

FORTSCHRITTE IN DER ELEKTRO-OPTISCHEN STOMATOGRAPHIE

Simon Preuß, Peter Birkholz

*Institut für Akustik und Sprachkommunikation, Technische Universität Dresden
simon-preuss@tu-dresden.de*

Kurzfassung: In diesem Beitrag präsentieren wir das von uns entwickelte System zur Elektro-Optischen Stomatographie (EOS), das mittels elektrischer Kontakt- und optischer Abstandssensoren in Echtzeit die Zungen- und Lippenbewegungen eines Sprechers erfassen, aufzeichnen und darstellen kann. Wir stellen zunächst die einzelnen Systemkomponenten Messeinheit, Sensorplatte und Software vor und gehen anschließend näher auf die Entwicklung des Kalibrierungsverfahrens für die verwendeten optischen Sensoren ein. Hierzu werden Abstandhalter definierter Höhe benötigt, die den Messwert möglichst wenig beeinflussen. Durch eine Reihe von Messungen, deren Versuchsaufbau und Ergebnisse wir hier präsentieren, konnten wir unter verschiedenen möglichen Konfigurationen solcher Abstandhalter eine optimale Konfiguration ermitteln.

1 Hintergrund der Entwicklung

In der Sprech- und Sprachwissenschaft bedarf es objektiver Messtechnik, die die für die Forschenden interessanten Daten erfasst und übersichtlich darstellt. Dabei gibt es neben der Präzision der Messung weitere Gütekriterien, wie Erfassungsgeschwindigkeit, Datenrate und Benutzerfreundlichkeit. Für akustische Sprachsignale existieren hierzu bereits hochwertige Mikrofone, leistungsfähige Signalprozessoren und intuitiv und effizient zu bedienende Verarbeitungssoftware. Doch um die eigentliche Ursache von Sprache, die Sprechbewegungen bzw. die Artikulation, zu betrachten, konnte sich noch keine Technologie durchsetzen. Wir entwickeln daher ein System, das bisherige Ansätze aus der artikulatorischen Messtechnik aufgreift und kombiniert und so in der Lage ist, ihre Nachteile zu überwinden. In diesem Beitrag möchten wir nach einer kurzen Übersicht über den Stand der etablierten artikulatorischen Messtechnik die Fortschritte in der Entwicklung unseres Systems zur Elektro-Optischen Stomatographie (EOS) (siehe auch unsere Vorarbeiten in u. a. [1, 6, 7]) präsentieren und auf den wichtigen Aspekt der Kalibrierung der dort verwendeten Sensoren und die dazu nötigen Abstandhalter näher eingehen.

1.1 Der Stand der Technik zur Messung von Sprechbewegungen

Eine Reihe von Verfahren wurde in der Vergangenheit für die Erfassung und Visualisierung von Artikulationsbewegungen eingesetzt (s. Übersicht in [3]). Im Wesentlichen lassen sich alle Verfahren in zwei Gruppen aufteilen: Verfahren zur Verfolgung von einer endlichen Anzahl fixer Punkte auf den Artikulatoren und Verfahren zur Erfassung der gesamten Kontur des Vokaltrakts. Zur ersten Gruppe zählt die Elektro-Magnetische Artikulographie (EMA). Hierbei werden kleine Spulen auf der Zunge und den Lippen des zu vermessenden Sprechers aufgeklebt. Da sich der Sprecher in einem magnetischen Wechselfeld befindet, kann die Position der Spulen während des Sprechens verfolgt werden. Diese Methode ist zwar sehr präzise, jedoch äußerst aufwändig und die Datenaufbereitung sehr komplex.

Der wohl am häufigsten verwendete Vertreter der zweiten Gruppe, die Messung der Zungenkontur mittels Sonographie, ist dagegen wesentlich einfacher anzuwenden und auszuwerten. Allerdings besitzt diese Methode andere Nachteile: So liefert sie nur Informationen zur Zunge und selbst diese ist nicht bei jedem Probanden und bei jedem Laut eindeutig und vollständig im Ultraschallbild zu identifizieren.

Neben diesen beiden häufig eingesetzten Messverfahren gibt es weiterhin die Elektropalatographie (EPG) und die Optopalatographie (OPG), die im Prinzip eine dritte Gruppe bilden: Die Gruppe der Gaumenplatten-basierten Messmethoden. Auf diesen beiden Methoden baut die Elektro-Optische Stomatographie unmittelbar auf.

Die Elektropalatographie (EPG) ist eine seit vielen Jahren besonders in der Untersuchung von Sprechstörungen etablierte Technik [5]. Das Grundprinzip ist dabei, das während des Sprechens zeitlich variierende Kontaktmuster zwischen Zunge und hartem Gaumen aufzuzeichnen. Dazu trägt der Proband eine Zahnspangen-ähnliche Gaumenplatte, auf der sich ein Gitter aus elektrischen Kontaktsensoren (z. B. 62 Sensoren, siehe auch [8]) befindet. Diese Technologie ist so einfach wie effizient und hat sich in Alltag und Forschung als sehr nützlich erwiesen. Jedoch ist sie für alle Laute ohne Gaumenkontakt (bspw. viele halboffene oder offene Vokale) unbrauchbar.

Die zweite für die Entwicklung der EOS grundlegende Technologie ist die Optopalatographie (OPG), die 1978 von Chuang und Wang unter dem Namen Glossometrie erstmals vorgestellt [2] und in den 80er Jahren durch Fletcher et al. (z. B. in [4]) weiterentwickelt wurde. Bei der OPG werden optische Abstandssensoren (bestehend aus einer Leuchtdiode und einem Phototransistor) auf einer Gaumenplatte positioniert, meistens entlang der sagittalen Mittellinie des harten Gaumens. Mit diesen Sensoren kann der Abstand zwischen Zunge und Gaumen gemessen werden, jedoch nur entlang der optischen Achsen der Sensoren.

2 Die Elektro-Optische Stomatographie

Die Elektro-Optische Stomatographie vereint die Stärken der EPG und der OPG zur Erfassung der Zungenkontur und erweitert sie um die Messung der Lippenform. Das von uns entwickelte EOS-System besteht aus drei Komponenten: Eine individuell an die Gaumenform des Sprechers angepasste Sensorplatte, eine Messeinheit zur Ansteuerung und Auslesung der Sensoren und zur Kommunikation mit einem PC und eine Computersoftware mit graphischer Benutzeroberfläche zur Visualisierung, Aufnahme und Auswertung der Messdaten.

2.1 Die Sensorplatte

Die Sensorplatte wird wie eine Zahnspange oder Aufbissschiene vom Nutzer in der Mundhöhle getragen. Sie besteht aus einer dünnen ($d < 0,5\text{ mm}$) Trägerfolie und einer darauf geklebten flexiblen Leiterplatte, auf der 124 elektrische EPG-Kontaktsensoren und 5 laseroptische OPG-Sensoren verteilt sind. Dabei kommen die optischen Sensoren entlang der sagittalen Mittellinie des Gaumens und die Kontaktsensoren auf der restlichen Fläche des harten Gaumens zu liegen. Auf der Rückseite der flexiblen Leiterplatte, also zwischen Trägerfolie und Sensorseite, befinden sich 4 analoge 32:1 Multiplexer, die die 124 Kontaktsensoren mit insgesamt 4 Datenleitungen verschalten. Ein sechster optischer Sensor wird vor den Schneidezähnen positioniert und misst die Lippenform. Dieser Sensor besitzt im Gegensatz zu den OPG-Sensoren entlang des Gaumens einen zusätzlichen Phototransistor, um aus dem Gradienten zwischen den beiden Empfängern beide Freiheitsgrade der Lippenbewegung, also die Vorstülpung und den Öffnungsgrad, bestimmen zu können. Zur Ansteuerung und Auslesung der Sensoren werden insgesamt 22 Leitungen benötigt (11 Steuer- und 11 Datenleitungen), die entlang der oberen Zahnreihe

und schließlich durch den Mundwinkel aus der Mundhöhle zur Steuereinheit geführt werden.

2.2 Die Steuereinheit

Die Steuereinheit ist im Wesentlichen eine ca. 16 cm x 10 cm große Platine, auf der ein 32-bit-Mikrocontroller verbaut ist, dessen Betriebsspannung von 3,3 V mittels einer 9 V Batterie und einem Spannungsregler erzeugt wird. Der Controller schaltet die auf der Sensorplatte verbauten Laserdioden der Reihe nach für 500 µs ein und wandelt die analoge Spannung am korrespondierenden Phototransistor in einen mit 12 Bit quantisierten Digitalwert um. Dabei werden aufgrund des transienten Einschaltverhaltens der Dioden die ersten 100 µs ignoriert und zur Stabilisierung des Messwerts aus den restlichen 400 µs der arithmetische Mittelwert gebildet.

Nach der Erfassung der optischen Sensoren schaltet der Mikrocontroller die EPG-Spannung von 0,3 V auf den Probanden. Anschließend werden die vier Multiplexer auf der Sensorenplatte durch den Controller parallel angesteuert und ihre 32 Eingänge nacheinander durchgeschaltet. Die Ausgänge der Multiplexer liegen am Eingang eines Komparators an, wo ihr Spannungspegel mit einer einstellbaren Referenzspannung verglichen und so das durch die Übertragung über den Körper geschwächte EPG-Signal in ein digitales Signal (0 für keinen Kontakt, 1 für Kontakt) gewandelt wird.

Nachdem alle Kontaktsensoren ausgelesen wurden, schaltet der Mikrocontroller den Probanden wieder spannungsfrei, verpackt die erfassten Daten und versendet sie über eine serielle Schnittstelle an einen angeschlossenen PC, wo sie von der Computersoftware empfangen und weiterverarbeitet werden können. Die gesamte Datenerfassung geschieht mit einer Framerate von 100 Hz.

2.3 Die Software

Die PC Software empfängt und dekodiert die von der Messeinheit gesendeten Daten, stellt sie als Zeitreihe und in Echtzeit dar und erlaubt die Aufzeichnung, Annotation und statistische Auswertung (bspw. Mittelwertbildung). Synchron mit den EOS-Daten wird außerdem eine Audiospur aufgezeichnet, so dass auch Akustik und Artikulation gleichzeitig ausgewertet werden können.

3 Kalibrierung der optischen Abstandssensoren

Während der Schwellwert zur Erfassung des Zungenkontakts relativ leicht über die Referenzspannung des Komparators an unterschiedliche Personen angepasst werden kann, ist die Kalibrierung der optischen Sensoren wesentlich aufwändiger. Da hier nicht nur eine binäre Entscheidung getroffen, sondern innerhalb eines Kontinuums ein genauer Messwert ermittelt werden soll, muss eine Zuordnung zwischen ADC-Wert und Abstand von der Zunge zum Sensor ermittelt werden. Diese Zuordnung ist jedoch nicht linear und muss außerdem bei veränderten Reflexionseigenschaften der Zunge (bspw. aufgrund von Belag oder unterschiedlichem Grad der Bespeichelung) von Proband zu Proband und u. U. auch intraindividuell angepasst werden können.

Zur Bestimmung der nicht-linearen Abstand-ADC-Kennlinie vereinfachen wir diese, indem wir sie stückweise linear approximieren. Damit benötigen wir lediglich die ADC-Werte bei definierten Abständen und können dann zwischen diesen Abständen linear interpolieren. Zur Bestimmung der Kennlinie muss die Zunge daher in wohldefinierte Abstände zum jeweiligen Sensor gebracht und der zugehörige ADC-Wert bestimmt werden. Um dabei einen verlässlichen Messwert zu erhalten, muss die herausgestreckte Zunge in einer bestimmten Form fixiert oder abgestützt werden, ohne dass diese Stütze den Messwert merklich beeinflusst. Die Grundidee

hierzu besteht darin, runde Rohrabschnitte als Abstandhalter zu verwenden. Dabei werden die Abschnitte mit einem offenen Ende über dem Sensor platziert und die Zunge auf das andere Ende gelegt (s. Abb. 2 (a) in [1]).

In dieser Studie haben wir unterschiedliche Konfigurationen solcher Abstandhalter untersucht, um diejenige zu identifizieren, mit der die Messwerte am besten mit denen einer „frei schwebenden“ reflektierenden Fläche übereinstimmen. Für diese Untersuchung reicht ein zungenähnlicher Ersatzreflektor (rauer, roter Velourkarton) aus. Im Aufbau zur Referenzmessung verwenden wir eine große Reflexionsfläche, um keine störenden Abstandhalter zwischen Reflektor und Sensor zu benötigen. Im Evaluationsaufbau benutzen wir eine kleine Reflexionsfläche aus dem gleichen Material, die wie oben beschrieben mit Hilfe der verschiedenen Abstandhalterkonfigurationen über dem Sensor positioniert wird. Die Abweichung der Messwerte ermitteln wir als einfache Differenz zwischen Soll- und Ist-Wert an jedem Abstand. Der in Optimierungsprozessen sonst häufig verwendete mittlere quadratische Fehler (engl. Root Mean Square Error, RMSE) ist an dieser Stelle ungeeignet, da aufgrund der Nichtlinearität der Abstand-ADC-Kennlinie eine Abweichung gleichen Betrags an verschiedenen Abständen verschieden stark ins Gewicht fällt. Ein Vergleich an jeder einzelnen Stützstelle, statt über alle Stützstellen den RMSE zu bilden, ist daher vorzuziehen.

3.1 Referenzmessung

Der Aufbau zur Referenzmessung mit einer „frei schwebenden“ reflektierenden Fläche besteht aus einem schmalen Leiterplattenstreifen, auf dem fünf optische Sensoren verbaut sind. Dieser Streifen wird auf einer schwarzen Fläche fixiert, um Mehrfachreflektionen zu vermeiden (s. Abb. 1(a)). Als diffuser Reflektor wird ein ca. 15 cm x 15 cm großes, auf eine Sperrholzplatte aufgezogenes Stück roter Velourkarton verwendet. Mithilfe von jeweils drei Rohrabschnitten aus Plexiglas der Längen 2, 5, 10, 15, 20, 25, 30 (in mm) wird der Velourkarton über dem zu vermessenden Sensor positioniert. Um einen Einfluss der Rohrabschnitte auszuschließen, werden sie ausreichend weit vom Sensor entfernt platziert. Mit diesem Messaufbau wird nun also für jeden der fünf Sensoren bei den 7 verschiedenen Abständen in 3 Wiederholungen der zeitliche Mittelwert des ADC-Messwertes über 500 ms gebildet und anschließend über alle fünf Sensoren für jeden Abstand der räumliche Mittelwert und die Standardabweichung davon (bei als normalverteilt angenommener Grundgesamtheit) bestimmt (Ergebnisse s. Tab. 1). Die stückweise linear interpolierte, nichtlineare Kennlinie ist in Abb. 2 dargestellt.

d [mm]	μ [ADC]	σ [ADC]
2	208.14	24.52
5	605.61	354.89
10	2654.86	133.99
15	3380.68	62.98
20	3665.85	31.94
25	3816.32	19.35
30	3900.06	11.87

Tabelle 1 – Über alle fünf Sensoren gemittelte Messwerte μ und Standardabweichung σ der Referenz.

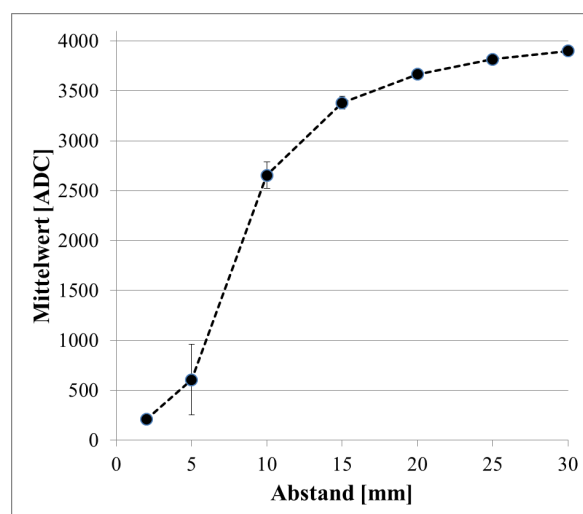


Abbildung 2 – Über alle fünf Sensoren gemittelte nichtlineare Referenzkennlinie.

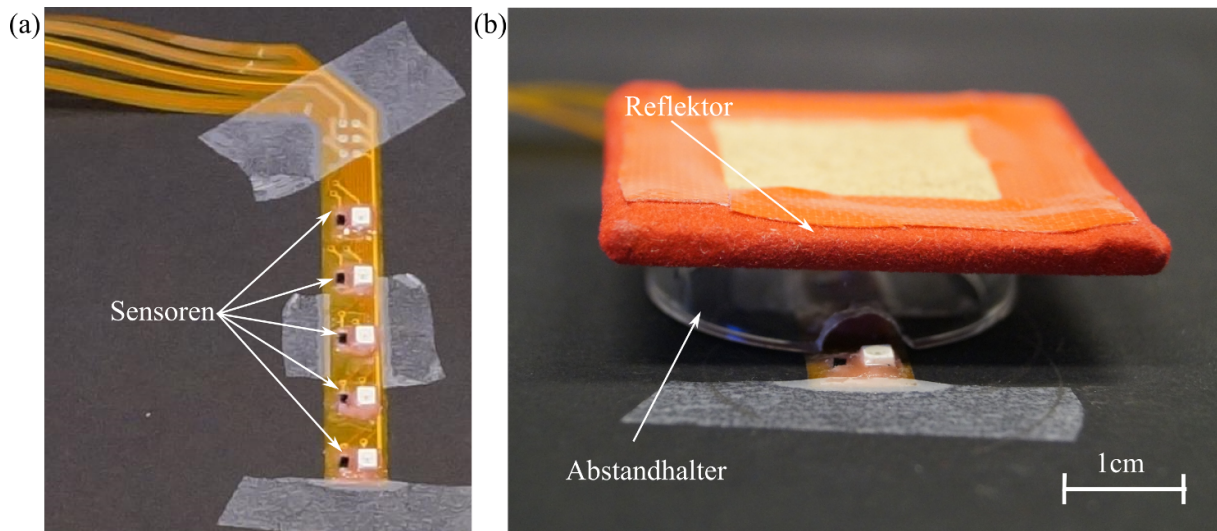


Abbildung 1 – (a) Fixierter Leiterplattenstreifen mit 5 optischen Sensoren. (b) Aufbau zur Evaluation der Abstandhalter.

3.2 Verschieden konfigurierte Abstandhalter im Vergleich

Die untersuchten Abstandhalter bestehen alle aus einem transparenten Plexiglas, das nach Herstellerangaben eine Transmission von 99 % des einfallenden Lichts erlaubt. Da wir aber Rohrabschnitte aus diesem Kunststoff verwenden und die Oberfläche damit gebogen ist, erkennt man schon bei Tageslicht spiegelnde Lichtreflexe an der Innenseite der Röhrchen, die auf einen wesentlich größeren Reflexionsgrad hindeuten. Dennoch untersuchen wir im ersten Schritt diese einfachste Konfiguration der Abstandhalter: klare Plexiglasrohrabschnitte mit den Längen 2, 5, 10, 15, 20, 25, 30 (in mm) (s. Abb. 3). Für eine Messung werden die Rohrabschnitte jeweils so positioniert, dass der aktuell zu vermessende Sensor sich mittig im Röhrchen befindet. Als Reflektor wird eine Velourkartonplatte von 5 cm Kantenlänge verwendet, die bis auf die handlicheren Abmessungen genau der Referenz entspricht. Der Reflektor wird jeweils waagrecht und mittig oben auf die Rohrabschnitte aufgelegt und anschließend ein Messwert wie in der Referenzmessung als Mittelwert über 500 ms ermittelt. Der Messaufbau ist in Abb. 1 (b) exemplarisch für einen Abstandhalter gezeigt. Für Rohrabschnitte mit einem Innendurchmesser

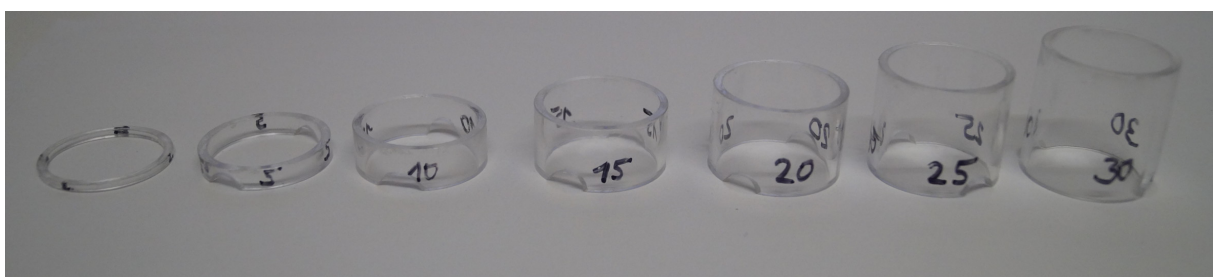


Abbildung 3 – Die verwendeten Abstandhalter: Rohrabschnitte verschiedener Länge aus klarem Plexiglas (hier mit Innendurchmesser von 26 mm, ohne schwarze Auskleidung und ohne Gitter).

von 26 mm ergeben sich die Messwerte nach Tab. 2 und Abb. 4. Der gemessene ADC-Wert bei jedem Abstand liegt damit grundsätzlich unter dem Referenzwert, was aufgrund der invertierenden Empfängerschaltung einer höheren gemessenen Lichtintensität entspricht. Dies lässt sich durch den verstärkenden Einfluss der spiegelnden Reflexionen an der Innenwand des Röhrchens auf die empfangene Lichtintensität erklären.

d [mm]	μ [ADC]	σ [ADC]	Δ [ADC]
2	–	–	–
5	526.93	264.67	-78.68
10	2580.88	123.02	-73.98
15	3278.87	59.65	-101.81
20	3566.34	33.66	-99.51
25	3715.93	26.86	-100.39
30	3804.95	20.88	-95.11

Tabelle 2 – Mit klaren Abstandhaltern kleinen Durchmessers über alle fünf Sensoren gemittelte Messwerte μ , Standardabweichung σ und Differenz Δ zur Referenz.

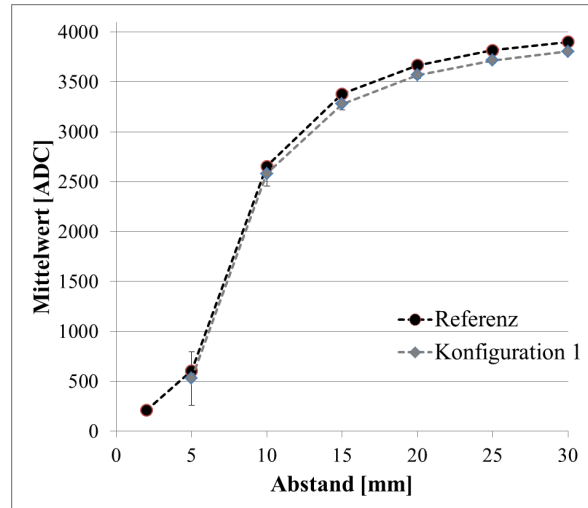


Abbildung 4 – Über alle fünf Sensoren gemittelte nichtlineare Kennlinie bei Verwendung von klaren Abstandhaltern mit 24 mm Durchmesser.

Um zu untersuchen, ob eine größere Entfernung zwischen Sensor und reflektierender Innenwand die Messung verbessert, verwendeten wir daher in der nächsten Messreihe Rohrabchnitte aus dem gleichen Material und gleicher Länge, allerdings mit größerem Innendurchmesser (34 mm).

Wie aus den Ergebnissen in Tab. 3 ersichtlich ist, nähern sich die gemessenen Werte der Referenz tatsächlich weiter an. Der Einfluss der Spiegelungen sorgt allerdings gerade bei größeren Abständen (ab 15 mm) bezogen auf die Auflösung weiterhin noch für recht große Fehler.

d [mm]	μ [ADC]	σ [ADC]	Δ [ADC]
2	209.7	21.33	1.56
5	557.25	251.83	-48.36
10	2623.81	96.92	-31.05
15	3334.85	50.29	-45.83
20	3612.35	27.24	-53.49
25	3767.61	18.03	-48.71
30	3844.95	13.83	-55.11

Tabelle 3 – Mit klaren Abstandhaltern großen Durchmessers über alle fünf Sensoren gemittelte Messwerte μ , Standardabweichung σ und Differenz Δ zur Referenz.

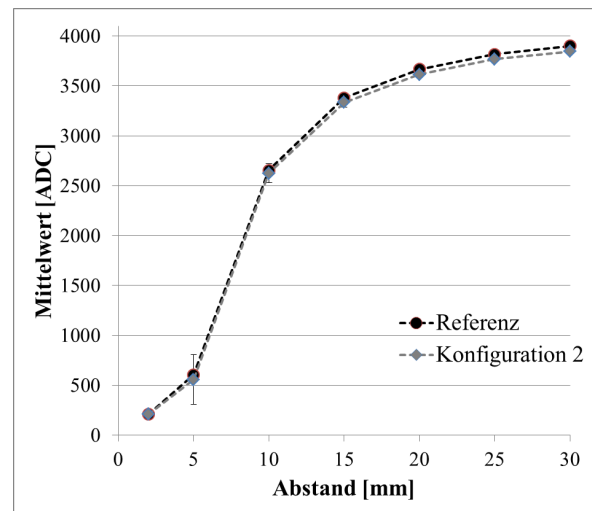


Abbildung 5 – Über alle fünf Sensoren gemittelte nichtlineare Kennlinie bei Verwendung von klaren Abstandhaltern mit 36 mm Durchmesser.

Um diese störenden Einflüsse der spiegelnden Innenwand zu eliminieren, wurden die Abstandhalter für die nächste Messreihe mit einem dünnen mattschwarzen Tonkarton ausgekleidet. Die Ergebnisse dieses Versuchs sind in Tab. 4 und Abb. 6 dargestellt.

d [mm]	μ [ADC]	σ [ADC]	Δ [ADC]
2	209.2	22.67	1.06
5	614.49	238.16	8.88
10	2685.53	99.09	30.67
15	3394.69	40.36	14.01
20	3662.75	23.81	-3.10
25	3810.67	15.71	-5.65
30	3889.57	11.77	-10.49

Tabelle 4 – Mit schwarz ausgekleideten Abstandhaltern großen Durchmessers über alle fünf Sensoren gemittelte Messwerte μ , Standardabweichung σ und Differenz Δ zur Referenz.

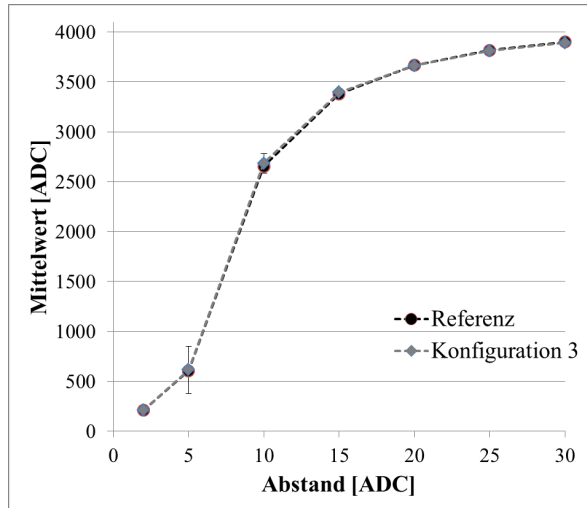


Abbildung 6 – Über alle fünf Sensoren gemittelte nichtlineare Kennlinie bei Verwendung von schwarz ausgekleideten Abstandhaltern mit 36 mm Durchmesser.

Offenbar konnten die Reflexionen an der Innenwand durch den schwarzen Tonkarton so stark verringert werden, dass nur noch eine äußerst geringe Abweichung zwischen den mit dieser Konfiguration gemessenen Werten und der Referenzmessung besteht. Damit stellen die schwarz ausgekleideten Rohrabsnitte mit großem Durchmesser also den optimalen Abstandhalter dar. Im Gegensatz zu dem starren Velourkarton ist die menschliche Zunge allerdings sehr flexibel. Daher würde sie sich, wenn sie auf einen offenen Rohrabschnitt gelegt wird, in das Röhrchen hinein wölben. Um das zu verhindern, verwenden wir ein dünnes Gitter (Breite der Gitterstreben 0,5 mm, Breite der quadratischen Öffnungen 4,5 mm) aus Plexiglas, das die Zunge zurückhalten soll. Dieses Gitter stellt nun jedoch eine weitere Veränderung dar, deren Einfluss auf den Messwert beurteilt werden muss. Daher führten wir eine weitere Messreihe mit den schwarz ausgekleideten, großen Abstandhaltern durch, die wir um ein solches Gitter ergänzten ohne dabei die Gesamthöhe zu verändern. Die Ergebnisse dieser Messreihe sind in Tab. 5 und Abb. 7 dargestellt und zeigen, dass der Einfluss des Gitters durch den hohen Transmissionsgrad des verwendeten Plexiglasses den Fehler nur geringfügig vergrößert.

d [mm]	μ [ADC]	σ [ADC]	Δ [ADC]
2	199.35	17.19	-8.8
5	517.28	304.89	-88.3
10	2715.01	143.9	60.1
15	3402.45	57.52	21.8
20	3671.17	35.08	5.3
25	3810.48	24.55	-5.8
30	3884.7	17.04	-15.4

Tabelle 5 – Mit schwarz ausgekleideten Abstandhaltern großen Durchmessers und mit Gitter über alle fünf Sensoren gemittelte Messwerte μ , Standardabweichung σ und Differenz Δ zur Referenz.

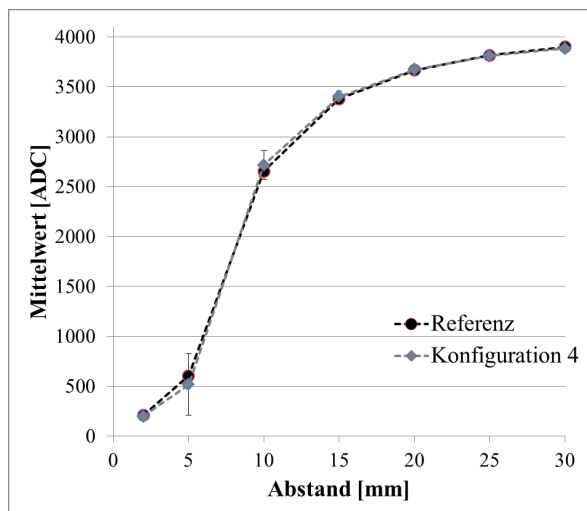


Abbildung 7 – Über alle fünf Sensoren gemittelte nichtlineare Kennlinie bei Verwendung von schwarz ausgekleideten Abstandhaltern mit 36 mm Durchmesser und Gitter.

4 Zusammenfassung und Ausblick

Die Ergebnisse der Messreihen haben klar gezeigt, dass die gefundene Konfiguration aus schwarz ausgekleideten Plexiglasrohrabschnitten mit einem Innendurchmesser von 36 mm auch bei Verwendung eines Gitters den Messungen an einer „frei schwebenden“ Fläche entspricht. In der nächsten Phase der Entwicklung sollen nun mit einer Reihe von Zungen Messwerte aufgenommen werden, um zu untersuchen, ob die Entwicklung eines mathematischen Zungenmodells (z. B. ein lineares Regressionsmodell) möglich ist und sich die Kennlinie damit aus wenigen Messwerten, bspw. nur bei direktem Zungenkontakt und ohne Reflektionsfläche, berechnen lässt. Außerdem sollen die Modellannahmen in einer weiteren Studie durch in vivo EOS-Messungen bei gleichzeitiger Messung mit einem Referenzsystem, bspw. Sonographie, überprüft und die Präzision des kalibrierten Systems evaluiert werden.

5 Danksagung

Diese Arbeit wurde gefördert durch die Deutsche Forschungsgemeinschaft (DFG), GZ: BI 1639/1-1.

Literatur

- [1] BIRKHOLZ, P. und C. NEUSCHAEFER-RUBE: *A new artificial palate design for the optical measurement of tongue and lip movements*. In: WOLFF, M. (Hrsg.): *Studentexte zur Sprachkommunikation: Elektronische Sprachsignalverarbeitung 2012*, S. 89–95. TUD-Press, Dresden, Deutschland, 2012.
- [2] CHUANG, C.-K. und W. S.-Y. WANG: *Use of optical distance sensing to track tongue motion*. *J Speech Hear Res*, 21(3):482–496, 1978.
- [3] EARNEST, M. M. und L. MAX: *En Route to the three-dimensional registration and analysis of speech movements: instrumental techniques for the study of articulatory kinematics*. *Contemporary Issues in Communication Science and Disorders*, 30:2–25, 2003.
- [4] FLETCHER, S. G., M. J. MCCUTCHEON, S. C. SMITH und W. H. SMITH: *Glossometric measurement in vowel production and modification*. *Clinical Linguistics & Phonetics*, 3(4):359–375, 1989.
- [5] HARDCASTLE, W., W. JONES, C. KNIGHT, A. TRUDGEON und G. CALDER: *New developments in electropalatography: A state-of-the-art report*. *Clinical Linguistics & Phonetics*, 3(1):1–38, 1989.
- [6] PREUSS, S., C. NEUSCHAEFER-RUBE und P. BIRKHOLZ: *Prospects of EPG and OPG sensor fusion in pursuit of a 3D real-time representation of the oral cavity*. In: *Studentexte zur Sprachkommunikation: Elektronische Sprachsignalverarbeitung 2013*, S. 144–151. TUD-Press, Dresden, Deutschland, 2013.
- [7] PREUSS, S., C. NEUSCHAEFER-RUBE und P. BIRKHOLZ: *Real-time control of a 2D animation model of the vocal tract using optopalatography*. In: *Proc. of the Interspeech 2013*, S. 997–1001. Lyon, Frankreich, 2013.
- [8] WRENCH, A. A.: *Advances in EPG palate design*. *International Journal of Speech-Language Pathology*, 9(1):3–12, 2007.