嗄声の音響分析

—デジタルサウンドスペクトログラフによる試み—

佐々木 裕 美

Acoustic Analysis of Hoarse Voice
by Digital Sound Spectrography

Yumi Sasaki

(Ehime University)

With the use of a digital sound spectrograph (Digital Sonagraph Model 7800, Kay Elemetric Corp.), clinically useful methods of objective evaluation of hoarse voice were developed. Two parameters, the extent of pitch fluctuation and the amount of noise, were measured in the digital sound spectrogram by the author's simplified methods.

The extent of the pitch fluctuation of sustained phonation of /a/ ($s\Delta F$) was measured on the highest harmonic stripe of the sound spectrogram (0~2 kHz range and 11.3 Hz filter width). There was a significant correlation between $s\Delta F$ and the maximum pitch fluctuation obtained by the minicomputer system (Pearson $r=0.82$). The $s\Delta F$ differentiated 70.4% of the pathologic voice samples from the normal ones.

The amount of noise was measured from the section display with a 0~2 kHz range, a 22.5 Hz filter for male voices and a 37.5 Hz filter for female voices. The author defined the area enclosed by the base-line and the line connecting the peaks of the harmonic stripes as the total acoustic energy, and the area enclosed by the base-line and the line connecting the troughs as the acoustic energy of the noise components. The amount of noise in a phonatory sample was expressed by the difference between the former area and the latter area. The values of the amount of noise in the pathologic samples correlated significantly with the psychophysical judgments of the degree of hoarseness (Spearman's $r=0.77$ in the male samples, 0.74 in the female samples). Moreover, 79.6% of the pathologic samples were differentiated from the normal ones by the two parameters. These results showed that the two parameters obtained from the present methods were reliable and clinically useful indices.

Key words: hoarseness, acoustic analysis, digital sound spectrograph, pitch fluctuation, amount of noise

はじめに

病的音声なかんずく嗄声の音響的特徴を客観的かつ定量的に評価することは、喉頭疾患の診断と治療効果の判定に重要である。近年コンピュータを用いた種々の音響パラメータの解析がおこなわれているが、方法が煩雑なために臨床応用されるに至っていない。音声の周波数と強さの時間的変化を画像的に表すサウンドスペクトログラフィは、嗄声の簡便な評価が可能で臨床応用に適した検査法であるが、評価を検者の主観に依存するため客観性、定量性に欠けるといふ欠点がある。

著者は近年開発されたデジタルサウンドスペクトログラフ (digital sound spectrograph, 以下D. S. S. Gと略) を用いて、客観性のある嗄声の評価方法を開発し、その信頼性、有用性につき検討した。その結果、本法の精度と客観性はコンピュータ法に匹敵し、しかもサウンドスペクトログラフィ法と同等の簡便性を有し、十分に臨床応用に耐え得ることを認めたので、ここにその詳細を報告する。

研究の背景

嗄声の音響分析の主な目的は、1) 嗄声の音響的特徴に基づき喉頭疾患の診断に関する情報を得ること、2) 治療効果判定のために嗄声度を定量化することにある。1) の嗄声の音響分析による喉頭疾患の診断に関しては、音声波形の周期性の乱れを解析する方法が有用であることが知られている。1961年 Liberman¹⁾ が嗄声の特徴の一つとして音声波の基本周期が瞬時的に変動することを明らかにして以来、基本周波数瞬時変動 (jitter) を喉頭疾患の診断に応用する試みがなされている^{2)~5)}。また音声波形の最大振幅のゆらぎ (shimmer) が喉頭疾患の補助診断に有用であることも知られている⁶⁾⁷⁾。

嗄声の音響分析の第2の目的である嗄声度の定量化には、音声エネルギーから調波成分 (signal または harmonics) と雑音成分 (noise) のエネルギーを分離抽出する方法がとら

れる。Kojima⁸⁾ は連続する3周期の音声波のフーリエ級数展開からS/N比を、湯本⁹⁾ は50個の連続する周期の平均波から調波成分を推定しH/N比を測定した。Hiraoka ら¹⁰⁾ は相対的高調波成分強度 Hr (relative harmonic intensity) を、粕谷¹¹⁾ は規格化雑音成分エネルギー NNE (normalized noise energy) を提唱した。このような音響学的分析方法はパーソナルコンピュータの導入によって飛躍的に発展した。

サウンドスペクトログラフは1946年音声の周波数成分とその強さの時間的変化を画像化する画期的音響分析装置として Potter ら^{12)~15)} により開発され、病的音声の分析にさかんに利用されてきた。しかし分析フィルタのバンド幅は45Hzと300Hzしか備えておらず、嗄声の音響分析には45Hzの狭帯域フィルタでもバンド幅が広すぎる欠点があった。

サウンドスペクトログラフ (以下従来型をS. S. G. と略) を用いた嗄声の音響分析は、Nessel¹⁶⁾, Schönhärl¹⁷⁾, 柳原^{18)~20)}, Iwata ら²¹⁾, Rontal ら²²⁾, によりおこなわれた。1962年柳原¹⁸⁾ はサウンドスペクトログラム上の相対的雑音成分量から嗄声度を評価する方法を提唱した。すなわち各母音の、1) 3kHz以上の高音域での雑音成分の出現、2) 調波成分エネルギーの消失、3) 調波成分の雑音成分による置換の所見から嗄声度を4段階に分類した。本法は今日でも用いられているが²³⁾²⁴⁾、検者の視覚的判定に頼る点では主観的評価法の域を出なかった。

最近、今泉²⁵⁾ は従来コンピュータにより抽出されている種々の音響パラメータ²⁶⁾ をS. S. G. を用いて測定した。サウンドスペクトログラムから基本周波数や振幅の最大変動幅、雑音成分の量などの9個の音響パラメータを解析し、喉頭疾患の診断に有用であったと報告した。本法が喉頭癌²⁷⁾、反回神経麻痺²⁸⁾の補助診断に有用であったとの報告もなされている。

以上の研究は、狭帯域フィルタも解析周波数

範囲も固定されている S. S. G. を用いているため測定精度が不十分であった。今泉ら²⁵⁾の方法でも目的とするパラメータが測定不能となる場合が多いことが指摘されている。この欠点を補うため、著者は新しく開発された D. S. S. G. を用いて、基本周波数最大変動幅（以下、基本周波数のゆらぎ幅）と雑音成分の強さの測定をおこなった。

デジタルサウンドスペクトログラフ

による音声分析

D. S. S. G. は S. S. G. には無い以下のような特徴を備えている。1) 11.3Hz から 45Hz まで 4 段階の狭帯域分析フィルタ幅の選択が可能、2) 任意の周波数範囲拡大表示、時間軸 2 倍拡大表示が可能、3) 任意時点でのセクション分析が可能。

従来の S. S. G. は解析周波数範囲が 4kHz または 8kHz に固定され、狭帯域分析フィルタは 45Hz のみである。この条件下ではサウンドスペクトログラム上の各調波成分の横縞は太く密に現れる。基本周波数のゆらぎ幅を測定する場合、ゆ

らぎが増幅して現れる高次調波成分でも調波成分を雑音成分から分離し難く、調波成分の変動を測定するのが困難である（図 1 (a)）。D. S. S. G. ではより狭帯の分析フィルタを使用し（図 1 (b)）任意周波数範囲の拡大表示を用いることにより、各調波成分が明瞭に分離したサウンドスペクトログラムを作製することができる（図 1 (c)）。分析フィルタのバンド幅が狭くなるほど時間分解能が低下する欠点はあるが、雑音成分が重なっても調波成分の観察が容易である。すなわち従来の S. S. G. に比して測定不能例が大幅に減少し測定手技が容易となる。

雑音成分の強さの測定に際しても、D. S. S. G. では基本周波数の異なる男女の音声に対してそれぞれ最も適切な分析フィルタのバンド幅の選択が可能である。また S. S. G. では固定された時点のセクション分析しかできないのに対して、D. S. S. G. は任意時点での分析が簡便におこなえる。

本研究に用いた機器は Digital Sonagraph Model 7800 (Kay Elemetric Corp.) である。

図 1 喉頭ポリープ例のパターン表示。

(a): 解析周波数範囲 4kHz, 分析フィルタ幅 45Hz. (b): 解析周波数範囲 2kHz, 分析フィルタ幅 11.3Hz. (c): (b) を周波数範囲 0.75kHz から 1.75kHz まで拡大表示 (1mm は 10.8Hz に相当). 基本周波数 (f) 120Hz, 第 9 調波成分のゆらぎ幅実測値 (w) 6mm. ゆらぎ率 $(s\Delta f) = 100 \times (6 \times 10.8) / (120 \times 9) = 6.0\%$.

実験の方法と結果

実験1. 基本周波数のゆらぎ幅の測定と診断的意義

D. S. S. G. とコンピュータを用いて正常音声と喉頭疾患音声の基本周波数のゆらぎ幅を測定し比較検討した. 両測定値間に差がなければ, D. S. S. G. による測定の方が臨床的に利用しやすいと考えた.

(1) 方法

A) 音声サンプル

音声サンプルは同一レベルで録音された無関位持続発声母音/ア/である. 被検者は喉頭疾患および肺疾患のない成人男女10名ずつ計20名の音声と, 種々の喉頭疾患を有する男性32名, 女性22名計54名の患者の音声を録音して分析の対象とした. 以下前者を正常群, 後者を疾患群とした.

B) 基本周波数のゆらぎ幅の測定法

解析周波数範囲2kHz, 分析フィルタ幅11.3 Hzにてパターン表示をおこない, 最も定常状態にある1秒間について, 図1の代表例に示すように測定可能な最高次調波成分のゆらぎの最大幅w (mm)を計測し, ついで調波成分のゆらぎの中央における周波数から基本周波数f (Hz)を求めた. これらの測定値から基本周波数のゆらぎ幅(s4F)は,

$$s4F (\%) = 100 \times (w \times d) / (f \times n)$$

d (Hz/mm) : 拡大パターン表示上1 mmに相当する周波数幅

n : 測定に用いた調波成分の次数

と定義される. 測定に際し音声入力ダイナミックレンジを調整し, できるだけ高次の調波成分が明瞭に描出されるようにした. 任意周波数範囲拡大表示, 時間軸の2倍拡大表示を用い測定精度を向上した. 第2次以上の調波成分が識別できない場合や1秒間のピッチの定常状態が得られない場合は測定不能とした.

C) コンピュータによる基本周波数のゆらぎ幅の測定

ピッチの抽出は, 湯本法⁹⁾に準じて20kHzの

サンプリング速度でデジタル化した音声波から500Hzの low-pass フィルタを通して得られた波形を用いた. スクリーンに表示された filtered wave を見て, 1周期の中で最も同定しやすい零交差点を次々に51個求め, 50個の連続する周期を抽出した. これより次の2項目を計算した.

$$4F(\%) = 100 \times (F_{\max} - F_{\min}) / \left(\frac{1}{50} \sum_{i=1}^{50} F_i \right)$$

F_i : 瞬時周波数

F_{max} : 最大瞬時周波数

F_{min} : 最小瞬時周波数

$$F(\%) = 100 \times \frac{1}{49} \sum_{i=1}^{49} \left| F_i - F_{i+1} \right| / \left(\frac{1}{50} \sum_{i=1}^{50} F_i \right)$$

4Fは区間中の瞬時周波数最大変化幅で, s4Fに対応する指標である. Fは基本周波数瞬時変動値の指標²⁹⁾である.

(2) 結果

A) 正常群

正常音声におけるs4F, 4F, Fの平均値, 標準偏差および正常範囲(正常音声の95%が含まれると推定される値)を表1に示す³⁰⁾. ただしFでは男女平均値間に有意の差を認めたので(p<0.01), 男女別に正常範囲を定めた. s4Fと4Fは極めて近似した値を得た.

B) 喉頭疾患群

54例中44例でs4Fの測定が可能であった. これら44例の基本周波数のゆらぎ幅は2.1%から

表1 基本周波数のゆらぎの正常値

	平均値±標準偏差	正常範囲
s4F	2.7±1.0%	4.2%以下
4F	2.7±0.9%	4.2%以下
F	男声 0.41±0.11%	0.59%以下
	女声 0.58±0.11%	0.76%以下

s4F : D. S. S. G. による基本周波数のゆらぎ幅

4F : 瞬時周波数最大変化幅

F : 基本周波数瞬時変動

15.5%の範囲に分布した。ピッチの定常状態が得られない例は5例、2次以上の調波成分を識別できない例は5例で、これら10例は測定不能例とした。

ΔF , F の測定では全例ピッチ抽出が可能で

図2 基本周波数のゆらぎ幅のヒストグラム。
上: D. S. S. G. による測定値 ($s\Delta F$)。下: 瞬
時周波数最大変化幅 (ΔF)。U. M. は測定不能。

あった。 ΔF は1.88%から93.47%の範囲に分布した。 F は男声で0.41%から8.20%, 女声で0.50%から7.10%の範囲に分布した。

$s\Delta F$, ΔF の測定値の分布を図2にヒストグラムで示した。

C) $s\Delta F$ と ΔF , F の相関について

$s\Delta F$ の測定が可能であった44例について ΔF , F との相関を検討した(図3)。 $s\Delta F$ と瞬時周波数最大変化幅 ΔF の相関係数は0.82 (Pearson r), $s\Delta F$ と基本周波数瞬時変動値 F の相関係数0.67 (Pearson r)でともに統計的に有意な相関を示した ($P < 0.01$)。前者は後者に比して統計的に有意に高い相関関係にあった ($P < 0.05$)。D. S. S. G. による基本周波数のゆらぎ幅 $s\Delta F$ がコンピュータによる瞬時周波数最大変化幅 ΔF に近似した値をとることを示している。

D) 病的音声検出率の比較

測定値が正常範囲を上回る値をとった場合, 病的音声が発出されたものとし, 疾患群54例につき検出率を表2に比較した。 $s\Delta F$ では測定不能例を加えて38例70.4%に病的音声が発出された。 ΔF でも38例に, F では男声32例中27例

図3 基本周波数のゆらぎ幅を評価する各パラメータ間の散布図。
左: $s\Delta F$ と ΔF 。右: $s\Delta F$ と F 。

84.4%, 女声22例中13例59.1%計40例74.0%に病的音声が発出された。以上より病的音声検出率においては $s4F$ と $4F$, F との間に統計的有意差はなかった(χ^2 検定, $P=0.05$)。

実験2. 雑音成分の強さの測定

D. S. S. G. の簡便性を生かしつつ嚁声の程度を客観的かつ定量的に評価する指標をうることを目的として, セクション表示から雑音成分の強さを測定し, その信頼性, 有用性につき検討した。

(1) 方法

A) 音声サンプル

音声サンプルは持続発声母音/ア/である。喉頭疾患および肺疾患のない成人男性20名, 女性17名合計37名の音声正常群とし, 種々の喉頭疾患患者54名の治療前音声54例(基本周波数のゆらぎ幅の測定に用いたものと同一サンプル)と治療後音声28例をあわせて疾患群として分析対象とした。

B) 雑音成分の強さの測定方法

パターン表示上で安定した状態にある時点を選んでセクション分析をおこなった。図4に示すようにセクション表示上で基本周波数および調波成分のピークをつないだ包絡線—黒い線—と

基線により囲まれた面積を A とし, 全音声エネルギーの指標とした。各調波成分の谷をつないだ包絡線—白線—と基線により囲まれた面積を B とし, 雑音成分エネルギーの指標とした。面積 B から面積 A を差し引いた値, つまり全音声エネルギーに対する雑音成分エネルギーの比を求めこれを雑音成分の強さの指標とした。測定値は負の値となり, 数値が0に近い程, 雑音成分の強さが大きいことを示す。調波成分の谷が基線以下となる場合は谷の高さを便宜上0と算定した。音声のD. S. S. G. への入力, すべてのサンプルで可及的に一定となるようにした。

表2 基本周波数のゆらぎによる喉頭疾患の検出

	D. S. S. G. 法($s4F$)	
	正 常	異 常
$4F$, F とも異常	7	27
$4F$ のみ異常	1	3
F のみ異常	2	4
$4F$, F とも正常	6	4
計	16	38

図4 セクション表示による雑音成分の強さの測定法。
パターン表示(左図)の矢印の時点を経過表示(右図)した。

C) 解析周波数範囲, 分析フィルタ幅の選択
雑音成分の強さの測定に最も適切な解析周波数範囲, 分析フィルタ幅を決定するため, 以下の検討をおこなった。

解析周波数範囲を4kHzとすると, 嗄声では高周波域での調波成分のピーク, 谷の識別が困難となる (図5(a), (b)). 2kHzとすると高周波域の情報がカットされるが, 音声サンプル/ア/

では第2ホルマント領域までは含まれているので, 2kHzとしたほうが客観性, 簡便性の点で有利である (図5(c), (d), (e)). 分析フィルタ幅は大きい程, 各調波成分の谷がなだらかなり細かいスペクトルが消失するため, 調波成分のピークと谷の視覚的判定が容易となる. しかし上下の調波成分に重なりが生じ, 雑音成分はその中に埋没する (図5(b)). 逆にフィル

図5 解析周波数範囲と分析フィルタ幅の組合せによるセクション表示の違い。
解析周波数範囲 および分析フィルタ幅は(a): 4kHz・22.5Hz, (b): 4kHz・75Hz, (c): 2kHz・11.3Hz, (d): 2kHz・37.5Hz, (e): 4kHz・22.5Hz. セクション表示は周波数範囲2kHzまでを拡大表示。

タ幅が小さくなるとスパイク状の細かいスペクトルが現れピークや谷の判定が困難となり、測定客観性を損なう (図 5(c)). また音声サンプルの基本周波数が小さくなると調波成分の横縞が密になり上下の重なりを生じる. そこで矩形波シグナルを用いて, 調波成分の重なりと基本周波数の関連を検討した. 分析フィルタ幅を 37.5Hz とすると基本周波数 100Hz の矩形波シグナルは横縞の重なりを生じないが, 80Hz では重なりを生じる. 分析フィルタ幅を 22.5Hz にすると, 基本周波数 80Hz でも重なりを生じなかった.

以上の結果, 基本周波数の低い男声サンプルには分析フィルタ幅 22.5Hz (図 5(e)) を, 女声サンプルには分析フィルタ幅 37.5Hz (図 5(d)) を用いることとした.

(2) 結果

A) 正常群と疾患群の測定結果

正常男声 20 例の平均値は -53.0, 標準偏差 5.9, 最小値 -61.6, 最大値 -39.4, 正常女声 17 例の平均値は -50.3, 標準偏差 7.08, 最小値 -64.9, 最大値 -37.9 であった. 疾患群男声 47 例の最小値は -64.4, 最大値は -11.1 であった. 疾患群女声 35 例の最小値は -59.8, 最大値は -16.5 であった. 図 6 は以上の結果のヒストグラムである.

B) 嚔声の指標としての有用性の検討

喉頭ポリープの 1 例を図 7 に示す. 術前測定値は -27.5 であったが, 術後 -41.8 となり, 音声の改善をよく反映している.

雑音成分の強さの測定値が嚔声度の指標として有用か否かを検討するために, 嚔声の聴覚心

図 6 正常群および疾患群の雑音成分の強さの測定値の分布.

図 7 喉頭ポリープ例の雑音成分の強さ.

左: 術前で測定値は -27.5, 右: 術後で測定値は -41.8.

理的評価との関係を見た(図8). 嗄声の聴覚心理的評価³¹⁾には, 8名の耳鼻咽喉科医が音声を聴取し嗄声の程度を0から3までの4段階評価した評点を合計した点数を用いた. Spear-

man の順位相関係数は, 男声0.77, 女声0.74であった.

つぎに雑音成分の強さとH/N比⁹⁾との比較をおこなった(図9). 相関係数は男声-0.73,

図8 雑音成分の強さと聴覚心理的評価の散布図.
左: 男声疾患群, 右: 女声疾患群.

図9 雑音成分の強さとH/N比の散布図.
左: 男声疾患群, 右: 女声疾患群.

女声-0.82であった。またサウンドスペクトログラムの視覚的評価と比較すると Spearman の順位相関係数は男声0.65, 女声0.72であった。なおサウンドスペクトログラムの視覚的評価には柳原の分類¹⁸⁾に正常O型を加えておこなった。図10に各々の指標の間の相関係数を示す。

C) 病的音声検出率

正常声の雑音成分の強さの測定値はほぼ正規分布するとみなせるので、正常群の95%が含まれると推定される値、すなわち男声では-43.3以下、女声では-38.6以下を正常範囲と定めた。治療前患者の音声54例において、男声32例中25例78.1%, 女声22例中11例50%, 合計36例66.7%が異常を示した。

さらに基本周波数ゆらぎ幅sΔFの測定結果を組み合わせた病的音声検出率を検討した。疾患群54例中sΔFの測定で異常が検出できなかった16例のうち5例が雑音成分の強さで異常値をと

り、2つの指標のうちどちらか一方でも異常を示したのは43例79.6%にのぼった。従って2つの指標を組み合わせることにより病的音声検出の精度を一層高めることが可能であった(表3)。

考 案

(1) 基本周波数のゆらぎについて

D. S. S. G. から測定したsΔFは、コンピュータで測定した瞬時周波数最大変化幅ΔFと高い相関を示した。これはsΔFが瞬時周波数の変化を比較的忠実に示す指標として信頼できることを示している。さらに病的音声検出率は、70.4%とコンピュータを用いて得た値ΔF, Fと同等の成績であった。

sΔF測定の問題点として測定不能例の多いことがあげられる。前述のように分析フィルタ幅を狭くすることで測定不能例を減らすことができたが、なお54例中10例が測定不能であった。sΔF測定不能群10例につきΔF, Fの値を検出すると、平均値はそれぞれ25.2% (標準偏差25.5%), 4.05% (標準偏差2.78%) であり、測定可能群のΔF, Fの平均値6.08% (標準偏差3.66%), 1.11% (標準偏差0.80%) に比較してはるかに大きい値であった (P<0.001)。すなわちこれら10例はかろうじてピッチ抽出が可能であった例と考えられる。また音声サンプル54例中測定し得たsΔFの最大値が15.5%であることから、15%程度の値が本法による測定限界であろうと考えられる。

以上のごとく測定限界があるにせよ、D. S. S. G. を用いて70.4%に病的音声検出が可能であったことは、喉頭疾患スクリーニングという目的に充分かなうものと考えられる。本法は誰でも短時間に測定できるので実用化しやすい方法であることが確かめられた。

(2) 雑音成分の強さについて

セクション分析では各調波成分がピークを形成し雑音成分と分離して現れる。セクション表示上に現れる雑音成分の量を定量化する試みとして、今泉ら²⁵⁾は持続発声母音/エ/を用い

図10 雑音成分の強さ, H/N比, 聴覚心理的評価, サウンドスペクトログラムの視覚的評価 (柳原法) の相関係数。

表3 D. S. S. G. による喉頭疾患の検出

雑音成分の強さ		基本周波数のゆらぎ		計
正	異	正	異	
常	常	11	5	16
異	常	7	31	38
計		18	36	54

て1.5~2.5kHzの第2ホルムント周波数帯域での調波成分のピークの平均値と谷（すなわち雑音成分）の平均値の差を測定し、相対的雑音成分の強さの指標とした。しかし各調波成分のピークと谷の高さをそれぞれ測定することは煩雑で、その上高周波域でのピークと谷の判定は困難な場合が多い。そこで著者は第2ホルムント周波数が2kHz以下である/A/を用いて、周波数範囲2kHzまでの雑音成分の相対量を面積比で測定する方法を考案した。すなわち各調波成分のピークをつないだ包絡線と基線により囲まれた面積を全音声エネルギーの指標、各調波成分の谷をつないだ包絡線と基線により囲まれた面積を雑音成分エネルギーの指標とし、後者から前者を差し引いた値を、全音声エネルギーに対する雑音成分エネルギーの比、雑音成分の強さの指標とした。

本法では以下に検討するような問題点が考えられる。まず谷が基線以下になる場合便宜上0と算定したことである。このため実際には基線以下にある谷を過大評価し、測定値は本来のそれより大きな値となる。正常音声では多数の谷が基線以下になるので雑音成分の強さは過大評価される。このため正常範囲が拡大し病的音声検出率に影響を与える。しかし嗄声度の指標としては、多数の谷が基線以下になるのは通常正常音声なのでこの方法で算定しても問題は少ない。今泉ら²⁵⁾の雑音成分の大きさの測定では、谷が基線以下となる部分を測定の対象から除外するため雑音成分をより過大評価する結果になる。基線以下を0と算定する方が誤差が少ない。

セクション分析では分析時間が短いため、同一サンプルにおいても分析部位の相違によって測定値が異なることが予想される。パターン表示上安定した区間内で約10アドレス（0.4秒）異なる2地点を選択して、それぞれの測定値を比較した。その結果2地点での測定値の相関係数は男声0.92、女声0.95で、非常に高い近似性を示した。よって定常状態にある時点を選択すれば

再現性の高い測定値が得られることが明らかとなった。

雑音成分の強さの測定値は音声の聴覚心理的評価³¹⁾との間に男声0.77、女声0.74と高い相関を示した。同一サンプルにおけるH/N比⁹⁾と聴覚心理的評価との相関は男女とも0.81であり、前者との間に統計的有意差はなかった（ $P=0.05$ ）。またサウンドスペクトログラムの視覚的評価（柳原法¹⁸⁾）と聴覚心理的評価との相関は男声0.58、女声0.71であり、男声では雑音成分の強さと聴覚心理的評価の相関のほうが有意に高かった（ $P<0.05$ ）。

D. S. S. G. による雑音成分の強さの測定は、方法が簡便で嗄声度の指標としての信頼性は充分高いといえる。病的音声検出率は67%と高い値ではないが、一般的に嗄声度の指標による病的音声検出率はたかだか70%程度であり、本法も同程度である。本法は基本周波数のゆらぎ幅と組み合わせることにより約80%の病的音声検出を可能とし、この2つの指標の測定により喉頭疾患スクリーニングの目的を果たしうる。以上よりD. S. S. G. を用いたs4F、雑音成分の強さの測定値は臨床的目的にかなった有用な指標となると考えられた。

まとめ

1. デジタルサウンドスペクトログラフ（Kay, Digital Sonagraph Model 7800）を用いて病的音声の正確かつ簡便な画像診断化を試みた。

2. 病的音声の検出を目的として基本周波数のゆらぎ幅（s4F）を算定した。この値はコンピュータによる分析値と有意に高い相関を示した。

3. 嗄声度の定量的評価の指標として、セクション表示から雑音成分の強さを測定した。雑音成分の強さは嗄声の聴覚心理的評価に対して高い相関を示した。

4. 基本周波数のゆらぎ幅の病的音声検出率は70.4%であり、雑音成分の強さの測定値では66.7%であった。両者を組み合わせた異常検出

率は79.6%であった。

5. 以上よりD. S. S. G. を用いた基本周波数のゆらぎ幅、雑音成分の強さの測定値は臨床的目的になかった有用な指標となり得る。

(本論文の要旨は第29, 30回日本音声言語医学会総会, 第20回国際音声言語医学会にて口演した。)

稿を終えるにあたり終始御助言, 御指導頂いた丘村熙助教授, 湯本英二講師に, 御校閲頂いた柳原尚明教授に深謝致します。

参考文献

- 1) Lieberman P : Perturbations in vocal pitch. J Acoust Soc Am 33 : 597~603, 1961.
- 2) Lieberman P : Some acoustic measures of the fundamental periodicity of normal and pathologic larynges. J Acoust Soc Am 35 : 344~353, 1963.
- 3) Iwata S and Von Leden H : Pitch perturbations in normal and pathologic voices. Folia Phoniat 22 : 413~424, 1970.
- 4) Hecker MHL and Kreul EJ : Descriptions of the speech of patients with cancers of the vocal folds Part 1 ; measures of fundamental frequency. J Acoust Soc Am 49 : 1275~1282, 1971.
- 5) 北嶋和智 : 正常ならびに病的音声における基本周波数瞬時変動の電子計算機による解析. 耳鼻臨床 66 : 1195~1213, 1973.
- 6) Koike Y : Vowel amplitude modulations in patients with laryngeal diseases. J Acoust Soc Am 45 : 839~844, 1969.
- 7) Kitajima K and Gould WJ : Vocal shimmer in sustained phonation of normal and pathologic voices. Ann Otol Rhinol Laryngol 85 : 377~381, 1976.
- 8) Kojima H, et al : Computer analysis of hoarseness. Acta Otolaryngol 89 : 547~554, 1980.
- 9) 湯本英二 : 嗄声度の定量的指標に関する研究. 耳鼻臨床 76 : 2151~2168, 1983.
- 10) Hiraoka N, et al : Harmonic-intensity analysis of normal and hoarse voices. J Acoust Soc Am 76 : 1648~1651, 1984.
- 11) Kasuya H, et al : Normalized noise energy as an acoustic measure to evaluate pathologic voice. J Acoust Soc Am 80 : 1329~1334, 1986.
- 12) Potter RK : Introduction to technical discussions of sound portrayal. J Acoust Soc Am 18 : 1~3, 1947.
- 13) Steinberg JC and French NR : The portrayal of visible speech. J Acoust Soc Am 18 : 4~18, 1947.
- 14) Koenig W, Dunn HK and Lacy LY : The soundspectrograph. J Acoust Soc Am 18 : 19~49, 1947.
- 15) Kopp GA and Green HC : Basic phonetic principles of visible speech. J Acoust Soc Am 18 : 74~89, 1947.
- 16) Nessel E : Über das Tonfrequenzspektrum der Pathologisch veränderten Stimme. Acta Otolaryng Suppl 157 : 1~45, 1962.
- 17) Schönhärl E : Beitrag zur Qualitativen Stimmanalyse. Z Laryng Rhinol Otol 42 : 130~139, 1963.
- 18) 柳原尚明 : 嗄声の音響科学的研究. 耳鼻臨床 55 : 357~398, 1962.
- 19) Yanagihara N : Hoarseness ; investigation of the physiological mechanism. Ann Otol Rhinol Laryngol 76 : 472~789, 1967.
- 20) Yanagihara N : Significance of harmonic changes and noise components in hoarseness. J Speech Hear Res 10 : 531~541, 1967.
- 21) Iwata S and Von Leden H : Voice prints in laryngeal diseases. Arch Otolaryng 91 : 346~351, 1970.
- 22) Rontal E, Rontal M and Rolnick MI : Objective evaluation of vocal pathology using voice spectrography. Ann Otol 84 : 662~671, 1975.
- 23) Cooper M : Spectrographic analysis of fundamental frequency and hoarseness before and after vocal rehabilitation. J Speech Hear Dis 39 : 286~297, 1974.

- 24) Kelman AW, et al : Comparison of methods for assessing vocal function. *Folia Phoniat* 33 : 51~65, 1981.
- 25) 今泉 敏, 他 : サウンドスペクトログラフによる病的音声の分析. *日本音響学会誌* 36 : 9~16, 1980.
- 26) 垣田有紀, 他 : 音響分析による喉頭疾患の鑑別. *耳鼻臨床* 70 : 729~739, 1977.
- 27) Yoon KM, Kakita Y and Hirano M : Sound-spectrographic analysis of the voice of patients with glottic carcinoma. *Folia Phoniat* 36 : 24~30, 1984.
- 28) Kim KM, Kakita Y and Hirano M : Sound-spectrographic analysis of the voice of patients with recurrent nerve paralysis. *Folia Phoniat* 34 : 124~133, 1982.
- 29) Hollien H, Michel J and Doherty ET : A method for analysing vocal jitter in sustained phonation. *J Phonetics* 1 : 85~91, 1973.
- 30) 佐々木裕美, 湯本英二, 丘村 熙 : サウンドスペクトログラフを用いた嗄声の音響分析—基本周波数のゆらぎについて—. *音声言語医学* 26 : 289~295, 1985.
- 31) 日本音声言語医学会編 : 声の検査法. 181~209頁, 医歯薬出版, 東京, 1979.

(原稿採択 : 昭和63年4月26日
別刷請求先 : 佐々木裕美
〒794 愛媛県今治市石井町4-5-5
県立今治病院耳鼻咽喉科)