

Nahrstaedt, Holger, Thomas Schauer, und Rainer Ottis Seidl. „Messsystem für eine Bioimpedanz-geregelte Schluckneuroprothese“. In *Biomed Tech (Berl)*, 55(Suppl1):1-4, 2010.

Messsystem für eine Bioimpedanz-geregelte Schluckneuroprothese

Measurement system for a bioimpedance-controlled swallowing neuro-prosthesis

Nahrstaedt H.¹, Schauer T.¹, Seidl R. O.²

¹Technische Universität Berlin, Fachgebiet Regelungssysteme, Berlin, Deutschland

²Unfallkrankenhaus Berlin, Klinik für Hals-, Nasen-, und Ohrenkrankheiten, Berlin, Deutschland

nahrstaedt@control.tu-berlin.de

Kurzfassung

Schluckstörungen können das Leben sehr beeinträchtigen. In diesem Beitrag wird ein Messsystem vorgestellt, das zur Beurteilung des Schluckvorganges eingesetzt werden kann. Erfasst wird zum einen der Grad des Verschlusses der Atemwege. Zum anderen wird erkannt, ob ein Verschlucken (Aspiration) auftritt. Grundlage des Messsystems ist eine zweikanalige Bioimpedanzmessung am Hals, welche um eine EMG-Messung der Kehlkopfmuskulatur erweitert werden kann. In einer experimentellen Untersuchung an einem Tiermodell konnte die Machbarkeit einer Aspirationsdetektion demonstriert werden. Basierend auf diesem Messsystem wird in diesem Beitrag die Idee einer Bioimpedanz-geregelten Schluckneuroprothese präsentiert.

Abstract

Dysphagia has a huge impact on quality of life. In this contribution, a measurement system will be presented which allows an assessment of the swallowing process. The airway protection is measured. Additionally, the system detects when aspiration occurs. It is based on a two-channel bioimpedance measurement at the neck which can be extended by an EMG recording from the larynx's musculature. The feasibility of aspiration detection was experimentally demonstrated on an animal model. The proposed measurement may be used in the therapy and diagnosis of dysphagia. Within this contribution the idea of a bioimpedance-controlled neuro-prosthesis will be outlined.

Einleitung

Schlucken ist ein lebensnotwendiger komplexer Prozess, der in Abhängigkeit von der Schluckphase teilweise bewusst und (teilweise) unbewusst abläuft. Gesteuert über kortikale Prozesse, die im Stammhirn („pattern generators“) koordiniert werden, müssen für einen Schluckvorgang eine Vielzahl von Muskeln zeitgerecht aktiviert werden.

Störungen des Schluckablaufs können dramatische Folgen haben. Neben einer Fehlernährung drohen Folgeerkrankungen wie z. B. Lungenentzündungen, die fatal verlaufen können. Der zeitgerechte und vollständige Verschluss des Kehlkopfes als Gabelung zwischen Luftröhre und Speiseröhre nimmt beim sicheren Schlucken eine zentrale Rolle ein. Gelingt der Verschluss nicht, kommt es zu einem Übertritt von Speichel oder Nahrungsmitteln in die Atemwege (Aspiration), der die beschriebenen Folgen haben kann.

Ursache für Schluckstörungen sind vor allem Schädelhirntraumen und Schlaganfälle. Jeder zweite Schlaganfallpatient leidet unter Schluckstörungen, wobei bei einem Viertel der Patienten die Probleme dauerhaft sind [1].

Primäres Ziel einer Rehabilitation von Schluckstörungen ist die Wiederherstellung der gestörten Funktionen durch z. B. Stimulation und Erlernen von Schluckmanövern. Dabei sind die Voraussetzungen für einen Erfolg ein nach der Schädigung ausreichendes kortikales Potenzial und eine Verbindung des Kortex zu den Muskeln. Fehlt diese Verbindung oder können z. B. die Muskeln nicht in ausreichendem Maße angesteuert werden, ist eine Rehabilitation der Schluckvorgänge nicht möglich und der Patient bleibt auf eine Ernährung über eine Sonde und eine Trachealkanüle angewiesen.

In diesen Fällen scheint eine elektrische Stimulation der äußeren Kehlkopfmuskulatur zur Verbesserung des Schluckvorgangs ein therapeuti-

scher Ansatz zu sein [2]. Eine weitere Möglichkeit ist die Stimulation der inneren Kehlkopfmuskeln, da so ein Verschluss der Stimmbänder erreicht werden kann, um eine Aspiration zu verhindern [3]. In beiden Fällen scheint eine intramuskuläre Stimulation einer transkutanen Stimulation überlegen zu sein [4-5].

Voraussetzung für eine erfolgreiche Stimulation im Schluckablauf ist ihre zeitgerechte Auslösung. In den bisher vorliegenden Studien erfolgte die Stimulation durch den Patienten per Handschalter [3]. Alternativ wurde in [5] eine Elektromyografie (EMG)-Triggerung durch die submentale Muskulatur vorgeschlagen. Dabei ermöglicht keins der beiden Verfahren eine Regelung der Stimulation in Abhängigkeit vom Schluckerfolg und den Fähigkeiten des Patienten.

Ein Ansatz zur Bewertung des Schluckerfolgs könnte die Messung der Bioimpedanz (BI) darstellen. Für eine transkutane Messung der Bioimpedanz im Halsbereich bietet sich die in [6] vorgeschlagene 4-Elektroden-Messmethode mit separaten Strom- und Spannungselektroden an. In [7] wurde gezeigt, dass die BI-Messung mit dem Abstand von Zungenbein und Schildknorpel korreliert, einem Maß für den Verschluss der Atemwege beim Schlucken. In der vorliegenden Arbeit soll weitergehend geprüft werden, ob eine solche BI-Messung auch für eine Aspirationserkennung genutzt werden kann. Ein Messsystem basierend auf zwei kombinierten BI-Messungen könnte dann als Sensorkonzept für eine geregelte Schluckneuroprothese dienen.

Methoden und Materialien

1.1 Messsystem

Es wurde ein Messsystem entwickelt, das zwei voneinander unabhängige BI-Messungen erlaubt und über vier EMG-Messkanäle verfügt. Dabei ist es möglich die BI parallel auf zwei EMG-Messkanälen zu erfassen.

1.1.1 Bioimpedanz-Messmethoden

Impedanz ist definiert als das sich einstellende Verhältnis von Spannung zu Strom an einem

elektrischen Leiter. Es gibt zwei mögliche Methoden um BI zu messen.

Bei der Zwei-Punkt-Methode wird die Spannung direkt über die Stromelektroden gemessen. Durch den Stromfluss, der über die Stromelektroden in den Patienten eingepreßt wird, entsteht ein Spannungsabfall über dem Elektroden-Haut-Kontakt. Dieser Widerstand ist zeitvariant und führt damit zu einem Messfehler.

Dieser unerwünschte Effekt kann durch die Vier-Punkt-Messmethode vermieden werden. Hierbei wird die Spannung mittels eines hochohmigen Instrumentationsverstärkers über zusätzliche Elektroden separat erfasst. Da kein Strom durch die Spannungselektroden fließen kann, kommt es auch zu keinem störenden zeitvarianten Spannungsabfall aufgrund des Elektroden-Haut-Kontakts. Das entwickelte Messgerät unterstützt beide Methoden.

1.1.2 Stromquelle

Das Messgerät besitzt zwei galvanisch isolierte Stromquellen. Beide Stromquellen sind identisch aufgebaut und können jeweils mit einer von acht möglichen Stromstärken betrieben werden. Die erste Stromquelle erzeugt einen sinusförmigen Strom mit einer Frequenz von 50 kHz, während die zweite Stromquelle auf eine Frequenz von 100 kHz eingestellt ist. Beide Frequenzen sind weit genug voneinander entfernt, um unabhängige BI-Messungen zu ermöglichen.

Bei Stromquellen, die einen Strom durch den Patienten zur Gerätemasse treiben, kommt es bei Strömen, die vom Patienten kapazitiv abfließen, zu Messfehlern. Ein solcher Strom könnte fließen, wenn der Patient vom Therapeuten berührt wird. Die hier verwendeten Stromquellen sind dagegen differential aufgebaut, da so kapazitiv abfließende Ströme ausgeglichen werden können. Zur Vermeidung von Gleichanteilen im Strom, die den Patienten gefährden können, ist an jedem Ausgangsterminal ein Y1-Kondensator in Reihe geschaltet.

1.1.3 Spannungsmessung

Das Messgerät besitzt vier Kanäle. Jeder Verstärkereingang besteht aus Schutzwiderständen die garantieren, dass auch im Fehlerfall keine

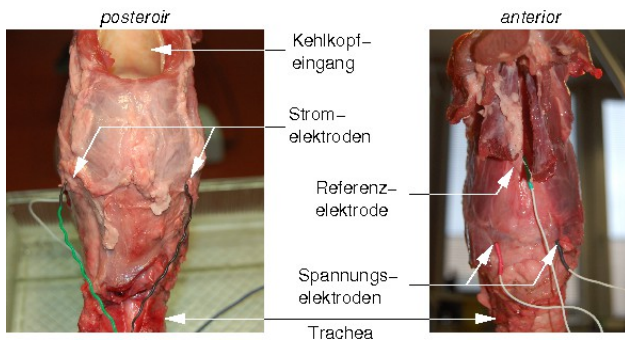


Abb. 3 Elektrodenposition zur Bestimmung einer Aspiration mit Hilfe der Bioimpedanz in einem Tiermodell (Rinderkehlkopf).

Nach Zustimmung durch die Behörden wurde für die Untersuchung ein frischer Rinderkehlkopf so präpariert, dass er frei aufgehängt werden konnte, um Flüssigkeiten durch ihn hindurch zu leiten. Die Bioimpedanz-Messung erfolgte mit der Vier-Punkt-Messmethode. Die Messelektroden wurden in Höhe der Stimmbänder angebracht (Abb. 3).

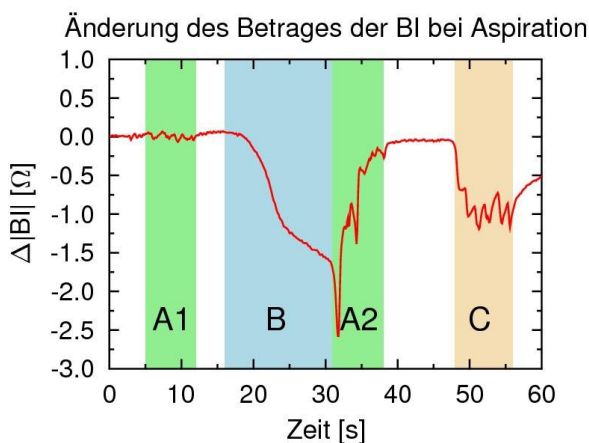


Abb. 4 Messergebnis während der Passage verschiedener Flüssigkeiten durch den Kehlkopf. A1 – Wasser, B – Joghurt, A2 – Wasser, C – Buttermilch.

Verschiedene Flüssigkeiten wurden mit einer Pipette dosiert in den Kehlkopf eingeführt. Die jeweiligen Zeitabschnitte wurden markiert und sind in Abb. 4 zusammen mit der gemessenen Änderung der Bioimpedanz über der Zeit aufgetragen. In Phase A2 wurde das noch im Kehlkopf vorhandene Joghurt durch Wasser hinuntergespült. In Phase C erfolgte stoßweise die Gabe von Buttermilch, was die Schwingungen in der Messkurve erklärt. Es ist deutlich zu erkennen, dass sich die Auslenkung der BI-Messkurve in Abhängigkeit von der Flüssigkeit

(Elektrolytgehalt) ändert. Das jeweilige Maximum ist genau dann erreicht, wenn die Flüssigkeit die Position der Elektroden in Höhe der Stimmbänder passiert hat.

Zusammenfassung

Die vorliegenden Messungen am Tiermodell konnten zeigen, dass die BI geeignet ist, eine Aspiration zu erkennen. Zur Validierung des gesamten Messsystems sind vergleichende Untersuchungen an Patienten mit Hilfe der Videofluoroskopie notwendig. Das vorgestellte Messsystem kann für die weitere Entwicklung der geplanten Schluckneuroprothese genutzt werden.

Literatur

- [1] M. Prosiegel, "Neurogene Dysphagien: Leitlinien 2003 der DGNKN," *Neurol. Rehabil.*, vol. 9, 2003, pp. 157-181.
- [2] T.A. Burnett, E.A. Mann, S.A. Cornell, and C.L. Ludlow, "Laryngeal elevation achieved by neuromuscular stimulation at rest," *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, vol. 94, Jan. 2003, pp. 128-134.
- [3] M. Broniatowski, S. Grundfest-Broniatowski, D.J. Tyler, P. Scolieri, F. Abbass, H.M. Tucker, and S. Brodsky, "Dynamic laryngotracheal closure for aspiration: a preliminary report," *Laryngoscope*, vol. 111, 2001, pp. 2032-2040.
- [4] C.L. Ludlow, I. Humbert, K. Saxon, C. Poletto, B. Sonies, and L. Crujido, "Effects of surface electrical stimulation both at rest and during swallowing in chronic pharyngeal Dysphagia," *Dysphagia*, vol. 22, Jan. 2007, pp. 1-10.
- [5] V. Leelamanit, C. Limsakul, and A. Geater, "Synchronized electrical stimulation in treating pharyngeal dysphagia," *The Laryngoscope*, vol. 112, Dec. 2002, pp. 2204-2210.
- [6] Kusuhara, T., Nakamura, T., Shirakawa, Y., Mori, K., Naomoto, Y., and Yamamoto, Y., "Impedance pharyngography to assess swallowing function.," *J Int Med Res*, vol. 32, 2004, pp. 608-616.
- [7] T. Schauer, R.O. Seidl, and H. Nahrstaedt, "Erfassung der pharyngealen Schluckphase durch Bioimpedanz-Messung," *Tagungsband: Automatisierungstechnische Verfahren für die Medizin (8. Workshop)*, 2009, pp. 47-48.