



universitätsverlag
ilmenau

*Griebel, Stefan; Fiedler, Patrique; Streng, Andrea; Haueisen, Jens;
Zentner, Lena:*

**Erzeugung von Schraubenbewegungen mittels nachgiebiger
Aktuatoren**

URN: urn:nbn:de:gbv:ilm1-2012100142-091-4

URL: <http://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:gbv:ilm1-2012100142-091-4>

Erschienen in:

Mechanismentechnik in Ilmenau, Budapest und Niš : Technische Universität Ilmenau, 29. - 31. August 2012. - Ilmenau : Univ.-Verl. Ilmenau, 2012. - S. 91-102. (Berichte der Ilmenauer Mechanismentechnik ; 1)

ISSN: 2194-9476

ISBN: 978-3-86360-034-1 [Druckausgabe]

URN: urn:nbn:de:gbv:ilm1-2012100142

URL: <http://nbn-resolving.de/urn:nbn:de:gbv:ilm1-2012100142>

ERZEUGUNG VON SCHRAUBENBEWEGUNGEN MITTELS NACHGIEBIGER AKTUATOREN

*Stefan Griebel**, *Patrique Fiedler***, *Andrea Streng****,
*Jens Hau Eisen***, *Lena Zentner**

- * TU Ilmenau, Fachgebiet Mechanismentechnik, Ilmenau
- ** TU Ilmenau, Institut für Biomedizinische Technik und Informatik,
Fachgebiet Biomedizinische Technik, Ilmenau
- *** Schottel GmbH, Spay

Kurzfassung

Die Anwendung gelfreier, trockener Elektroden für die Elektroenzephalographie (EEG) bedingt einen direkten, stabilen Kontakt zwischen Kopfhaut und Elektrode sowie deren zuverlässige Platzierung durch die Haarschicht. Das Ziel des Beitrags ist die Entwicklung, Herstellung und Untersuchung eines fluidbetriebenen, nachgiebigen Aktuators. Dieser soll eine schraubenförmige Bewegung (mindestens 3 mm Hub und 45° Rotation) erzeugen, im Durchmesser kleiner als 16 mm sein und aus Silikon hergestellt werden. Zur Bestimmung der Materialparameter von Silikon wurden Materialversuche durchgeführt. Ein parametrisiertes, geometrisches Modell des Aktuators wurde erstellt, Parameterstudien mittels Ansys® durchgeführt und die das Verformungsverhalten beeinflussenden Parameter identifiziert. Für eine zielerfüllende Parameterkonstellation wurde eine Spritzgussform hergestellt, mit der sechs Funktionsmuster gefertigt wurden. Mittels eines Versuchsstands wurde die reale Schraubenbewegung der Funktionsmuster unter steigendem Innendruck untersucht und mit den Simulationsergebnissen verglichen. Abweichungen und mögliche Fehlerquellen werden diskutiert. Mit Hilfe des Aktuators kann ein Hub von 4.3 mm und eine relative Rotation von 51.6° erreicht werden. Somit besteht zukünftig die Möglichkeit eine oder mehrere Elektroden mit einer schraubenförmigen Bewegung auf der Kopfhaut zu positionieren und die Haarschicht aktiv zu durchdringen.

Abstract

In order to use dry electrodes for Electroencephalography (EEG), a direct contact between electrode and scalp as well as a sufficient interfusion of the detaining layer of hair is necessary. The aim of this paper is to present the development, manufacturing and examination of a fluidic driven, compliant actuator. Furthermore, this actuator should perform a screw motion (at least 3 mm upstroke and 45° rotary motion), size should be less than 16 mm and should consist of silicone rubber. Hence, material tests were executed to derive material parameter for simulation of silicone structures. Subsequently, a parametrically geometric model of the actuator was established to carry out sensitivity analysis using Ansys® and to identify the basic parameter for affecting the deformation behavior. In addition, the injection molding technique proved to be adequate for manufacturing of six experimental models of an actuator comprising all requirements. The produced screw motion of the experimental models by increasing internal pressure was compared qualitatively and quantitatively with the simulation results. Deviations and possible sources of error were discussed. To sum up, the developed actuator enables a screw motion with an upstroke of 4.3 mm and a rotation 51.6°. Hence, a new possibility for positioning of one or more dry electrodes on the scalp and an active interfusion of the hair layer is presented.

1. Einführung

Mit einem Elektroenzephalogramm (EEG) werden bioelektrische Potential-schwankungen auf dem Kopf gemessen, um die neutrale Aktivität des Gehirns beurteilen zu können. Heutzutage werden hierzu Silber/Silberchlorid (Ag/AgCl) Elektroden in Kombination mit elektrisch leitfähigen Gelen oder Pasten am häufigsten verwendet. Die Vorbereitungsprozedur ist komplex und zeitaufwendig. Wegen der spezifischen Probleme der leitfähigen Gele/Pasten, die eine eingeschränkte Haltbarkeit aufweisen und zu Hautirritationen führen können, zielt die Forschung auf die Verwendung neuer, trockener Elektroden ab, die ohne Gele bzw. Pasten anwendbar sind [1-4]. In vorangegangenen Untersuchungen verspricht die Verwendung von nachgiebigen Aktuatoren aus biomedizinischem Silikon ein hohes Potenzial für die Sensor-/Elektrodenpositionierung. Hierdurch ist ein stabiles und reproduzierbares Heranführen von trockenen Elektroden an die Kopfoberfläche in der Biomedizintechnik möglich [5-8]. Durch Änderung des Innendruckes

dieser ist eine Änderung der Kontaktkraft zwischen Elektrode und Kopfhaut erreichbar. Hierbei wird bei Steigerung des Druckes der Übergangswiderstand zwischen trockener Elektrode und Kopfhaut soweit verringert, so dass eine EEG Messung erst möglich wird [9].

In diesem Beitrag wird die Entwicklung eines fluidbetriebenen, nachgiebigen Aktuators aus Silikon vorgestellt. Dieser Aktuator soll unter Steigerung des Innendruckes eine schraubenförmige Bewegung ermöglichen, die eine aktive Durchdringung der Haarschicht erlaubt und direkten Hautkontakt herstellt.

2. Material und Methoden

2.1. Design des nachgiebigen Aktuators

Um eine hohe Anzahl von trockenen Elektroden (≥ 128) auf dem Kopf zu verteilen, soll der Aktuator einen Durchmesser kleiner als 16 mm aufweisen. Weiterhin sind ein Mindesthub von 3 mm und eine relative Rotation der Elektroden-/Deckelfläche gegenüber der Einspannung um mindestens 45° gefordert. Ferner sollte der zu entwickelnde Aktuator kohärent und einteilig sein und durch seine spezifische geometrische Formgebung das Bewegungsverhalten maßgeblich bestimmen, so dass hierdurch eine schraubenförmige Bewegung erzeugt wird. Entsprechend der beschriebenen Anforderungen wird über einen Vergleich verschiedener prinzipieller Lösungen eine Bewertung durchgeführt und ein Ansatz für die Umsetzung ausgewählt.

2.2. Bestimmung der Materialparameter für die Simulation

Innerhalb von Voruntersuchungen für die Materialversuche wurden die Maximaldehnungen des Aktuators mit Silikonmaterialparametern aus der Ansys® Datenbank durch eine Simulation abgeschätzt. Diese betrug ca. 50%. Die Ergebnisse wurden bei den durchgeführten Materialversuchen (uniaxialer Zugversuch und planar shear Versuch) durch eine aufgebrachte Maximaldehnung von 50% für das verwendete Silikonmaterial der Shore Härte 40 (Elastosil® M 4644) berücksichtigt. Die Versuchsdaten wurden mit einer Materialprüfmaschine (ProLine Z005, Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland) und einem 1 kN Kraftaufnehmer erhoben. Nach der Fit Routine unter Ansys® an verschiedene, nichtlineare Materialgesetze wurde das Materialgesetz Ogden 2. Ordnung ausgewählt. Dieses wies einen stabilen Verlauf der

biaxialen Kurve und das geringste Residual auf. Die Materialkonstanten sind in Tabelle 1 aufgelistet.

Tab. 1: Ermittelte Materialkonstanten für die Simulation vom verwendeten Silikon Elastosil® M 4644, Konstanten für Ogden 2. Ordnung

Materialkonstante	μ_1	α_1	μ_2	α_2
Wert	0.00176 MPa	11.915	0.8285 MPa	0.9777

2.3. Simulation des nachgiebigen Aktuators

Es wurde ein parametrisiertes Modell entworfen, das quasistatisch mittels Ansys® 12.1 untersucht wurde. Das finale 3D Modell für den Vergleich der realen mit der simulierten Schraubenbewegung wies ca. 70000 Solid 187 Tetraeder-Elemente auf. Den Elementen wurden die unter Kap. 2.2. genannten Materialparameter zugewiesen. Als Randbedingung wurde eine feste Einspannung der Knoten an der Basis des Aktuators gewählt. Alle innenliegenden Flächen wurden mit einem Druck p von 650 mbar beaufschlagt.

2.4. Herstellung der Funktionsmuster

Zur Herstellung von Funktionsmustern des Aktuators wurde als Verfahren das Spritzgießen gewählt und ein Formwerkzeug entworfen. Zusätzlich wurden alle filigranen Einsätze des Formwerkzeugs mittels Rapid Prototyping im Schmelzschichtungsverfahren (Dimension Elite, alphacam GmbH, Schorndorf, Deutschland) hergestellt. Das durch Unterdruck entlüftete 2-Komponenten-Silikon (Elastosil® M 4644) wurde über ein Reservoir durch einen Kolben in das Formwerkzeug gespritzt. Dabei waren die aus Aluminium bestehenden Formwerkzeughälften durch Schraubenverbindungen gesichert. Die Entformung erfolgte nach 24 Stunden bei Zimmertemperatur.

2.5. Messungen an den Funktionsmustern

Zur Untersuchung der Funktionsmuster wurden drei Punkte auf der Deckelfläche definiert und mittels eines Fineliners markiert: der Flächenschwerpunkt, C_P , sowie die Kreismittelpunkte zweier Wölbungen, P_1 und P_2 (vgl. Abb. 2 rechts). Der prinzipielle Messaufbau ist in Abbildung 1 dargestellt. Mit Hilfe eines optischen Messsystems (Polaris® Vicra, NDI Europe GmbH, Radolfzell, Deutschland) und eines Messtisches (MT 60S-25-xyz-

MS, Owis® GmbH, Staufen im Breisgau, Deutschland) wurden die Raumkoordinaten der drei Punkte aufgenommen. Die Aktuatoren wurden von 0 bis maximal 650 mbar in Schritten von 50 mbar durch Betätigung eines Druckminderers belastet. Der angelegte Innendruck wurde mit einem Drucksensor (HMG6, ATP Messtechnik GmbH, Ettenheim, Deutschland) überprüft.

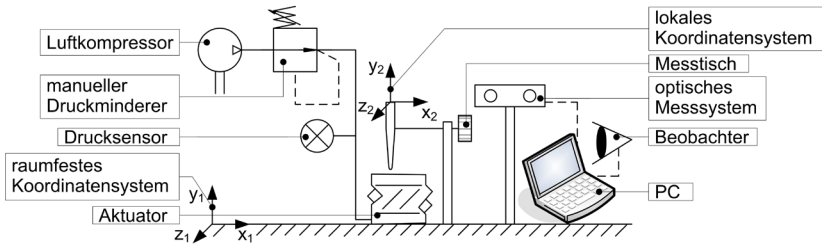


Abb. 1: Messanordnung zur Ermittlung der realen Schraubenbewegung mittels optischer Messung

Durch die Aufnahme der Raumkoordinaten konnte die Trajektorie der Aktuatorpunkte detektiert werden. Somit konnte der erreichte relative Rotationswinkel um die y_2 -Achse zwischen Einspannung und Deckelfläche und die Verschiebung der Deckelfläche/Hub in y_2 -Richtung unter steigendem Innendruck ermittelt werden.

3. Ergebnisse

3.1. Design des nachgiebigen Aktuators

Der Aktuator ist innen hohl und besteht aus einer spiralförmig gewundenen Mantelstruktur, die auf einer Seite mit einem Deckel kohärent und einteilig verschlossen ist. Um eine eindeutige Gestalt des Aktuators festzulegen, wurden neun geometrische Eingangsparameter definiert. Hierbei handelt es sich entsprechend Abbildung 2 links um die Anzahl der umlaufenden Wölbungen n , den Außenradius des Aktuators R_a , den Radius der Wölbung R_w , die Wanddicke der Wölbung d_w , den Radius der Einbuchtung R_e , die Wanddicke der Einbuchtung d_e , den Steigungswinkel der Spirale α , den Radius der Abrundung der Spirale am Anfang sowie am Ende R_{sp} , die Höhe der Gesamtstruktur h und die Dicke des Deckels d_d . Auf dem Deckel können trockene EEG-Elektroden befestigt werden. Die Basis des Aktuators ist an einer festen Einspannung luftdicht befestigt. Eine Druckluftversorgung erfolgt

mittels eines kleinen Schlauches direkt an der Basis des Aktuators. Die Mantelstruktur entspricht der Geometrie, die entsteht, indem der Querschnitt entlang einer Spirale parallel zum Ausgangsquerschnitt extrudiert wird. Die Spirale entspringt dabei senkrecht aus dem Querschnitt in einem äußersten Randpunkt der Querschnittsfläche.

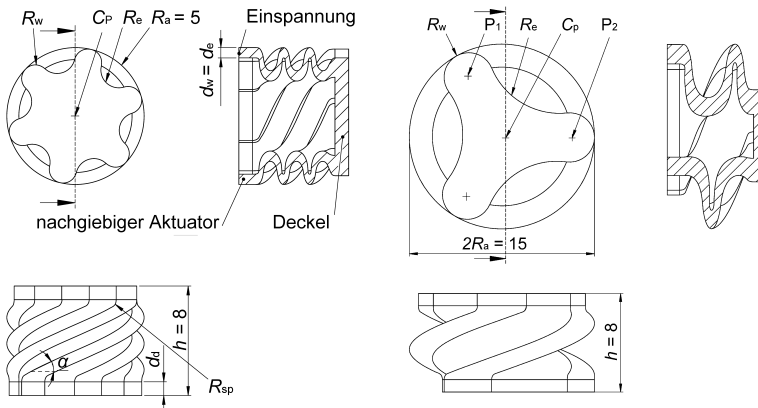


Abb. 2: Seiten-, Drauf- und Schnittansicht unterschiedlicher, nachgiebiger Aktuatoren einer Höhe von 8 mm: links: mit $R_a = 5$ mm und $n = 6$ und rechts mit: $R_a = 7.5$ mm und $n = 3$

Der Querschnitt besteht aus mehreren halbkreisförmigen Wölbungen mit gleichem Radius R_w , die gleichmäßig über den Umfang verteilt sind. Die Wölbungen sind durch tangential anschließende Einbuchtungen mit dem Radius R_e verbunden. Die Wölbungs- bzw. Einbuchtungsanzahl ist frei wählbar. Die Abbildung 2 links zeigt eine mögliche Gestalt des beschriebenen Aktuators und Abbildung 2 rechts den für die EEG-Anwendung konkret entwickelten Aktuator mit den Grundabmessungen jeweils in drei Ansichten.

3.2. Verifizierung der Materialparameter

Zur Verifizierung des unter 2.2 ausgewählten Materialgesetzes mit den konkreten Parameterwerten wurden beide Materialversuche per Simulation nachgestellt. Es konnte über den Bereich von 0 bis 50% Dehnung eine maximale Spannungsdifferenz von unter 2% festgestellt werden. Dieser Wert liegt in einem hinreichend genauen Bereich für die Simulation des Verformungsverhaltens des gewählten Silikons.

3.3. Simulation des nachgiebigen Aktuators

Innerhalb von Voruntersuchungen wurde mittels Simulation der Einfluss von einzelnen geometrischen Parametern auf das Verformungsverhalten des Aktuators untersucht. In diesen Voruntersuchungen betrug der Außendurchmesser der Aktuatoren 10 mm ($R_a = 5$ mm) und die Gesamthöhe $h = 8$ mm (vgl. Abb.: 2 links). Bei der ersten Parametervariation wurde die Anzahl der Wölbungen n in einem Bereich von 3 bis 9 variiert. Der Anfangsdrehwinkel θ_0 (bei $p = 0$ mbar), der durch die relative Verdrehung zwischen Ausgangsquerschnittsfläche zu Deckelfläche definiert ist, lag bei 91.6° . Der Wölbungsradius R_w betrug 0.75 mm, die Wanddicke der Wölbungen d_w und Einbuchtungen d_e waren gleich groß und betragen 0.5 mm. Die Dicke des Deckels d_d wurde mit 1 mm festgelegt. Ausgewertet wurde der Einfluss auf den relativen Rotationswinkel θ_r (vgl. Abb. 3 links) und auf die gemittelte Verschiebung in y -Richtung u_y der Punkte C_p und P_b (vgl. Abb. 3 rechts) bei steigendem innerem Druck p . (Innerhalb der Simulation liegt die y -Richtung normal zur Deckelfläche des unverformten Aktuators.)

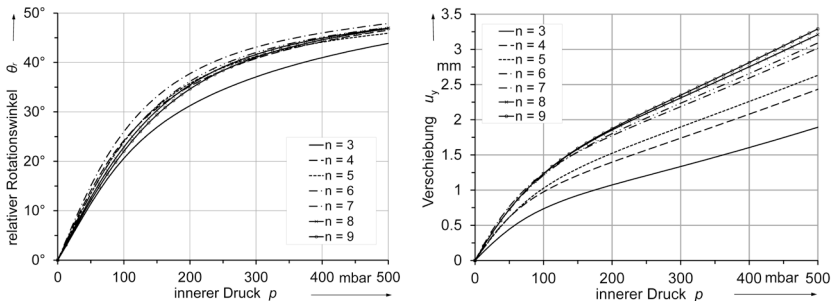


Abb. 3: Einfluss der Anzahl der Wölbungen; links: Einfluss auf den relativen Rotationswinkel θ_r und rechts: Einfluss auf die mittlere Verschiebung u_y der Punkte C_p und P_b

Alle Kurven weisen einen degressiven Verlauf des relativen Rotationswinkels θ_r bei steigendem Druck p auf. Nur für $n = 3$ ist der relative Rotationswinkel im Mittel ungefähr 5° geringer. Eine Vergrößerung der Anzahl der Wölbungen n führt zu einer Vergrößerung der Verschiebung u_y bei gleichen Druckwerten. Alle Kurven verlaufen monoton steigend.

Im Focus der 2ten Parametervariation stand die Untersuchung des Einflusses der Wölbungsradien R_w . Hierfür wird eine Untersuchung nur für eine Gestalt mit $n = 5$ gleichgroßen Wölbungen gezeigt. Der Radius der Wölbun-

gen R_w wurde zwischen 0.75 mm und 2 mm in Schritten von 0.25 mm variiert (vgl. Abb. 4 links). Der Anfangsdrehwinkel lag bei $\theta_0 = 91.6^\circ$. Die Wanddicken der Wölbung d_w und Einbuchtung d_e betragen 0.5 mm. Die Dicke des Deckels wurde mit 1 mm festgelegt.

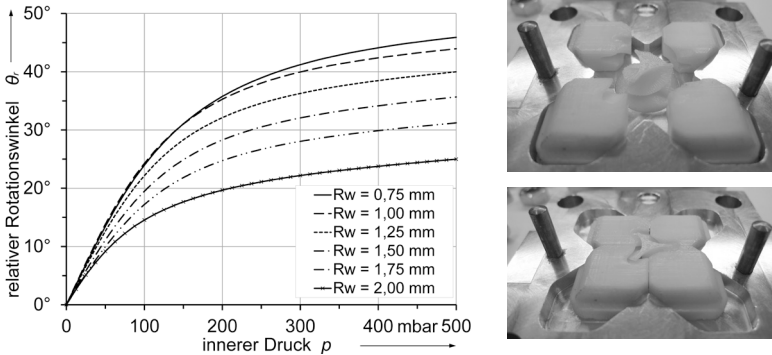


Abb. 4: links: Einfluss des Wölbungsradius R_w auf den relativen Rotationswinkel θ_r ; rechts: untere Formwerkzeughälfte mit Rapid Prototyping Einsätze (oben: Position der Einsätze vor der Entnahme des Aktuators und unten die Position während des Spritzgießens)

Es ist deutlich, dass der relative Rotationswinkel θ_r bis zu einem Druck von 50 mbar annähernd linear ansteigt. Im weiteren Verlauf ist der Gradient der Kurven rückläufig und jede Kurve tendiert zu einem konvergenten Verhalten. Das erreichbare Maximum des relativen Rotationswinkels nimmt bei steigendem Wölbungsradius R_w ab.

3.4. Herstellung der Funktionsmuster

Als Herstellungsverfahren wurde zwecks leichter Füllbarkeit das Spritzgießen gewählt. Das Verfahren erwies sich als geeignet. Es wurde ein spezielles Formwerkzeug (vgl. Abb. 4 rechts) entworfen. Die mögliche Herstellung der filigranen Konturen mit Hinterschneidungen wurde über fünf Rapid Prototyping Einsätze realisiert. Das Formwerkzeug besteht insgesamt aus zwölf Einzelteilen ohne Schraubverbindungen. Für die Zielanwendungen wurden insgesamt sechs nachgiebige Aktuatoren mit den in Abbildung 2 rechts dargestellten Abmessungen hergestellt. Diese wurden in einer Reihe angeordnet und über Silikonschläuche miteinander verbunden. Die Aktuatoren wurden manuell auf eine 3 mm dicke Silikonplatte geklebt, über deren Rück-

seite die Luftversorgung sichergestellt wurde. Unter Belastung erwies sich diese Versuchsanordnung als luftdicht für Drücke unter 700 mbar.

3.5. Messungen an den Funktionsmustern

Sechs Funktionsmuster des Aktuators wurden gefertigt und deren Verformungsverhalten wurde qualitativ sowie quantitativ mit den Simulationsergebnissen verglichen.

In Abbildung 5 ist ein qualitativer Vergleich des Verformungsverhaltens zwischen dem simulierten und realen Aktuator in der Seiten- und Draufsicht unter steigendem Innendruck p dargestellt.

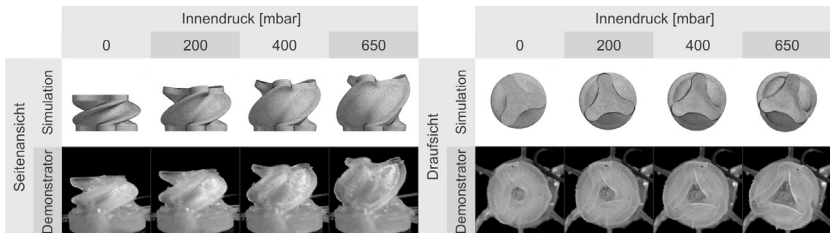


Abb. 5: Vergleich des Verformungsverhaltens vom realen und simulierten Aktuator in Seiten- und Draufsicht unter steigendem Innendruck p

In der Seitenansicht ist festzustellen, dass sich unter Druckzunahme eine Verschiebung u_y ergibt. Des Weiteren sind eine konkave Wölbung der Deckelfläche sowie ein zunehmendes Aufblähen des Aktuators in horizontaler Ebene zu sehen. In der Draufsicht sind dieser Effekt ebenfalls zu erkennen sowie die relative Rotation zwischen Einspannung und Deckelfläche.

Die Abbildung 6 zeigt den quantitativen Vergleich. In Abbildung 6 links ist der Mittelwert sowie das Intervall der Standardabweichung der gemittelten Verschiebung u_y der Punkte P_1 und P_2 sowie des Punktes C_P unter steigendem Innendruck p im Vergleich zu den simulierten Punkten dargestellt. Die simulierten Verschiebungen liegen unterhalb des Mittelwertes der gemessenen realen Verschiebungen. Die simulierten Verschiebungen betragen beim Maximalwert des Innendruckes von 650 mbar beim Punkt P_1 3.6 mm und beim Punkt C_P 3.0 mm. Im Versuch wird im Mittel ein Hub des Punktes P_1 von 4.3 mm und des Punktes C_P von 3.5 mm bei 650 mbar erreicht.

Die Abbildung 6 rechts zeigt den relativen Rotationswinkel θ_r der Deckelfläche in Abhängigkeit des Innendruckes p . Die simulierten Rotationswinkel

liegen ebenfalls unterhalb der gemessenen realen Rotationswinkel. Beim Maximalwert des Innendruckes von 650 mbar beträgt der relative Rotationswinkel des simulierten Aktuators 48.6° , im Versuch 51.6° .

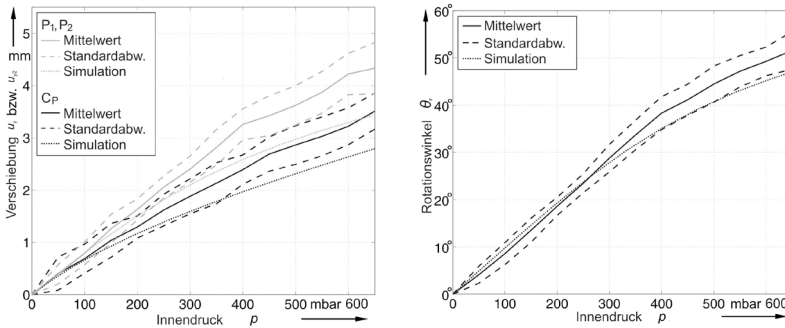


Abb. 6: Simulierte und reale Bewegung des Aktuators unter steigendem Innendruck über; links: der gemittelten Verschiebung von P_1 und P_2 und des Punktes C_p und rechts: dem relativen Rotationswinkel

4. Diskussion

Die Anzahl der Wölbungen n hat keinen wesentlichen Einfluss auf den relativen Rotationswinkel θ_r . Aus Fertigungsgründen wurden Funktionsmuster mit $n = 3$ Wölbungen hergestellt. Der Gradient des relativen Rotationswinkels aller Kurven bei der Variation von n nimmt bei höherem Druck ab. Die Aktuatoren zeigen eine höhere Effektivität bezüglich einer Rotationserzeugung bei Druckänderungen im niedrigen Druckbereich (< 200 mbar). Die erreichbare Verschiebung u_y in Richtung y steigt mit der Anzahl der Wölbungen n . Dies ist die Folge aus der Vergrößerung der Deckelinnenfläche. Eine größere Fläche führt bei gleichem Druck zu einer höheren Kraft in y -Richtung. Das erreichbare Maximum des relativen Rotationswinkels θ_r wächst mit dem Druck und kann über den Wölbungsradius R_w eingestellt werden. Für die Aktuatoren empfiehlt es sich einen Arbeitsbereich festzulegen, da ab einem gewissen Druck eine Sättigung auftritt und die relative Rotationswinkeländerung bei steigendem Druck immer weiter abnimmt.

Wird ein Verhältnis aus Verschiebung u_y bei einem konstanten relativen Rotationswinkel θ_r gebildet, so kann dieses Verhältnis durch Vergrößerung der Wölbungsanzahl n oder durch Vergrößerung des Wölbungsradius R_w erhöht werden.

Soll die Effektivität der Rotationserzeugung zwischen unterschiedlichen Aktuatoren verglichen werden, kann ein weiterer Parameter eingeführt werden, der das Verhältnis aus maximal erreichbarem, relativem Rotationswinkel θ_r zur Anfangsdrehung θ_0 beschreibt. In weiterführenden Untersuchungen [10] lag dieser maximal bei ca. 0.5. Aus den Schlussfolgerungen der Ergebnisse der Voruntersuchungen wurde ein Aktuator für die Zielanwendung mit $R_a = 7.5 \text{ mm}$ und $h = 8 \text{ mm}$ abgeleitet und entwickelt (vgl. Abb. 2 rechts).

Das qualitative simulierte Verformungsverhalten zeigt eine sehr gute Übereinstimmung zu dem realen Verhalten. Dies lässt darauf schließen, dass das gewählte Simulationsmodell hinreichend genau ist.

Beim Maximalwert des Innendruckes von 650 mbar sind die simulierten relativen Höhenveränderungen des Punktes P_1 um ca. 17% und des Punktes C_P um ca. 16% kleiner und der simulierte Rotationswinkel des Aktuators ist ca. 6% kleiner als der Mittelwert der gemessenen Werte.

Die quantitativen Abweichungen können mehrere Ursachen haben. Durch den schichtweisen Aufbau der Rapid-Prototyping-Einsätze der Negativform, mit der Genauigkeit von 0.1778 mm, wird die Form des Aktuators als Relief mit einem Treppenstufeneffekt abgebildet, während das Simulationsmodell der Zielform mit glattem Wandverlauf entspricht. Durch eine Herstellung der Negativ-Einsätze mit einem alternativen Verfahren ist eine Verbesserung der Genauigkeit zu erwarten, wenn Treppeneffekte vermieden werden können.

Um über die Materialparameter eine höhere Genauigkeit zu erreichen, sollten die Materialversuche um einen biaxialen Zugversuch erweitert werden.

Die Genauigkeit der NDI Polaris Vicra liegt innerhalb des Messvolumens bei ca. 0.25 bis 0.5 mm. Hier könnte eine Verbesserung erreicht werden, indem die Messpunkte mit zwei senkrecht zueinander angeordneten Kameras aufgenommen und anschließend ausgewertet werden.

Die größte Fehlerquelle liegt im nichtlinearen Materialverhalten von Silikon. Hier hat die Spannungserweichung (Mullin-Effekt) den größten Einfluss. Der Mullin-Effekt beschreibt die Änderung des Spannungs-Dehnungsverhältnisses bei sich wiederholenden, langsamen Belastungen. Eine mögliche Verringerung des Einflusses könnte über ein einmaliges Beaufschlagen mit einem Innendruck, viel größer als der Betriebsdruck des Aktuators, verringert werden. Für diesen Fall müssen die Materialversuche sowie das Materialgesetz an die sich ändernde maximale Dehnung angepasst werden.

5. Zusammenfassung und Ausblick

Es konnte ein neuartiger, einteiliger, nachgiebiger Aktuator aus Silikon entwickelt werden. Der Aktuator erfüllt die gestellten Anforderungen. Er weist einen Gesamtdurchmesser von 15 mm und eine Höhe von 8 mm auf. Bei 650 mbar Innendruck erreicht er einen steuerbaren, gemittelten Hub von 4.3 mm bei einer gekoppelten gemittelten Rotationsbewegung der Deckelfläche von 51.6° . Mit dem Aktuator können trockene EEG-Elektroden platziert werden bei gleichzeitig hohem Potenzial der Durchdringung der Kopfschicht durch die erzeugte Schraubenbewegung. Nächstes Ziel ist der Aufbau einer kompletten Multikanal-EEG-Haube auf Basis der entwickelten Aktuatoren, mit der die Anwendbarkeit sowie die Abhängigkeit der Elektrodenübergangsimpedanz vom Anpressdruck untersucht werden kann [11].

Literatur

- [1] Taheri, B. A.; Knight, R. T.; Smith, R. L.: A dry electrode for EEG recording. In *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 90 (1994), 376-383
- [2] Ng, W.C.; Seet, H.L.; Lee, K.S.; Ning, N.; Tai, W.X.; Sutedja, M.; Fuh, J.Y.H.; Li, X.P.: Micro-spike EEG electrode and the vacuum-casting technology for mass production: In *Journal of Materials Processing Technology*, 209 (2009), 4434–4438
- [3] Searle, A.; Kirkup, L.: A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording electrodes: In *Physiological Measurement*, 21 (2000), 271-283
- [4] Fiedler, P.; Cunha, L. T.; Pedrosa, P.; Brodkorb, S.; Fonseca, C.; Vaz, F.; Hauelsen, J.: Novel TiNx-based biosignal electrodes for electroencephalography; *Measurement Science and Technology*, 2011, Vol. 22, No. 12, ISSN: 09570233
- [5] Griebel, S.; Zentner, L.; Böhm, V.; Hauelsen, J.: Sensor placement with a telescoping compliant mechanism. In *IFMBE Proceedings of the 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering*, 22 (2009), Berlin: Springer, 1987-1989
- [6] Griebel, S.; Böhm, V.; Zentner, L.: Actuator development based on snail tentacles. In *Proceedings of the 53rd Internationales Wissenschaftliches Kolloquium der Technischen Universität Ilmenau: ISLE (2008)*, 4 Seiten
- [7] Griebel, S.; Klee, S.; Bessler, P.; Zentner, L.; Hauelsen, J.: Vorrichtung und Verfahren zum adaptiven aktiven Positionieren und Halten von Sensoren auf oder über der Oberfläche eines biologischen Objektes. *Offenlegungsschrift DE 10 2010 056 099 A1*
- [8] Griebel, S.; Streng, A.; Zentner, L.: Nachgiebiger Fluidantrieb zur Erzeugung einer nahezu exakten bidirektionalen Schraubenbewegung und dazugehöriges Verfahren. *Offenlegungsschrift DE 10 2011 104 026 A1*
- [9] Fiedler, P.; Griebel, S.; Fonseca, C.; Vaz, F.; Zentner, L.; Hauelsen, J.: Novel Ti/TiN dry electrodes and Ag/AgCl: A direct comparison in multichannel EEG; *European IFMBE MBEC 2011, (EMBEC 2011)*, Budapest, Hungary, 2011
- [10] Streng, A.: Entwicklung und Untersuchung einer nachgiebigen Struktur zur Erzeugung einer rotatorischen Bewegung. *Diplomarbeit, TU Ilmenau (2008)*
- [11] Fiedler, P.; Brodkorb, S.; Fonseca, C.; Vaz, F.; Zanow, F.; Hauelsen, J.: Novel dry EEG electrodes: Influence of electrode shape and number on contact impedance and signal quality. In *Proceedings of the 12th Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing - MEDICON 2010, (2010)*, Berlin: Springer, 418-421