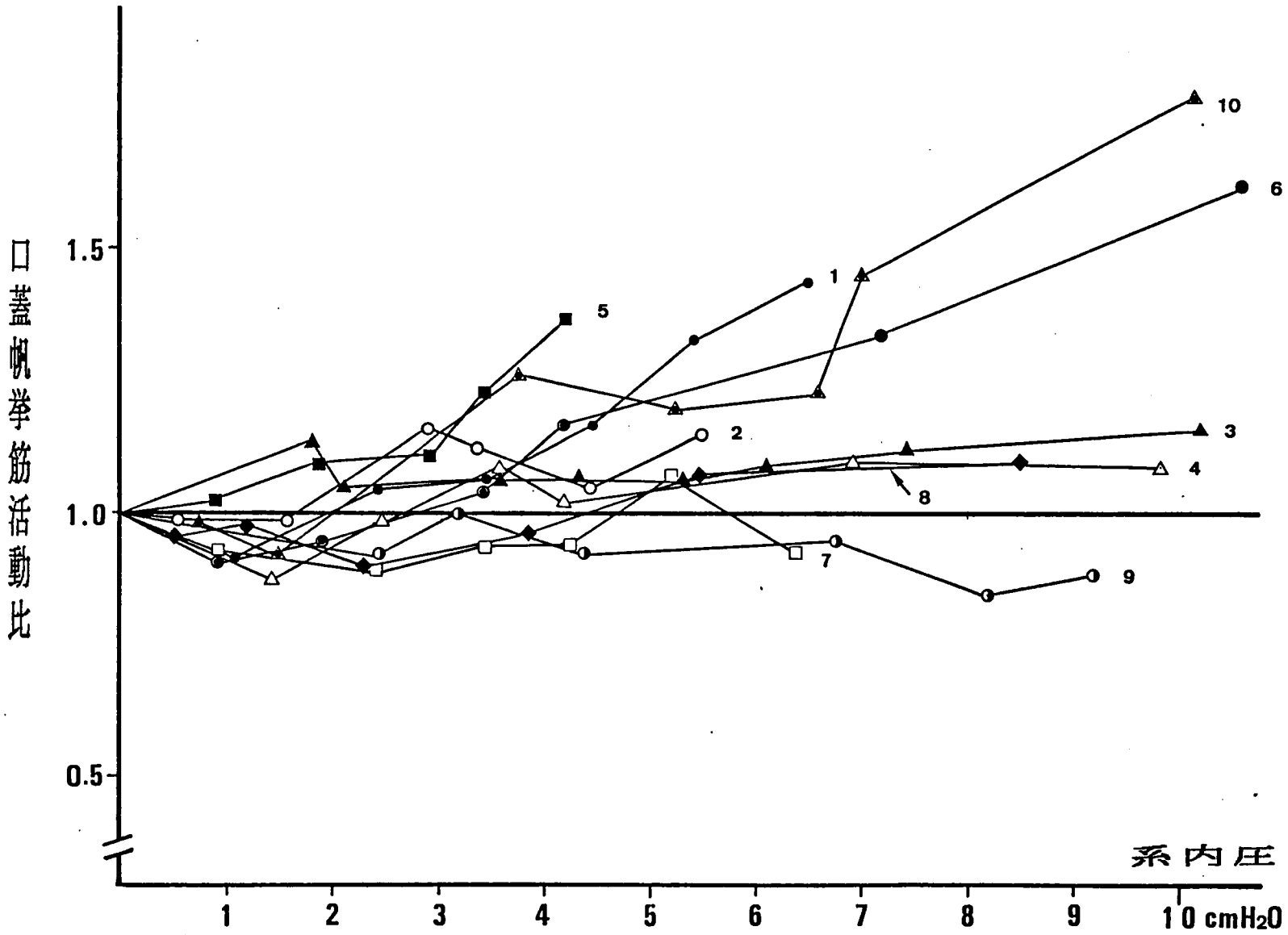
単位：mV·sec



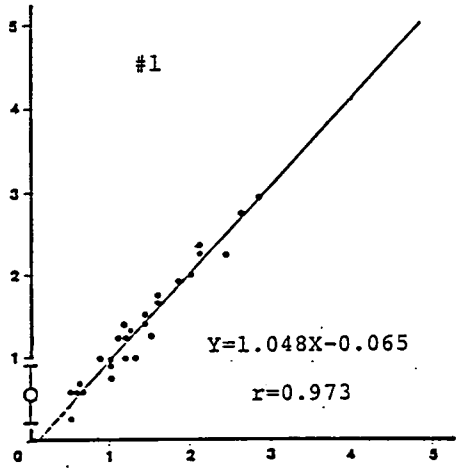
図－１２－ａ：調節型流出鼻腔呼気遮断装置と測定記録装置の模式図

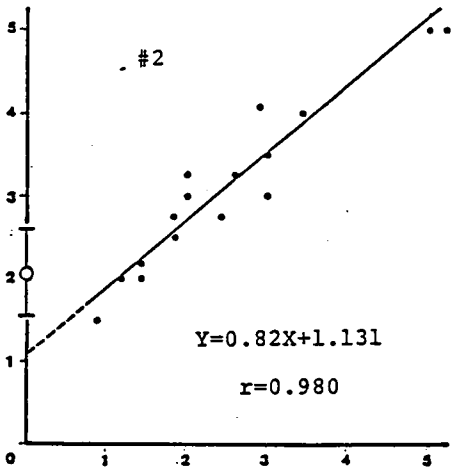


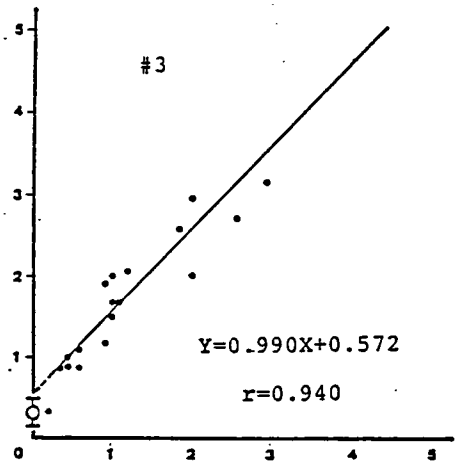
図－１２－ｂ：調節型遮断装置の特性曲線

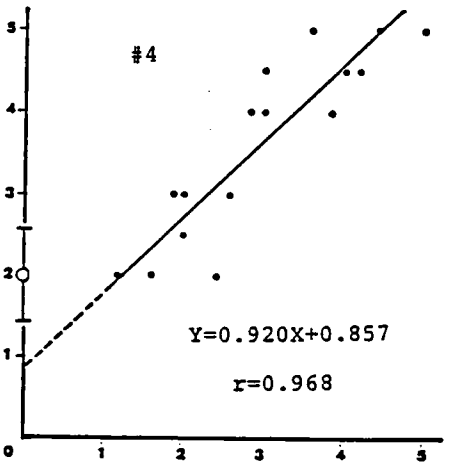


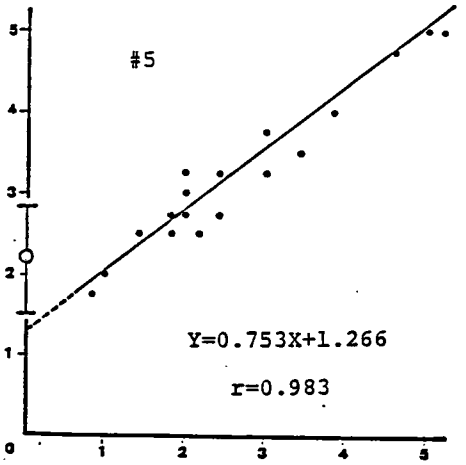
図－１３：系内圧と破裂音後続母音部での口蓋帆挙筋筋電図値の比率











外部より圧を負荷していない時の
鼻　腔　内　圧

#1 : 0.56+0.25

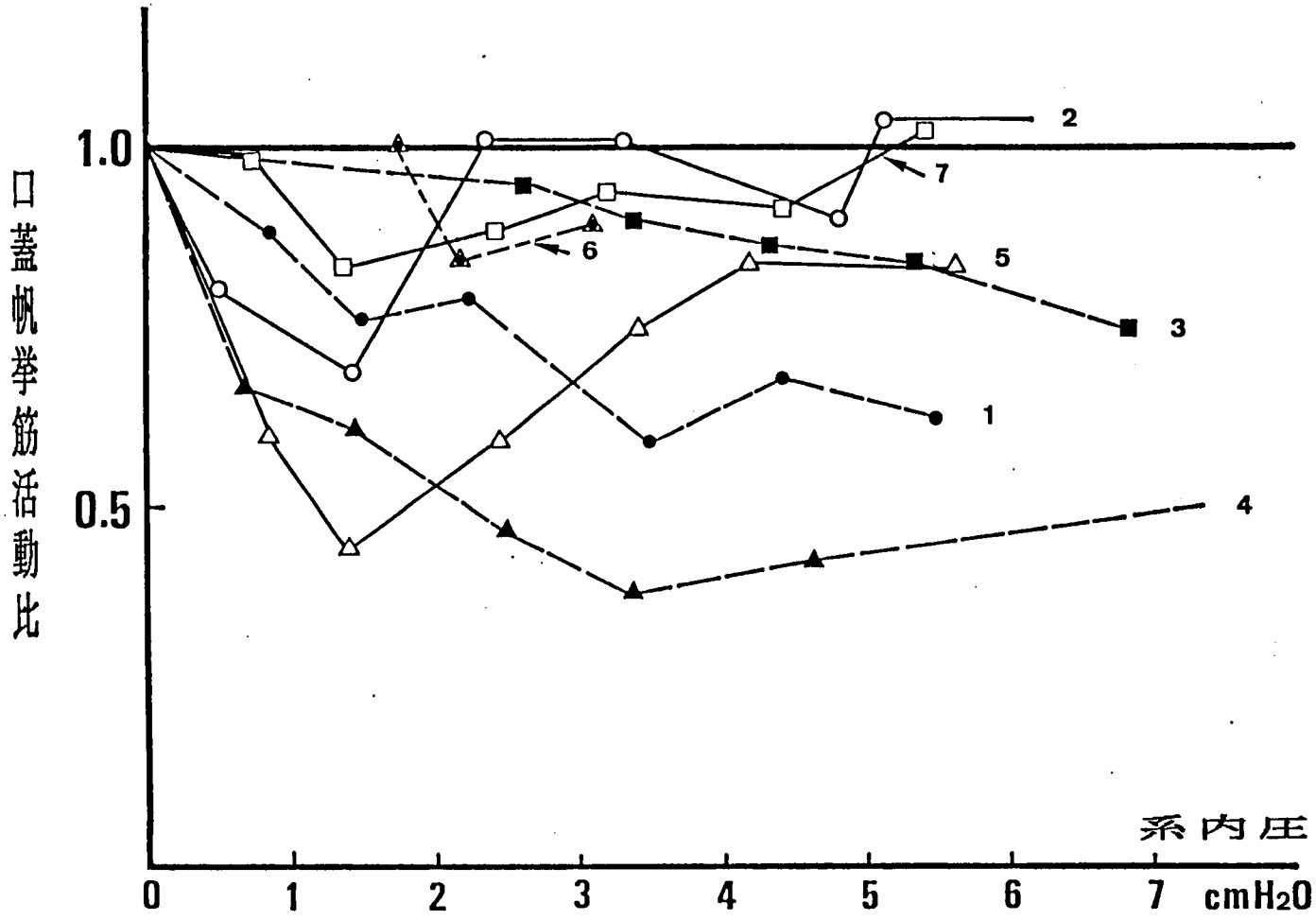
#2 : 2.11+0.53

#3 : 0.27+0.04

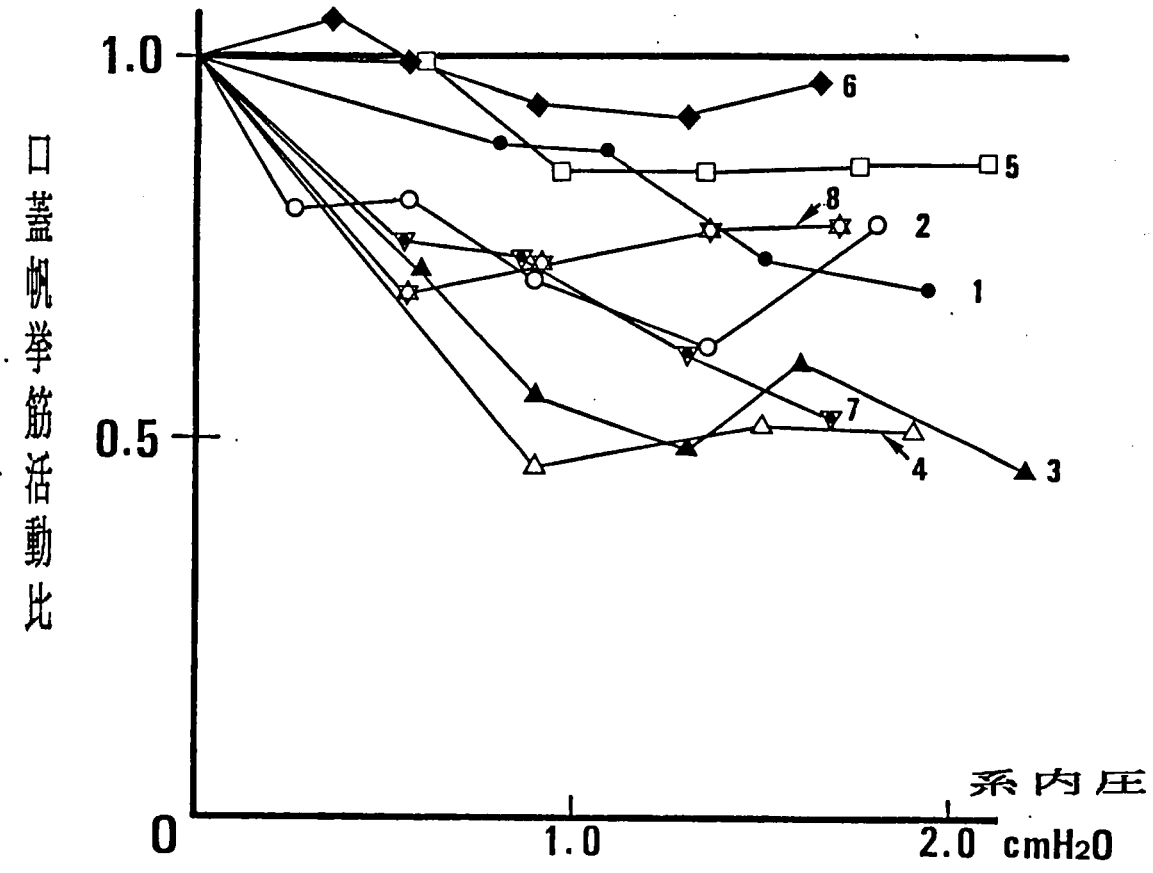
#4 : 2.00+0.60

#5 : 2.18+0.67

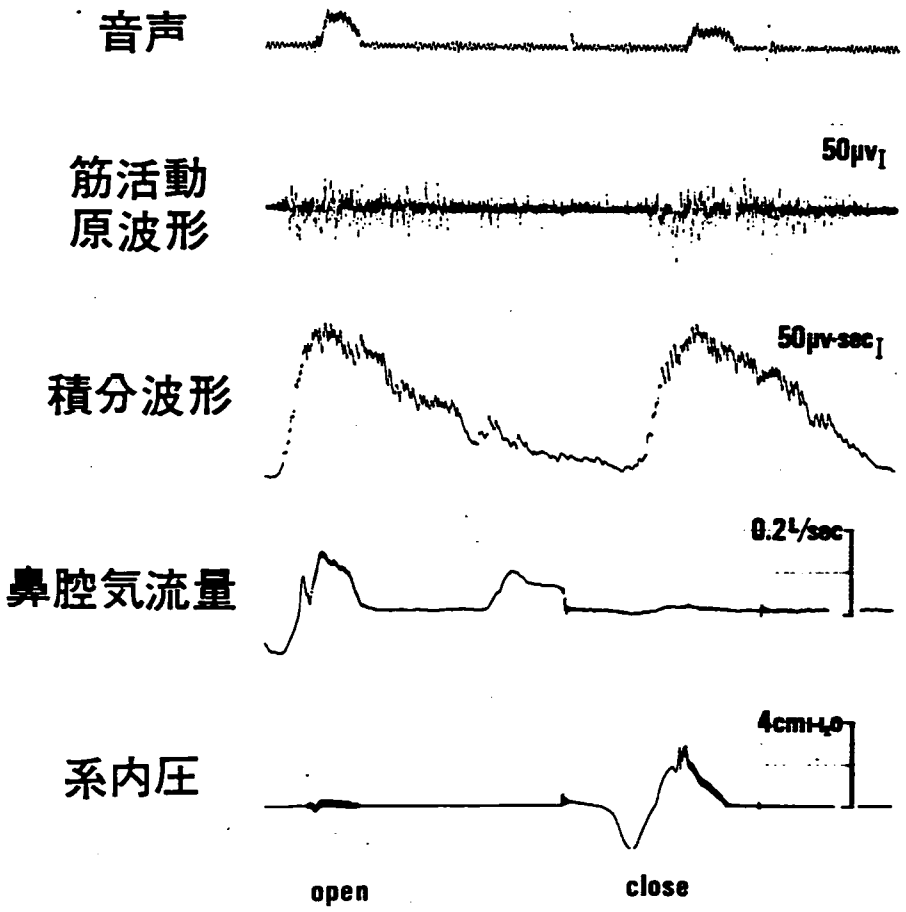
図－１４：調節型遮断装置操作下の系内圧と鼻腔内圧（単位：cmH_2O）
横軸に系内圧　縦軸に鼻腔内圧
回　帰　式　と　相　関　係　数



図－１５：系内圧と口蓋帆挙筋筋電図値の比率

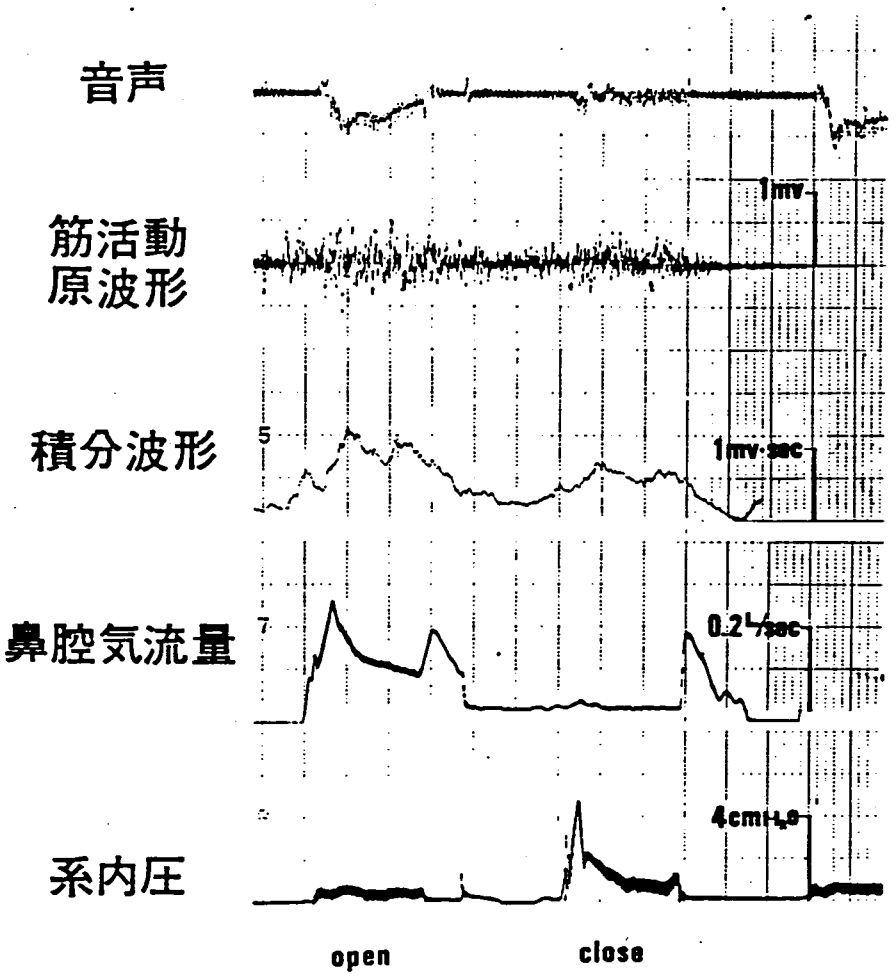


図－１６：系内圧（＜２cmH$_2$O）と口蓋帆挙筋筋電図値の比率

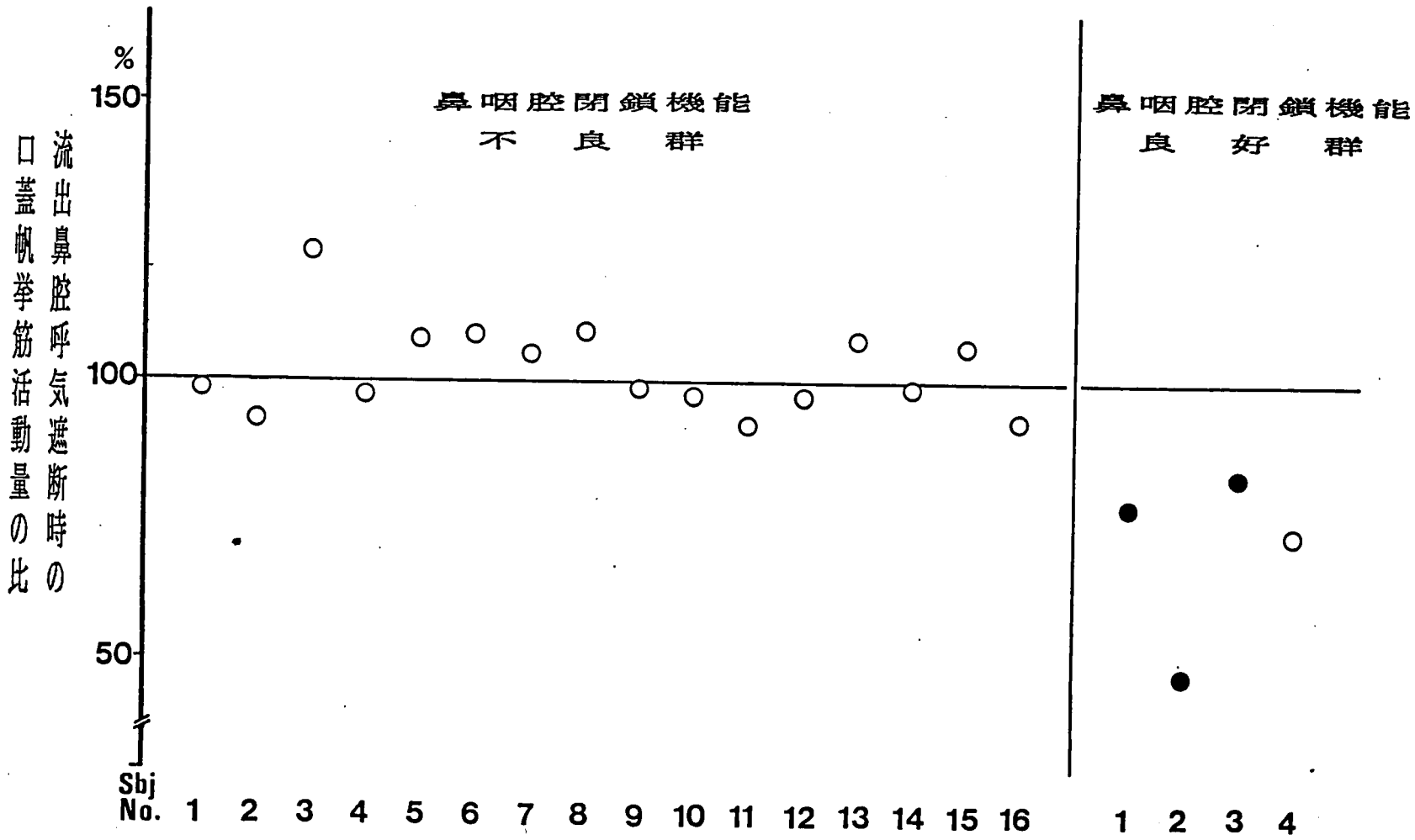


図－１７－ａ：非調節型遮断装置操作下の記録の一例

鼻　咽　腔　閉　鎖　機　能　不　良　群



図－１７－ｂ：非調節型遮断装置操作下の記録の一例
鼻　咽　腔　閉　鎖　機　能　良　好　群



図－１８：流出鼻腔気遮断時の口蓋帆挙筋活動

遮断していない時の口蓋帆挙筋筋電図値を１００％として百分率を求めた

●：有意差を認めた被験者

○：有意差を認めなかった被験者

Subject number	Shutter-Open Mean	Shutter-Open S.D.	Shutter-Close Mean	Shutter-Close S.D.	t-test	(n)
1	0.712	0.126	0.584	0.105	3.584***	(44)
2	1.092	0.179	0.810	0.164	5.287***	(43)
3	0.977	0.184	0.814	0.135	3.677***	(56)
4	1.120	0.281	0.860	0.257	2.390**	(28)
5	0.910	0.100	0.690	0.100	6.294***	(37)
6	0.710	0.265	0.240	0.095	5.342***	(27)
7	0.670	0.100	0.390	0.100	7.096***	(34)
8	0.583	0.127	0.271	0.089	7.249***	(28)
9	1.550	0.330	1.360	0.580	0.858	(22)
10	0.451	0.150	0.322	0.092	3.718***	(53)
11	0.800	0.150	0.630	0.100	3.866***	(36)
12	0.281	0.048	0.260	0.066	1.149	(42)
13	0.390	0.038	0.361	0.054	1.699	(33)
14	1.355	0.248	0.770	0.264	7.037***	(40)

表－1：口蓋帆挙筋筋電図値　（単位：mV·sec）

*** : $t > t_p$ ($p=0.01$)　　** : $t > t_p$ ($p=0.05$)

Subject No.	喉頭原音	口前音
#1	12.79±1.03	23.08±1.61
	12.67±0.77	17.67±2.67
	0.503	9.344***
#2	23.17±3.36	16.04±2.49
	22.83±4.54	10.00±1.53
	0.324	11.130***
#3	32.80±5.22	20.80±2.51
	31.47±4.65	18.27±3.17
	1.025	3.370***
#4	30.67±5.92	30.67±2.15
	27.33±6.18	19.60±3.94
	2.102	13.282***
#5	37.13±1.87	47.75±3.73
	37.29±3.43	49.23±7.46
	0.221	0.956

表－２：喉頭原音音圧積分値及び口前音音圧積分値（単位 mV·sec ）

上段：流出鼻腔呼気を遮断していない時

中断：流出鼻腔呼気を遮断している時

下段：ｔ値（ｎ＝６０）

*** ：$t > t_p$ (p=0.01)

Subject No.	Masking noise level (dB(A)) 60dB mean±SD	90dB mean±SD	F=	100dB mean±SD	F=
#1	73.4±1.1	76.3±0.7	2.469	76.7±0.7	2.469
	72.8±1.3	72.8±1.2	1.174	72.7±1.4	1.160
	1.397	2.939		4.000**	
#2	77.8±1.9	80.8±0.4	22.56***	82.1±1.0	3.610**
	77.1±0.6	78.1±0.9	2.250	79.2±0.6	1.000
	10.03***	5.063**		2.778	
#3	76.1±1.5	78.9±1.4	1.148	77.3±2.1	1.960
	70.6±0.9	70.8±0.9	1.000	69.9±1.6	3.161
	2.778	2.420		1.723	
#4	83.4±1.0	84.6±1.6	2.560	92.0±1.5	2.250
	84.7±1.3	85.3±1.0	1.690	86.6±1.0	1.690
	1.690	2.560		2.250	
#5	75.5±0.9	91.6±2.6	8.346***	93.3±1.7	3.568**
	82.6±1.1	83.1±1.2	1.190	86.4±1.2	1.190
	1.494	4.694***		2.007	

表－3：masking noise level と 口 前 音 音 圧（単位：dB(A)）

上段：発声努力に対する指示を与えない時の口前音音圧

中段：発声努力に対する指示を与えた時の口前音音圧

下段：F値

*** ：$F > f_p$ (p=0.01)　　** ：$F > f_p$ (p=0.05)

No.	Shutter-Open Mean	S.D.	Shutter-Close Mean	S.D.	t-test (n)
#1	0.722	0.082	0.527	0.063	8.815***(46)
	(0.583	0.127	0.271	0.089	7.249***(28)
#2	0.473	0.079	0.320	0.092	5.512***(40)
	(0.531	0.140	0.391	0.061	4.482***(50)
#3	1.598	0.131	0.982	0.188	11.73***(40)
	(1.413	0.145	1.169	0.176	4.799***(42)
#4	0.548	0.173	0.281	0.125	4.339***(26)
	(0.574	0.153	0.237	0.133	6.632***(34)
#5	1.051	0.221	0.875	0.153	2.624** (34)
	(1.355	0.248	0.770	0.264	7.037***(40)

表－４－ａ：低下群５名のマスキング時の口蓋帆挙筋筋電図値

（　）内は非マスキング時の筋電図値　（単位：mV·sec）

*** : $t > t_p$ (p=0.01)　　** : $t > t_p$ (p=0.05)

No.	Shutter-Open Mean	S.D.	Shutter-Close Mean	S.D.	t-test	(n)
#1	0.881	0.083	0.873	0.117	0.183	(24)
	(1.239	0.290	1.297	0.207	0.689	(38))
#2	0.839	0.091	0.828	0.094	0.337	(32)
	(0.861	0.126	0.866	0.098	0.121	(32))
#3	0.251	0.038	0.203	0.055	3.091**	(38)
	(0.390	0.038	0.361	0.054	1.699	(33))

表－４－ｂ：非低下群３名のマスキング時の口蓋帆挙筋筋電図値

（　）内は非マスキング時の筋電図値　（単位：mV·sec）

** ：$t > t_p$ ($p=0.01$)

系内圧 / Sbj.No.	0.0 − 1.0	1.0 − 2.0	2.0 − 3.0	3.0 − 4.0	4.0 − 5.0	5.0 − 6.0	6.0 − 7.0	7.0 − 8.0	8.0 −
# 1		1.41	2.41	3.42	4.43	5.43	6.50		
4.26±0.65		3.96±0.55	4.45±0.86	4.57±0.86	5.00±0.80	5.67±0.68	6.11±0.78		
# 2	0.51	1.59	2.95	3.32	4.40	5.50			
0.47±0.10	0.45±0.09	0.47±0.09	0.55±0.16	0.53±0.13	0.49±0.12	0.54±0.17			
# 3		1.81	2.04	3.60	4.30	5.30	6.10	7.40	10.20
1.62±0.15		1.85±0.15	1.70±0.12	1.74±0.16	1.73±0.19	1.71±0.13	1.75±0.26	1.81±0.13	1.88±0.30
# 4		1.42	2.50	3.60	4.20		6.80		9.80
3.06±0.51		2.68±0.56	2.98±0.56	3.29±0.57	3.14±0.59		3.36±0.65		3.16±0.82
# 5	0.80	1.90	2.90	3.42	4.15				
0.97±0.23	1.08±0.16	0.94±0.22	1.08±0.19	1.20±0.19	1.33±0.20				
# 6	0.88	1.04		3.43	4.18			7.20	10.68
1.50±0.31	1.37±0.21	1.51±0.19		1.57±0.28	1.75±0.31			2.01±0.44	2.42±0.42
# 7	0.98		2.42	3.40	4.25	5.22	6.33		
1.47±0.27	1.35±0.15		1.31±0.24	1.38±0.24	1.38±0.17	1.56±0.22	1.36±0.13		
# 8	0.46	1.21	2.30	3.80		5.40			8.50
1.88±0.26	1.82±0.21	1.84±0.19	1.69±0.23	1.80±0.19		2.02±0.19			2.07±0.19
# 9			2.46	3.22	4.42		6.77		8.20
0.71±0.06			0.65±0.09	0.70±0.07	0.66±0.09		0.67±0.04		0.59±0.07
#10	0.73	1.49		3.75		5.24	6.61	7.00	10.20
1.63±0.29	1.61±0.12	1.50±0.15		2.07±0.23		1.95±0.24	2.01±0.31	2.36±0.46	2.92±0.40

表－５：系内圧と破裂音後続母音部での口蓋帆挙筋筋電図値

被験者番号の下に鼻腔内に圧を負荷していない時の筋電図値を示している

上段：系内圧平均値　（単位：cmH_2O ）

下段：筋電図値　（単位：mV·sec）

Subject No.	r=	t=	(n)
# 1	0.558	6.046***	(82)
# 2	0.148	1.216	(76)
# 3	0.255	2.301**	(75)
# 4	0.198	1.555	(60)
# 5	0.282	2.543**	(78)
# 6	0.802	11.70***	(79)
# 7	0.254	2.517**	(97)
# 8	0.414	4.941***	(116)
# 9	0.007	0.267	(60)
#10	0.780	10.72***	(76)

表－6：　相　関　係　数

鼻腔内圧と口蓋帆挙筋筋電図値

***：$t > t_p$ ($p=0.01$)　　**：$t > t_p$ ($p=0.05$)

系内圧 / Sbj.No.	0.0 − 1.0	1.0 − 2.0	2.0 − 3.0	3.0 − 4.0	4.0 − 5.0	5.0 − 6.0	6.0 −
# 1	0.81	1.46	2.25	3.53	4.37	5.50	
1.20±0.29	1.06±0.21	0.91±0.21	0.95±0.27	0.71±0.13	0.82±0.13	0.75±0.08	
# 2	0.54	1.38	2.32	3.30	4.78	5.13	
0.39±0.10	0.31±0.06	0.27±0.05	0.39±0.13	0.39±0.20	0.35±0.05	0.40±0.08	
# 3			2.61	3.37	4.30	5.33	6.84
0.64±0.12			0.61±0.12	0.57±0.13	0.56±0.10	0.54±0.13	0.48±0.11
# 4	0.69	1.42	2.50	3.33	4.57	7.34	
0.72±0.18	0.48±0.12	0.44±0.18	0.34±0.17	0.28±0.09	0.31±0.12	0.36±0.10	
# 5	0.80	1.36	2.44	3.39	4.20	5.47	6.18
0.64±0.22	0.38±0	0.28±0.06	0.37±0.15	0.48±0.23	0.54±0.27	0.52±0.27	0.43±0.20
# 6		1.72	2.13	3.02			
0.09±0.03		0.09±0.01	0.08±0.04	0.08±0.01			
# 7	0.69	1.30	2.40	3.20	4.35	5.42	
1.48±0.27	1.47±0.22	1.23±0.18	1.30±0.21	1.37±0.26	1.36±0.22	1.54±0.23	

表－7：系内圧と鼻音化母音発音時の口蓋帆挙筋筋電図値

被験者番号の下に鼻腔内に圧を負荷していない時の筋電図値を示している

上段：系内圧平均値　（単位：cmH_2O ）

下段：筋電図値　（単位：mV·sec）

系内圧 / Sbj.No.	0.0 − 0.4	0.4 − 0.8	0.8 − 1.2	1.2 − 1.6	1.6 − 2.0	2.0 − 2.4
# 1 1.20+0.29		0.80 1.06±0.21	1.08 1.05±0.19	1.50 0.89±0.18	1.93 0.84±0.18	
# 2 0.39+0.10	0.26 0.31±0.04	0.56 0.32±0.07	0.91 0.28±0.03	1.37 0.25±0.04	1.80 0.31±0.07	
# 3 0.72+0.18		0.60 0.52±0.13	0.90 0.40±0.04	1.30 0.35±0.15	1.60 0.43±0.06	2.20 0.33±0.19
# 4 0.64+0.22			0.90 0.30±0.09	1.50 0.33±0.05	1.93 0.33±0.10	
# 5 1.48+0.27		0.61 1.50±0.24	0.96 1.26±0.21	1.34 1.26±0.10	1.75 1.28±0.22	2.10 1.27±0.22
# 6 0.61+0.12	0.37 0.64±0.07	0.55 0.62±0.12	0.90 0.58±0.12	1.31 0.57±0.11	1.64 0.60±0.18	2.10 0.70±0.07
# 7 0.73+0.14		0.55 0.55±0.13	0.87 0.55±0.13	1.29 0.46±0.14	1.68 0.39±0.12	
# 8 0.77+0.14		0.56 0.53±0.11	0.88 0.57±0.11	1.34 0.60±0.12	1.71 0.60±0.16	

表－8：系内圧（＜2 cmH_2O ）と鼻音化母音発音時の口蓋帆挙筋筋電図値
被験者番号の下に鼻腔内に圧を負荷していない時の筋電図値を示している
上段：系内圧平均値　（単位：cmH_2O ）
下段：筋電図値　（単位：mV·sec）

Subject No.	r=	t=	
#1	-0.429	3.555***	(58)
#2	-0.441	2.776***	(34)
#3	-0.508	2.285**	(17)
#4	0.096	0.255	(9)
#5	-0.436	2.606**	(31)
#6	0.030	0.333	(125)
#7	-0.317	2.321**	(50)
#8	0.293	2.141**	(51)

表－9：　相　関　係　数

系内圧と口蓋帆挙筋筋電図値

*** : $t > t_p$ (p=0.01)　　** : $t > t_p$ (p=0.05)

	Subject number	Shutter-Open Mean	Shutter-Open S.D.	Shutter-Close Mean	Shutter-Close S.D.	t-test	(n)
不良群 鼻咽腔閉鎖機能	1	0.318	0.076	0.313	0.117	0.168	(51)
	2	0.463	0.168	0.430	0.144	0.619	(36)
	3	0.516	0.191	0.636	0.270	1.522	(37)
	4	0.384	0.092	0.372	0.081	0.476	(50)
	5	0.328	0.122	0.353	0.160	0.507	(34)
	6	0.171	0.047	0.185	0.041	0.851	(34)
	7	2.713	0.603	2.272	0.538	0.504	(36)
	8	0.104	0.023	0.113	0.032	1.039	(43)
	9	0.435	0.106	0.431	0.060	0.139	(29)
	10	0.515	0.131	0.498	0.144	0.318	(31)
	11	0.158	0.028	0.146	0.025	0.730	(14)
	12	0.446	0.036	0.432	0.075	0.621	(28)
	13	0.177	0.051	0.189	0.043	0.747	(36)
	14	1.813	0.050	1.773	0.011	0.766	(46)
	15	0.281	0.076	0.297	0.077	0.620	(35)
	16	3.940	1.151	3.660	0.938	0.822	(40)
良好群	1	0.250	0.036	0.189	0.038	6.482***	(63)
	2	0.753	0.174	0.348	0.126	8.137***	(39)
	3	0.811	0.151	0.678	0.080	3.335***	(40)
	4	1.148	0.598	0.829	0.287	1.850*	(31)

表－１０：患者群に於ける口蓋帆挙筋筋電図値（単位：mV·sec）

***：$t > t_p$ ($p=0.01$)　*：$t > t_p$ ($p=0.10$)