

Braunschweig, Thomas; Grießbach, Gert; Hanson, J.; Schelhorn-Neise, P.:

Analyse instationärer Signale am Beispiel des Einschwingens der Stimmlippen

<i>Zuerst erschienen in:</i>	Biomedizinische Technik = Biomedical Engineering. - Berlin [u.a.] : de Gruyter. - 43 (1998), s3, S. 77-81.
<i>Erstveröffentlichung:</i>	1998
<i>Datum Digitalisierung:</i>	17.07.2009
<i>ISSN (online):</i>	1862-278X
<i>ISSN (print):</i>	0013-5585
<i>DOI:</i>	10.1515/bmte.1998.43.s3.77
<i>[Zuletzt gesehen:</i>	31.07.2019]

„Im Rahmen der hochschulweiten Open-Access-Strategie für die Zweitveröffentlichung identifiziert durch die Universitätsbibliothek Ilmenau.“

“Within the academic Open Access Strategy identified for deposition by Ilmenau University Library.”

„Dieser Beitrag ist mit Zustimmung des Rechteinhabers aufgrund einer (DFG-geförderten) Allianz- bzw. Nationallizenz frei zugänglich.“

„This publication is with permission of the rights owner freely accessible due to an Alliance licence and a national licence (funded by the DFG, German Research Foundation) respectively.“



Analyse instationärer Signale am Beispiel des Einschwingens der Stimmlippen

Braunschweig, T.¹, Griebach, G.², Hanson, J.¹, P. Schelhorn-Neise¹

¹Institut für Phoniatrie und Pädaudiologie
Friedrich-Schiller-Universität Jena, D 07740 Jena

²Institut für Biomedizinische Technik und Informatik
Technische Universität Ilmenau, D 98684 Ilmenau

MOTIVATION

Objektive Methoden setzen sich in der Medizin und damit auch in der stimmärztlichen Praxis immer mehr durch. Einerseits dienen sie einer nachprüfbaren Befunddokumentation, zum anderen will man mit ihrer Hilfe beginnende Störungen erkennen bzw. quantifizieren.

Die Funktionsfähigkeit der Stimme gewinnt in dem Maße an Bedeutung, wie die Kommunikation im täglichen Leben zunimmt. Damit steigen auch die Anforderungen an die Diagnostik von Stimmstörungen. Insbesondere möchte man funktionelle Störungen erkennen, die sich noch nicht in sekundären organischen Schädigungen äußern. Therapien sind dann billiger und wirkungsvoller - die volle Funktions- und Leistungsfähigkeit der Stimme kann mit hoher Wahrscheinlichkeit wieder hergestellt werden. Das ist besonders für Vertreter stimmintensiver Berufe von großer Bedeutung.

Mit der optischen Hochgeschwindigkeitslottographie [1] gibt es jetzt ein Meßverfahren, mit welchem die Bewegung der Stimmlippen aufgezeichnet werden kann. Man bedient sich dabei einer CCD-Matrix-Kamera, die Bildraten bis 5600 Bilder/s realisieren kann. Ein Bildsegmentierungsprogramm liefert Weg - Zeit - Kurven der Bewegung der Stimmlippen und ist Bestandteil der Kamera.

Die optische Hochgeschwindigkeitslottographie ermöglicht erstmals die direkte Aufzeichnung des Einschwingvorgangs der Stimmlippen. Sie stellt gegenüber den bekannten Methoden der Stroboskopie, der Analyse des Stimmklangs und der Elektrolottographie eine neue Qualität der Diagnostik dar. Entsprechende Auswertemethoden sollen den breiten praktischen Einsatz dieser Methode befördern.

METHODE

Einschwingvorgänge sind instationäre Prozesse. Die Instationarität kann von einer bis etwa 20 Schwingungsperioden andauern und ist mit den herkömmlichen Methoden nicht nachweisbar. Da zu erwarten ist, daß sich außer einem spezifischen Anwachsens der Amplituden auch die Frequenz ändert, besteht die Forderung, gleichzeitig eine hohe Zeit- und Frequenzauflösung zu gewährleisten. Es wurden daher

verschiedene Methoden im Zeitbereich und im Zeit- und Frequenzbereich untersucht.

Um instationäre Muster im EEG zu erkennen, wurden rekursiv-adaptive Schätzverfahren entwickelt, die im Zeitbereich sehr effizient arbeiten [2,3]. Hier stellt sich die Frage, ob diese Verfahren mit gleichem Erfolg auf Stimmlippenschwingungen angewendet werden können.

Bei der Analyse der Stimmlippenbewegungen kommt es auf eine zeitrichtige Wiedergabe an. Dies leisten adaptiv - rekursive Schätzungen der Momente nach (1) jedoch nicht.

$$M_0 = m_0; \text{ beliebig}$$

$$M_{n+1}^{(k)} = M_n^{(k)} + c(u_{n+1}^k - M_n^{(k)}). \quad (1)$$

Operator: M^c

M_n : Schätzwertefolge; $n = 0, 1, 2, \dots$

c : Adaptionkonstante

Ein geeignetes Verfahren, eine Mittelwertschätzung ohne Zeitverschiebung zu erhalten, wird in [2] angegeben. Danach erhält man für den Trend eines Signals (2) eine Schätzfunktionfolge, die dem Signal nach einer Einschwingphase zeitrett folgt.

$$T_0 = m_0 + a$$

$$T_n = M_n^{(1),c} + (1-c)(M_n^{(1),c} - M_n^{(1),c/2}) \quad (2)$$

Operator T^c

Die Schätzung besteht aus einer linearen Kombination adaptiver Mittelwerte und kann bei der Auswertung des Einschwingvorgangs vielseitig bei der Datenfilterung und der Glättung von Signalen eingesetzt werden.

Datenfilterung

Einen rekursiven Hochpaß erhält man mit Hilfe des Differenzoperators (3):

$$Y^c = I - T^c \quad (3)$$

wobei I der identische Operator ist. Die Hochpaßfilterung wird benötigt, um niederfrequente Störungen aus den Weg-Zeit-Kurven der Stimmlippenbewegung zu eliminieren. Für den Fall, daß man nur die

Grundfrequenz benötigt, kann man einen Bandpaß nach (4) konstruieren:

$$B^c = T^{3c_1} - T^{3c_2} \tag{4}$$

wobei $c_1 > c_2$ gilt. Der Index 3 bedeutet, daß die Trendschätzung dreimal hintereinander ausgeführt werden muß. Die Flankensteilheit der Übertragungsfunktion nimmt damit zu. Der Durchlaßbereich wird durch die Wahl der Konstanten c_1 und c_2 bestimmt.

Momentanleistung

Die Momentanleistung (5) ist die geglättete Serie der Quadrate der gefilterten Folge $U = \{u_i\}_{i=0,1,2,\dots}$.

$$P^c = T^c [Y^c(U)]^2 \tag{5}$$

Die Wiedergabe der Instationarität ist abhängig von der Wahl der Adaptionskonstanten c .

Momentanfrequenz

Identifiziert man die Frequenz als eine Folge von Nulldurchgängen eines Signals U , so erhält man nach (6) eine einfache und robuste Schätzung der Momentanfrequenz:

$$F = T^{c_2} \{W[K(L(U), T^{c_1}(L(U))), K(U, T^{c_1}(U))]\}, \tag{6}$$

wobei K und W Komparatoren sind, die die Nulldurchgänge detektieren bzw. die Richtung der Durchgänge bestimmen. L ist der Lag-Operator. Da die Orts-Zeit-Kurven auch höhere harmonische Komponenten enthalten, ist eine Bandpaßfilterung nach (4) notwendig. Die Grundfrequenz der Schwingung bleibt nach dieser Art der Filterung erhalten.

Zeit-Frequenz-Analysen

Das Spektrogramm als die gebräuchlichste Zeit - Frequenz - Darstellung gibt kurzzeitige Frequenzänderungen insbesondere während der Einschwingphase nicht mit ausreichender Genauigkeit wieder. Eine geeignete Zeit - Frequenz - Darstellung ist die geglättete Pseudo-Wigner-Verteilung (SPWD). Dazu berechnet man die sogenannte Temporäre Korrelationsfunktion (TCF) (8) über jeden durch ein gleitendes Zeitfenster $h(t)$ gegebenen Signalabschnitt (7):

$$u_h(t, t') = h(t-t')u(t') \tag{7}$$

$$r_{uh}(t, t', \tau) = u_h(t, t' + \frac{\tau}{2})u_h^*(t, t' - \frac{\tau}{2}) \tag{8}$$

In (8) bezeichnet τ die Zeitverschiebung. Die Pseudo-Wigner-Verteilung (PW) erhält man nach der Integration über τ an den Stellen $t = t'$ (9):

$$PW(t, f) = \int_{-\infty}^{\infty} u(t + \frac{\tau}{2})u^*(t - \frac{\tau}{2})h(\frac{\tau}{2})h^*(\frac{\tau}{2})e^{-j2\pi f\tau} d\tau \tag{9}$$

Die entstehenden Kreuzterme müssen durch geeignete Glättungsoperationen unterdrückt werden. Verbesserte Zeit - Frequenz - Darstellungen erhält man bei der Verwendung sog. Konuskerne (10), mit denen die TCF in Zeitrichtung gefaltet werden.

$$m(t, \tau) = \begin{cases} h(\tau) & |\tau| \geq \beta |t| \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \tag{10}$$

Der Anstieg β steuert die Verbreiterung des Kerns in Richtung der Zeitverschiebung τ und h ist eine beliebige Fensterfunktion. Für die SPWD folgt damit:

$$SPWD(t, f) = \int_{-\infty}^{\infty} h^2(\frac{\tau}{2})m(t, \tau) r_{uh}(t, \tau) e^{-j2\pi f\tau} d\tau \tag{11}$$

Will man die langwierige Filterprozedur mit dem Kern vermeiden, so bietet der rekursive Glättungsansatz nach (1), den man auf die TCF anwendet, eine interessante Alternative (12).

$$\begin{aligned} R_{0,\tau} &= r(0, \tau) \\ R_{n+1,\tau} &= R_{n,\tau} + c_\tau (r_{u_n, \tau, n+1} - R_{n,\tau}) \\ c_\tau &= h_\tau \end{aligned} \tag{12}$$

Dabei wird die Adaptionkonstante in Richtung der Zeitverschiebung in Abhängigkeit von einer geeigneten Funktion h verändert. Sie sollte in Richtung wachsender $|\tau|$ kleiner werden.

Aus der Zeit - Frequenz - Verteilung können die Bandleistungen aller Spektralbänder und die Momentanfrequenz bestimmt werden.

Die Beziehung (13) gibt eine mögliche Schätzung der Bandleistung aus der SPWD an:

$$|u(t)|^2 = \frac{f_p(t)+B}{f_p(t)-B} \int SPWD(t, f) df \tag{13}$$

Dabei sind $f_p(t)$ die Mittenfrequenz des p -ten Bandes ($p = 0, 1, 2, \dots$) und B ein genügend breites Frequenzband um diese Mittenfrequenz. In analoger Weise kann man auch die Momentanfrequenz aus der SPWD schätzen (14)

$$f_u(t) = \frac{f_p(t)+B \int f SPWD_{rek}(t, f) df}{f_p(t)-B \int SPWD_{rek}(t, f) df} \tag{14}$$

wobei hier nur die Frequenz für $p = 0$ von Bedeutung ist. Diese Schätzung wird interessant, wenn man die

Frequenzdifferenzen der Schwingung zwischen teilweise entkoppelten Stimmlippen erfassen will, wie dies z.B. bei einseitigen Stimmlippenlähmungen auftreten kann.

Einschwingzeiten

Wesentliche Aussagen über die Spannung der Stimmlippen liefern die Einschwingzeiten des Gesamtsignals und der einzelnen Spektralbänder. Mit Hilfe einer rekursiven Schätzung [2] des Anstiegs (15), den man mit Hilfe eines Zeitkriteriums auswertet, erhält man

$$A_0 = 0;$$

$$A_n = c(M_n^c - M_n^{c/2}) \quad (15)$$

$$M_n^c: \text{gleitende Mittel nach (1)}$$

das Anstiegsintervall. Den Kurvenverlauf kann man mit der Lösung eines Modells, welches die Bewegung der Stimmlippen beschreibt approximieren und daraus die Anstiegszeit bestimmen. Wertet man das Einschwingen der Amplituden auf diese Weise aus, so erhält man aus den Parametern der approximierten Kurve gleichzeitig noch die Dämpfung der jeweiligen Stimmlippe.

ERGEBNISSE

Momentanleistung

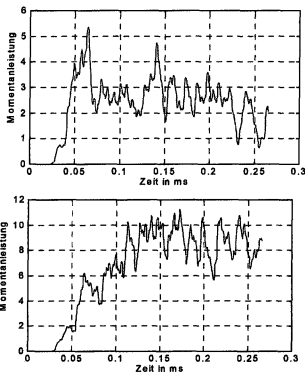


Abb. 1 Einschwingen der Momentanleistung oben Überschwinger, unten: ohne Überschwinger

Die Momentanleistung zeigt in Abhängigkeit vom Tonus (hier: die neural bedingte mechanische Spannung) der Stimmlippen ein charakteristisches Einschwingverhalten. Im Falle eines hohen Tonus schwingen ihre geglätteten Kurvenverläufe über, bevor sie in einen stationären Wert einlaufen. Bei geringem Tonus kann man ein solches Überschwinger nicht feststellen (Abb. 1). Die Ursache ist

in der Tiefpaßfilterung der Glättung zu suchen. Das Filter schwingt an Signalsprüngen über. Hyperfunktionelle Dysphonien zeigen klinisch eine verlängerte Glottisschlußdauer, wodurch die Öffnungs- und die Schließphase pro Schwingungsperiode zum Teil erheblich verkürzt werden. Die Stimmlippenschwingung nähert sich immer mehr einer Sprungfunktion, wodurch das oben beschriebene Überschwinger auftritt.

Tab. 1 zeigt eine Übersicht über das Einschwingen bei 75 Stimmsätzen:

	normales Einschw.	Überschwinger
hoher Tonus	21 %	79 %
normaler Tonus	81 %	19 %

Tab. 1 Einschwingen bei unterschiedlichem Tonus der Stimmlippen

Zeit - Frequenz - Analysen

Die Ausprägung der Harmonischen ist abhängig vom Tonus der Stimmlippen. Liegt ein hoher Tonus vor, so wird ein hoher Anblasedruck benötigt, um die Stimmlippen zu öffnen. Die starken myoeelastischen Kräfte bewirken, daß sich die Stimmlippen bei nachlassendem subglottischen Druck sofort wieder

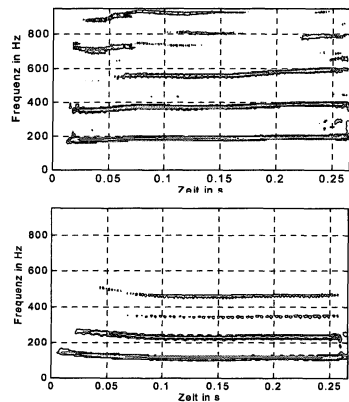


Abb. 2 Konus-SPWD bei hohem Tonus (oben) und normalem Tonus (unten)

schließen. Dies zeigt sich im Schwingungsbild durch verlängerte Glottisschlüsse und sehr kurze Flanken pro Schwingungsperiode. Zur Beschreibung derartiger Schwingungen werden viele harmonische Anteile benötigt. Läßt der Tonus nach, so verkürzt sich die Dauer des Glottisschlusses und die Flanken verlaufen nicht mehr so steil. Dies geht einher mit einer geringeren Ausprägung höherer Harmonischer. Abb. 2 zeigt dies an

zwei Beispielen. Die SPWD wurden mit einem Konuskeren geglättet.

In Abb. 2 erkennt man im oberen Bild das fast gleichzeitige Anschwingen der Harmonischen höherer Ordnung mit der Grundschwingung als ein weiteres Merkmal für einen hohen Tonus. Im unteren Bild sieht man das für einen normalen Tonus typische gestaffelte Anschwingen der höheren Harmonischen, da die Stimmlippen erst nach einigen Schwingungsperioden schließen und die Glottisschlußdauer auch während der ersten Schwingungsperioden noch zunimmt.

Aus den SPWD wurden die Beiträge der Bandleistungen in den höheren Spektralbändern im Verhältnis zur Bandleistung im Band der Grundfrequenz bestimmt und in Tab. 2 der relativen Dauer des Glottisschlusses (dimensionsloses Verhältnis aus Dauer des Glottisschlusses und zugehöriger Periodendauer) gegenübergestellt.

relative Dauer des Glottisschlusses	Verhältnis der Bandleistungen
0 - 0,35	0,017 - 0,06
0,36 - 0,5	0,033 - 0,121
0,51 - 0,7	0,08 - 0,22
> 0,7	0,3 - 0,54

Tab. 2 Zusammenhang zwischen der relativen Dauer des Glottisschlusses und den Bandleistungen in den höheren Spektralbändern (34 Beispiele)

Im Schwingungsbild äußern sich die Ergebnisse in Tab. 2 in einer Verkürzung der Amplituden bei hohem Tonus und in einer Verlängerung der Glottisschlußdauer.

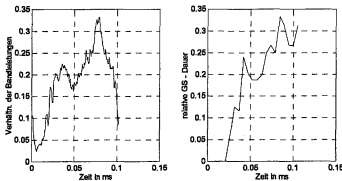


Abb. 3 links: Verhältnis der Bandleistungen
rechts: zeitliche Entwicklung der relativen Glottisschlußdauer (GS-Dauer);

Abb. 3 zeigt den Zusammenhang zwischen den Bandleistungen der Harmonischen der SPWD und der relativen Glottisschlußdauer in seiner zeitlichen Entwicklung. Man erkennt die Ähnlichkeit der Kurven, die das Verhältnis Bandleistungen und die relative Glottisschlußdauer darstellen.

Momentanfrequenz

Auch die Frequenzverläufe während des Einschwingens zeigen typische Verläufe. Schwingen die Stimmlippen

sofort mit maximaler Amplitude an, so steigt die Frequenz auf einen stationären Wert an. Wachsen die Amplituden während des Einschwingens allmählich auf einen stationären Wert an, so fällt die Frequenz auf einen stationären Wert ab (siehe Abb. 2 u. Abb. 4).

Abb. 4 zeigt Frequenzschätzungen nach (6). Da auch hypertonierte Stimmlippen aus einer offenen

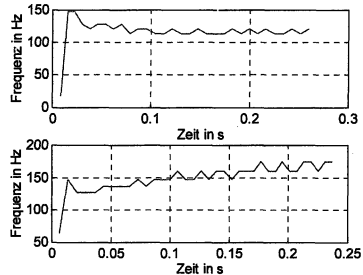


Abb. 4 Typische Momentanfrequenzverläufe
oben: weicher Einsatz; unten: harter Einsatz

präphonatorischen Stimmlippeneinstellung heraus mit geringen Amplituden einschwingen können, ist eine fallende Frequenz noch kein eindeutiges Zeichen für einen normalen oder geringen Tonus. Ein Ansteigen der

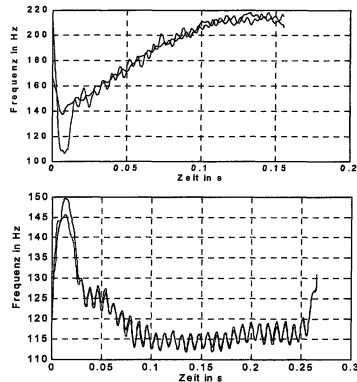


Abb. 5 Momentanfrequenzschätzungen
oben: einseitige Lähmung, die Frequenz der gelähmten Stimmlippe oszilliert stärker; unten: normaler Tonus, beide Frequenzen stimmen überein;

Frequenz weist auf einen hohen Stimmlippentonus hin. Interessante Ergebnisse zeigen die Frequenzschätzungen nach (14) für den Fall einseitiger Stimmlippenlähmungen (Abb. 5, oben) im Vergleich zu schwingenden Stimmlippen ohne funktionelle Störungen. Während bei

einer teilweisen Entkopplung der Schwingung die Frequenzen beider Stimmklappen nicht übereinstimmen, was auch den Glottisschluß beeinflusst, stimmen die Frequenzverläufe normal und hoch tonisierter Stimmklappen sehr genau überein. Das Ansteigen der Frequenz im oberen Bild (einseitige Lähmung) ist darauf zurückzuführen, daß der Patient versucht, die Lähmung durch Druck zu kompensieren, so daß die innervierte Stimmklappe hart einsetzt. Beim Vorliegen bestimmter Voraussetzungen folgt die Frequenz der gelähmten Stimmklappe wegen der aerodynamischen Kopplung derjenigen der aktiv schwingenden Stimmklappe [4] und übernimmt deren Einschwingverhalten.

Einschwingzeit

Das Einschwingintervall wird durch die Bewertung des Anstiegs der Einschwingkurve mit einem Zeitkriterium bestimmt. Dabei muß sich die Folge der Anstiege über eine empirisch bestimmte Anzahl von Samples oberhalb eines Startwertes bewegen. Dieses Intervall ist in Abb. 6 links eingezeichnet. In diesem Intervall wird dem Signal eine Lösungskurve des nichtlinearen Schwingungsproblems angepaßt. Im rechten Bild erkennt man, wie sich die approximierte Funktion an die Einschwingkurve anschmiegt.

Eine Auswertung von 58 Einschwingkurven ergab, daß sich bei hohem Tonus 75 % aller Einschwingzeiten auf

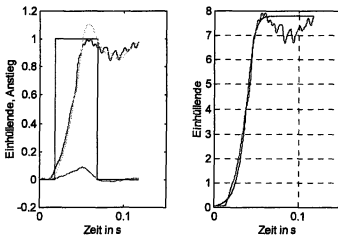


Abb. 6 Bestimmung der Einschwingzeit

Werte $t_e < 9$ ms verteilen. Bei normal und niedrig tonisierten Stimmklappen verteilen sich 89 % aller Einschwingzeiten auf Werte $t_e > 9$ ms bezüglich der Momentanleistungen. Von Bedeutung ist hierbei, daß dieses Ergebnis in klinischen Studien mit verschiedenen Patientengruppen reproduziert werden konnte.

Die Einschwingzeiten der Leistungen der höheren Spektralbänder verkürzen sich mit wachsendem Tonus ebenfalls.

SCHLUSSBEMERKUNG

Die Auswertung aller Parameter des Einschwingvorgangs erlaubt eine erste Klassifizierung funktioneller Stimmstörungen. Im Rahmen einer weiterführenden klinischen Studie konnte gezeigt werden, daß sich die oben beschriebenen Ergebnisse in gleicher Weise wieder

einstellen. Insbesondere war es möglich, Unterschiede im Schwingungsverhalten beider Stimmklappen zu quantifizieren.

Weitere Untersuchungen müssen zeigen, wie sich kompensatorische Aktivitäten des Patienten auf die Ergebnisse auswirken. Hypofunktionelle Störungen werden meist durch einen erhöhten subglottischen Druck und einem verstärkten zusätzlichen Muskeleinsatz, z. B. unter Zuhilfenahme der Taschenfalten, kompensiert. Hyperfunktionelle Störungen führen nach einer gewissen Zeit zu einer Ermüdung der Stimmklappen, so daß sich ein typisches hyperfunktionelles Schwingungsbild nicht mehr zeigt.

LITERATUR

- [1] U. Eyscholdt, M. Tigges, T. Wittenberg, U. Pröschel: Direct Evaluation of High-Speed Recordings of Vocal Fold Vibrations, *Folia Phoniatr. Logop.* 1996; 48:163-170
- [2] B. Schack, G. Griebbach: Adaptive Methods of Trend Detection and their Application in Analysing Biosignals; *Biometrical Journal* 36 (1994) 4, 429-452
- [3] G. Griebbach, B. Schack, P. Putsche, E. Baresova, J. Bolten: The Dynamic Description of a Stochastic Signal by Adaptive Momentary Power Frequency Estimation and its Application in Analysis of Biological Signals; *Medical & Biological Engineering & Computing* 32 (1994) 632-637
- [4] T. Braunschweig, R.S. Thomä, U. Trautwein, T. Wittenberg: Time-Frequency Analysis of Vocal Fold's Onset; *IEEE Instrumentation and measurement Technology Conference Ottawa, Canada, May 19-21, 1997, 516-521*