

VIBROTAKTILE REIZGEBER MIT PVDF (POLYVINYLIDENFLUORID) ALS ELEKTROMECHANISCHEM WANDLER

H. Leysieffer

Institut für Elektroakustik, Technische Universität München

1. EINLEITUNG

Eine taktile Hörprothese, die durch mechanische Reizung der Hautoberfläche Sprachinformation über den Tastsinn überträgt, muß klein, leicht und handlich sein, um im alltäglichen Leben eingesetzt werden zu können. Nur so sind Aussagen darüber zu gewinnen, inwieweit das System den informationsverarbeitenden Mechanismen des Tastsinns angepaßt ist. Die großen Vorteile der vibrotaktile gegenüber der elektrokutanen Hautreizung /1/ konnten bisher nur in Laborsystemen genutzt werden, da kleine, leichte und effiziente elektromechanische Wandler als Reizgeber nicht zur Verfügung stehen. Im folgenden wird gezeigt, daß ringförmige Elemente mit PVDF-Film als Wandlermaterial die hohen Anforderungen an einen optimalen Reizgeber gut erfüllen.

2. MESSTMETHODEN UND ERGEBNISSE

Um eine große, nutzbare Wandlerdynamik zu erzielen, muß die mechanische Energie, die der Hautoberfläche zum Erreichen der Fühlschwelle zugeführt werden muß, möglichst kleine Werte annehmen. Diese Schwelle ist für sinusförmige, senkrecht zur Hautoberfläche wirkende Deformationen neben anderen Parametern abhängig von der Anregungsfläche und der Körperregion /1/,/2/ und nimmt in distaler Richtung ab. Die Empfindlichkeit erreicht an den Fingerspitzen ihr Maximum; dieser Reizort scheidet wegen der zu großen Beeinträchtigung der Bewegungsfreiheit der Hand aus. In einem Vorversuch wurde daher die Amplitude einer sinusförmigen Wechselspannung in Abhängigkeit von der Frequenz ermittelt, die zum Erreichen der Fühlschwelle an einen einfachen PVDF-Wickel um ein Fingerglied angelegt werden muß. Die Anordnung ist schematisch in Fig.1a dargestellt. Meßort war die Zeigefingerwurzel der rechten Hand. Die Dicke des Aluminium-metallisierten PVDF-Streifens betrug 9 µm, die Breite 10 mm. Die Fühlschwelle wurde bei fünf erwachsenen Versuchspersonen durch pendelndes Einregeln mit dem Békésy-Audiometer ermittelt. Die Zentralwerte (offene Kreise) und wahrscheinlichen Schwankungen der Ergebnisse zeigt Fig.2. Im Bereich 50 Hz < f < 200 Hz fällt die Kurve mit annähernd 12 dB/Okt. (gestrichelte Gerade), erreicht bei f=200 Hz ein Minimum und steigt mit zunehmender Frequenz wieder an. Dieser Kurvenverlauf entspricht sehr genau der Fühlschwelle in Abhängigkeit von der Frequenz, wenn an der Ordinate die Auslenkung der Hautoberfläche aufgetragen wird /1/,/2/. Das bedeutet, daß die durch die Längsverzerrung des PVDF-Films entstehende Auslenkungskomponente senkrecht zur Hautoberfläche direkt proportional der angelegten Spannung ist. Mit der Wandlergleichung des inversen Piezoeffekts /3/

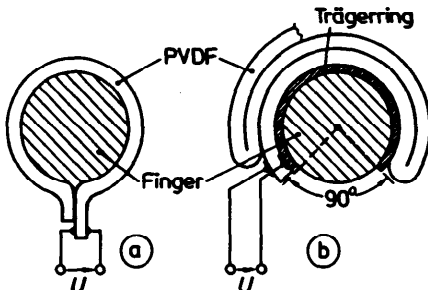


Fig.1: a) Einlagiger PVDF-Wickel
 b) Realisierte Wandlerstruktur:
 Mehrlagiger PVDF-Wickel auf einem
 Kunststoff-Trägerring. a) und b)
 schematisch, nicht maßstäblich.

$$S_1 = d_{31} \cdot E_3$$

$$d_{31} \cdot \bar{u} \cdot l$$

ergibt sich $\bar{x} = \frac{d_{31} \cdot \bar{u} \cdot l}{2\pi \cdot d}$, wobei

\bar{x} : Auslenkungskomponente senkrecht zur Hautoberfläche, l: Fingerumfang, d: Filmdicke.

Im Fühlschwellenminimum (f=200 Hz) beträgt $\bar{u} = 6,5$ V (Fig.2). Daraus ergibt sich

$$\bar{x} = 140 \cdot 10^{-9} \text{ m.}$$

Diese Auslenkung entspricht sehr genau dem Wert, der mit einem mechanischen Simulationsmodell bei gleicher Anregungsfläche gemessen wurde. Wird als obere Grenzspannung $\hat{U}=100$ V angesetzt, ergibt sich ein Dynamikbereich von 24 dB bei $f=200$ Hz. Dieser Wert muß für eine vibrotaktile Sprachsignalverarbeitung mindestens erreicht werden /4/.

Ein vollständiger PVDF-Wickel ist als Wandlerstruktur ungeeignet, da dieser Reizegeber nicht abnehmbar ist und der Film in kurzer Zeit zerstört wird. Ein geeigneter Wandleraufbau ist in Fig. 1b dargestellt. Auf einen 0,4 mm dicken und 9 mm breiten Kunststoff-Trägerring, aus dem ein 90°-Sektor ausgeschnitten ist, werden mehrere Lagen PVDF-Film aufgebracht. Durch die offene Ausführung wird der Wandler leicht abnehmbar und durch die Federwirkung des Rings wird ein schlüssiger mechanischer Kontakt zur Hautoberfläche hergestellt. Die durch die mechanische Parallelschaltung der Filmlagen erzielte Kraftaddition sorgt für die Anpassung an das durch den Trägerring erhöhte mechanische Impedanzniveau. Der PVDF-Film wird an einer Seite kontaktiert.

In Fig. 2 sind die Zentralwerte der Ergebnisse von Fühlschwellenmessungen (4 Versuchspersonen) mit dieser Wandlerstruktur dargestellt. Der Meßort wurde beibehalten, Parameter war die Lagenzahl n . Der U-förmige Verlauf der Schwellenkurve bleibt erhalten; mit steigendem n sinkt die erforderliche Spannungsamplitude auf $\hat{U}_{\min}=1,6$ V bei $n=12$ und $f=200$ Hz. Für $n=14$ steigt die Schwellenspannung wieder an (nicht in Fig. 2 eingezeichnet). Für $n=12$ und $f=200$ Hz beträgt die aufgenommene elektrische Leistung nur $P=100 \mu\text{W}$ an der Schwelle. Für eine Anregung 20 dB über der Schwelle bedeutet dies eine Leistungsaufnahme $P=10$ mW; dieser Wert liegt in derselben Größenordnung wie bei elektrokutaner Reizung (6 mW) am Unterarm bei gleicher Empfindungsstärke /1/. Wird als Grenzspannung wieder $\hat{U}_{\max}=100$ V angesetzt, ergibt sich als verwertbarer Dynamikbereich ca. 36 dB bei der Bestfrequenz $f=200$ Hz. Vorversuche mit einer Silikonkautschuk-Ummantelung zum mechanischen Schutz des PVDF-Films und der Kontaktierung zeigen, daß dieser Dynamikbereich nur um ca. 6...8 dB reduziert wird. In einem Langzeitversuch (1200 h) zeigte sich, daß die Piezokonstante d_{31} für Spannungen $\hat{U}<160$ V und Temperaturen $\Theta < 70^\circ\text{C}$ im Bereich $50 \text{ Hz} < f < 1000$ Hz nicht abnimmt. Die Wandlerdynamik bleibt daher zeitlich stabil.

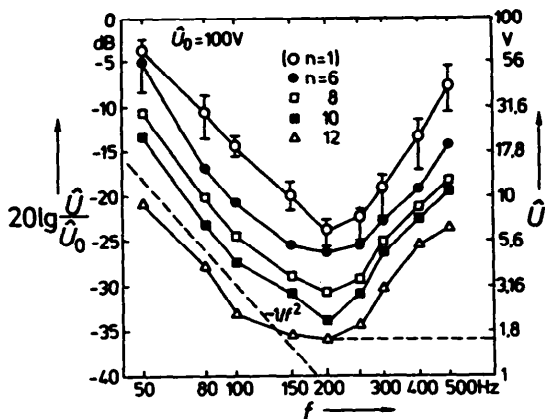


Fig. 2: Amplitude \hat{U} einer sinusförmigen Wechselspannung an der Fühlschwelle (offene Kreise) mit dem einlagigen PVDF-Wickel gem. Fig. 1a bzw. mit mehrlagigen PVDF-Wandlern (n =Lagenzahl) gem. Fig. 1b.

Zur Abschätzung des Wirkungsgrades der Wandler wurde die mechanische Impedanz $|Z^*|$ der Hautoberfläche an der Zeigefingerwurzel bei senkrechter Deformation gemessen. Zentralwerte und wahrscheinliche Schwankungen von sechs Versuchspersonen sind in Fig. 3 dargestellt. Bei kleinen, kreisförmigen Anregungsflächen ($S=0,28 \text{ cm}^2$) ohne Flächenbegrenzung ergibt sich die Funktion 1; $|Z^*|$ fällt für $f < 100$ Hz proportional $1/f$ und steigt für $f > 100$ Hz proportional f an (gestrichelte Geraden in Fig. 3). Diese Frequenzabhängigkeit der mechanischen Hautimpedanz entspricht sehr genau einem mechanischen Parallelschwingkreis mit den Elementen Steifigkeit s , Reibwiderstand W und Masse m , dessen Schaltbild ebenfalls in Fig. 3 angegeben ist. Die großflächige, ringförmige Anregung durch die PVDF-Elemente

wurde durch eine halbkreisförmige, starre Stempelgeometrie ($S=2,8 \text{ cm}^2$) simuliert. $|Z^*|$ ist in diesem Fall (Funktion 2 in Fig.3) im Bereich $50 \text{ Hz} < f < 200 \text{ Hz}$ konstant ($|Z^*|=4 \text{ Ns/m}$), nimmt zu höheren Frequenzen hin ab und unterscheidet sich somit deutlich von den Ergebnissen bei kleinen Anregungsflächen. Dieser Verlauf deutet auf einen stark gedämpften mechanischen Serienschwingkreis hin; in vereinfachter Form ergibt sich diese Näherung auch bei v. Békésy /5/. Ein geschlossener, analytischer Ausdruck für die mechanische Hautimpedanz, der alle wesentlichen Parameter beinhaltet, läßt sich nicht angeben. Wird für großflächige Anregung von $|Z^*|=4 \text{ Ns/m}$ ausgegangen, ergibt sich für den 12-lagigen PVDF-Wandler ein Wirkungsgrad

$$\eta = P_{\text{mech}}/P_{\text{el}} \approx 0,4\% \quad \text{mit} \quad P_{\text{mech}} = \bar{v}^2 \cdot |Z^*|,$$

wobei \bar{v} -Effektivwert der Schnelle bei $f=200 \text{ Hz}$.

Unter denselben Randbedingungen erhält man für den einfachen PVDF-Wickel nach Fig.1a

$$\eta' \approx 0,5\%.$$

Aus der geringen Differenz zwischen η und η' folgt, daß der Trägerring keine große Fehlanpassung beim Übergang von PVDF zur Hautoberfläche bewirkt; der geringe Wirkungsgrad der Wandler folgt vielmehr aus der Differenz der Wellenwiderstände Z_{Haut} und Z_{PVDF} . Wird von einer mittleren Wellenausbreitungsgeschwindigkeit in der Hautoberfläche $c_H=5 \text{ m/s}$ bei $f=200 \text{ Hz}$ ausgegangen /6/, ergibt sich ein Reflexionsfaktor r

$$r = \frac{Z_{\text{PVDF}} - Z_{\text{Haut}}}{Z_{\text{PVDF}} + Z_{\text{Haut}}} = 0,997 \quad \text{mit} \quad Z_{\text{PVDF}} = 3,9 \cdot 10^6 \text{ Ns/m}^3.$$

Der durch diesen großen Wellenwiderstandssprung (zum Vergleich: $r=0,44$ beim Übergang PVDF-Wasser) bedingte niedrige Wandlerwirkungsgrad fällt jedoch durch die Wahl eines hochempfindlichen Reizortes kaum ins Gewicht.

Aufgrund der hohen Dämpfung des Wandler-Systems unter Hautlast ergeben sich Einschwingzeiten, die gegen die zentralnervös bedingten Zeitkonstanten des Tastsinns /1/ vernachlässigbar sind. Die beschriebenen Wandler können daher auch neben der Anwendung in mehrkanaligen taktilen Vokodersystemen, bei denen Informationen über das Kurzzeitamplitudenspektrum der Sprache auf mehrere Hautorte übertragen wird /1/, in einkanaligen Hörprothesen eingesetzt werden, die in erster Linie Kurzzeitvorgänge der Sprache wie Frikativ- und Plosivlaute mit geeigneter Kodierung übertragen.

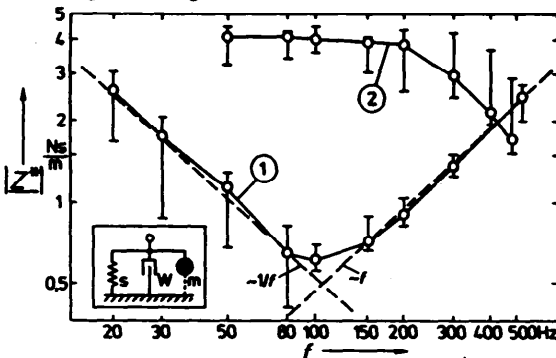


Fig.3: Mechanische Hautimpedanz $|Z^*|$ bei kleinen Stempelflächen (1, $S=0,28 \text{ cm}^2$) und bei einer halbkreisförmigen, großflächigen Stempelgeometrie (2, $S=2,8 \text{ cm}^2$). Links unten: Mechanisches Ersatzschaltbild zu (1).

3. DISKUSSION DER ERGEBNISSE

Anhand eines Anforderungskatalogs von Sherrick /4/ an einen optimalen vibrotaktilen Reizgeber sollen im folgenden die Vor- und Nachteile der beschriebenen PVDF-Wandler kurz diskutiert werden:

a) Geringes Gewicht und Volumen:

Zur Zeit erhältliche kommerzielle, dynamische Wandler haben ein Gesamtvolumen von 8 bis 30 cm^3 und ein Gewicht nicht unter 20 g /4/. Die PVDF-Wandler sind sehr leicht ($< 2 \text{ g}$), haben ein geringes Volumen ($< 1 \text{ cm}^3$) und können daher auch in Wandler-Arrays an mehreren Fin-

gergliedern eingesetzt werden.

- b) Hoher Wirkungsgrad und Dynamikbereich:
Der geringe Wirkungsgrad (< 1%) fällt durch die Wahl eines geeigneten, empfindlichen Hautortes kaum ins Gewicht; kleine und leichte, batteriebetriebene Hörprothesensysteme, die einen kontinuierlichen Betrieb über viele Stunden ermöglichen, sind daher realisierbar und können auch im lernfähigen Vorschulalter bei taub geborenen Kindern eingesetzt werden. Der nutzbare Dynamikbereich von annähernd 30 dB reicht für eine Sprachsignalverarbeitung völlig aus.
- c) Betriebssicherheit:
Die Langzeitversuche zeigen, daß die hohe Dynamik der PVDF-Wandler selbst bei großen Feldstärken ($E=150$ kV/cm) stabil bleibt, wenn die Betriebstemperatur unter 70°C liegt. Die Wandler sind sehr flexibel und wesentlich robuster als piezokeramische Elemente; diese Eigenschaft begünstigt den Einsatz bei Kindern erheblich.
- d) Geringe Langzeitbelastung des Benutzers:
Der Einsatz jeder Art von Prothese wird in erheblichem Maße von psychologischen und kosmetischen Aspekten bestimmt. Ein wesentlicher Nachteil der PVDF-Wandler ist daher die Einschränkung der Bewegungsfreiheit einer Hand bei mehrkanaligen Vokodersystemen. Da die geringe Leistungsaufnahme der Wandler die Realisierung einer kleinen, leichten und tragbaren Hörprothese ermöglicht, ist jedoch zu erwarten, daß ein derartiges System von den Gehörlosen eher akzeptiert und benutzt wird als die gegenwärtig verfügbaren größeren, schwereren und zum Teil ortsfesten Geräte.

LITERATUR

- /1/ Hoffmann, C.(1981). Eine tragbare Sinnesprothese für Gehörlose zur Übertragung von Sprachinformation durch elektrische Anregung der Haut. Dissertation TU München.
- /2/ Verillo, R.T.(1962). Effect of contactor area on the vibrotactile threshold. J.Acoust.Soc.Am. 35.
- /3/ Rezvani, B., Linvill, J.G.(1979). Measurement of piezoelectric parameters versus bias field strength in polyvinylidene fluoride (PVF₂). Appl.Phys.Lett. 34 (12).
- /4/ Sherrick, C.E.(1984). Basic and applied research on tactile aids for deaf people: Progress and prospects. J.Acoust.Soc.Am. 75 (5).
- /5/ Békésy, G.v.(1939). Über die Vibrationsempfindung. Akust.Z. 4.
- /6/ Keidel, W.D.(1956). Vibrationsreception. Der Erschütterungssinn des Menschen. Erlanger Forschungen, Reihe B: Naturwissenschaften, Bd.2.