

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

**Neuartiger nachgiebiger Mechanismus zur Platzierung trockener EEG-Elektroden über eine Schraubenbewegung**

**DOI:** [10.22032/dbt.40025](https://doi.org/10.22032/dbt.40025)

**URN:** [urn:nbn:de:gbv:ilm1-2019210205](https://nbn-resolving.org/urn:nbn:de:gbv:ilm1-2019210205)

*Zuerst erschienen in:* Biomedizinische Technik = Biomedical Engineering. - Berlin [u.a.] : de Gruyter. - 55 (2010), Suppl. 1, M, p. 246-249.

*Erstveröffentlichung:* 2010-10-26

*ISSN (online):* 1862-278X

*ISSN (print):* 0013-5585

*DOI (Sammlung):* [10.1515/BMT.2010.713](https://doi.org/10.1515/BMT.2010.713)

[ *DOI:* [10.1515/BMT.2010.669](https://doi.org/10.1515/BMT.2010.669) ]

[*Zuletzt gesehen:* 2019-08-19]

*„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.“*



# Neuartiger nachgiebiger Mechanismus zur Platzierung trockener EEG-Elektroden über eine Schraubenbewegung

## Novel compliant mechanism with a screw motion for adduction of dry EEG electrodes

Griebel S.<sup>1,2</sup>, Fiedler P.<sup>2</sup>, Streng A.<sup>1</sup>, Hauelsen J.<sup>2</sup>, Zentner L.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Technische Universität Ilmenau, FG Mechanismentechnik, Ilmenau, Deutschland

<sup>2</sup>Technische Universität Ilmenau, Institut für Biomedizinische Technik und Informatik, Ilmenau, Deutschland

Stefan.Griebel@TU-Ilmenau.de

### Kurzfassung

Die vorliegende Publikation beschreibt die Entwicklung, Simulation, Herstellung und erster Test eines neuartigen nachgiebigen Mechanismus zur stabilen und reproduzierbaren Heranführung trockener EEG-Elektroden an die Kopfhaut. Durch die vom Mechanismus ausgeführte schraubenförmige Bewegung soll dabei die Kopf-Haarschicht geeignet durchdrungen und ein direkter Kontakt zwischen Elektrode und Haut sichergestellt werden. Für den fluidmechanisch betriebenen Mechanismus wurde ein Modell entwickelt und parametrisiert. Aufgrund von Simulationen und festgelegten Randbedingungen wurden geeignete Parameter ausgewählt, um die angestrebte Funktionalität zu gewährleisten. Mit einem Spritzgießverfahren wurden, unter Nutzung biokompatiblen Silikons, sechs erste Funktionsdemonstratoren hergestellt und bezüglich ihrer Funktion mit den Simulationsergebnissen verglichen. Bei 650 mbar appliziertem Druck konnten, mit Abweichungen von +17% für die Höhenänderung und +6% für den Drehwinkel, zwischen Simulation und Funktionsdemonstrator, die gesetzten Zielparame-ter des Aktuators von min. 3mm Höhenzunahme und min. 45° Drehwinkel vollständig erreicht werden.

### Abstract

In the present study development, simulation, manufacturing, and first test of a novel compliant mechanism, for stable and reproducible adduction of dry EEG electrodes to the scalp, is described. The mechanism is performing a screw-like motion, enabling a sufficient interfusion of the hair layer and ensuring a direct contact between electrode and scalp. A model of the fluid-mechanically propelled mechanism was developed and parameterized. Based on simulations and additional constraints, appropriate parameters were selected in order to allow for the desired motion. Six first demonstrators were produced using biocompatible silicone and a injection molding technique. These demonstrators were then compared to the simulations with respect to their functionality. At 650 mbar applied pressure deviations of +17% for the displacement and +6% for the rotation angle between simulation and demonstrators were determined. The intended minimum displacement of 3mm and minimum rotation angle of 45° were achieved completely.

## 1 Einführung

In der klinischen Routine sowie in der medizinischen Forschung ist die Elektroenzephalographie (EEG) eine etablierte Methode zur Untersuchung des zentralen Nervensystems. Potentialveränderungen auf der Kopfoberfläche werden über medizinische Elektroden erfasst [1] und erlauben Rückschlüsse auf die Aktivität des Gehirns. Entsprechend der notwendigen örtlichen Auflösung erfolgen die Messungen im Regelfall mit 2 bis 256 Silber/Silberchlorid Elektroden (Ag/AgCl). Dieser Elektroden-Typ kann im Bereich bioelektrischer Ableitungen als Gold-Standard bezeichnet werden, da es sich um langlebige, zuverlässige und nicht-polarisierbare Elektroden handelt, deren Übergangswiderstand nahezu unabhängig von erfassten Signalfrequenzen ist.

Ag/AgCl-Elektroden müssen zusammen mit Elektrolytgele-ten verwendet werden. Des Weiteren sind Vorbereitungen notwendig, um die Übergangsimpedanzen zu senken und eine korrekte Funktion der Elektrode zu ermöglichen.

Im Bereich der Multikanal-EEG-Ableitungen ist diese Vorbereitung äußerst zeit- und arbeitsaufwändig und erhöht neben Untersuchungszeit und –kosten auch die Belastung des Probanden. Weiterhin existieren spezifische Probleme in Bezug auf die Elektrolyt-Gele, da diese eine eingeschränkte Haltbarkeit besitzen und zu Hautirritationen führen können.

Aus diesen Gründen wird an der Entwicklung trockener Elektroden gearbeitet, die ohne den Einsatz von Gelen und Pasten angewendet werden können [1]-[3]. Prinzip bedingt ist dabei ein direkter und stabiler Kontakt zwischen Hautoberfläche und Elektrode von besonderer Bedeutung, um niedrige Übergangsimpedanzen und die notwendige Signalqualität sicherzustellen.

Um trockene Elektroden stabil und reproduzierbar durch die Haarschicht des Kopfes auf der Kopfhaut zu platzieren und unter konstantem Anpressdruck zu halten eignen sich fluidmechanisch betriebene, nachgiebige Mechanismen [4].

Ziel der vorliegenden Publikation sind die Beschreibung von Entwicklung und Funktionsweise eines neuartigen nachgiebigen Mechanismus sowie der Nachweis der Übereinstimmung von Simulationsergebnis und realer Bewegung von Funktionsdemonstratoren.

## 2 Material und Methoden

### 2.1 Design der nachgiebigen Struktur

Entsprechend der beschriebenen Zielanwendung wurde eine neuartige, nachgiebige Struktur mit fluidmechanischem Antrieb aus biokompatiblen Silikon entwickelt. Die Struktur sollte einen Durchmesser kleiner als eine 1 Cent Münze besitzen ( $<16$  mm), einen Hub von mindestens 3 mm aufweisen und ein Drehung der Deckfläche von mindestens  $45^\circ$  gewährleisten.

Die zu entwickelnde Struktur sollte kohärent (einteilig) sein und durch ihre spezifische geometrische Formgebung das Bewegungsverhalten maßgeblich bestimmen, so dass hierdurch eine schraubenförmige Bewegung erzeugt werden kann.

### 2.2 Materialparameter

Während Voruntersuchungen für die Materialversuche wurden die Maximaldehnungen der Struktur mit Silikonmaterialparametern aus der Ansys® Datenbank durch eine Simulation abgeschätzt und betrug ca. 50%.

Die Ergebnisse wurden bei den nachfolgenden Materialversuchen (uniaxialer Zugversuch und planar shear Versuch) durch eine aufgebrachte Maximaldehnung von ca. 50% für das verwendete Silikonmaterial der Shore Härte 40 (Elastosil® M 4644) berücksichtigt. Die Versuchsdaten wurden mit einer Materialprüfmaschine (Zwick Roell Typ ProLine Z005) und einem 1kN Kraftaufnehmer erhoben.

Mit diesen Versuchsdaten konnte anhand eines Vergleichs des Residuals verschiedener nichtlinearer Materialgesetze nach der Fit Routine das Materialgesetz Ogden 2. Ordnung ausgewählt werden, deren Materialkonstanten in Tabelle 1 aufgelistet sind.

**Tabelle 1** Ermittelte Materialkonstanten für Ogden 2. Ordnung

Materialkonstante	Wert
$\mu_1$	0.00176 MPa
$a_1$	11.915
$\mu_2$	0.8285 MPa
$a_2$	0.9777

### 2.3 Simulation der nachgiebigen Struktur

Für die Finite Elemente Simulationen (FE-Simulationen) wurde ein parametrisiertes Modell entworfen, dass mit Ansys® 12.1 quasistatisch untersucht wurde. Das 3D Modell wurde mit ca. 70000 Solid 187 Tetraeder-Elementen vernetzt und mit den beschriebenen Materialparametern versehen. Als Randbedingung wurde eine feste Einspannung an der Unterseite angebracht und alle innenliegenden Flä-

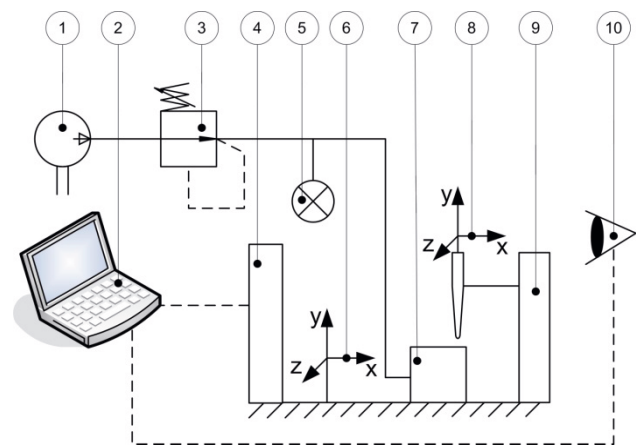
chen wurden mit einem Innendruck  $p$  von 650 mbar beaufschlagt.

### 2.4 Herstellung der Demonstratoren

Zur Herstellung von Funktionsmustern der Struktur wurde ein Formwerkzeug aus Aluminium entworfen. Die filigranen Einsätze wurden mittels Rapid Prototyping (verwendete Maschine: Dimension Elite) hergestellt. Das durch Unterdruck entlüftete 2-Komponenten-Silikon wurde über ein Reservoir durch einen Kolben in das geschlossenen Formwerkzeug eingespritzt. Die Entformung erfolgte nach 24 Stunden.

### 2.5 Messungen an den Demonstratoren

Zur Vermessung der Demonstratoren wurden drei Punkte auf der Deckfläche definiert: der Flächenschwerpunkt,  $C_P$ , sowie die Kreismittelpunkte zweier Wölbungen,  $P_1$  und  $P_2$  (vgl. Bild 2). Der gesamte Messaufbau ist in Bild 1 dargestellt. Ziel der Vermessung ist die Ermittlung der relativen Höhenänderung der definierten Punkte sowie des Drehwinkels  $\theta$  der Deckelfläche unter steigendem Innendruck  $p$ .



**Bild 1** Messanordnung: 1 Luftkompressor; 2 PC; 3 manueller Druckminderer; 4 NDI Polaris Vicra; 5 Drucksensor; 6 globales Koordinatensystem; 7 nachgiebige Struktur; 8 lokales Koordinatensystem; 9 xyz Tisch, 10 Beobachter

Mit Hilfe des optischen Messsystems (NDI Polaris Vicra, USA) wurden die Raumkoordinaten der drei Punkte aufgenommen. Die Strukturen wurden durch Betätigung des Druckminderers in 50 mbar Schritten von 0 mbar bis maximal 650 mbar belastet und der jeweils eingestellte Innendruck mit dem Drucksensor (Firma ATP Typ HMG6) überprüft.

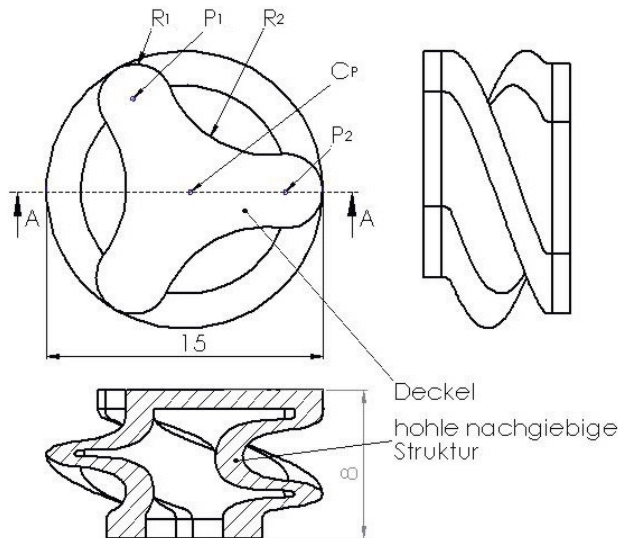
## 3 Ergebnisse

### 3.1 Design des Aktuators

Die Struktur ist innen hohl und besteht aus einer spiralförmig gewundenen Mantelstruktur, die auf einer Seite mit einer durchgängigen Deckfläche verschlossen ist. Auf dieser Fläche können EEG-Elektroden befestigt werden.

Die Basis des Aktuators ist an einer festen Einspannung luftdicht befestigt, über welche die Struktur mit Luftdruck versorgt wird.

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.



**Bild 2** Drauf-, Seiten- sowie Schnittansicht der entwickelten nachgiebigen Struktur

Der Querschnitt besteht aus mehreren halbkreisförmigen Wölbungen mit gleichem Radius  $R_1$ , die gleichmäßig über den Umfang verteilt sind. Die Wölbungen sind durch tangential anschließende Einbuchtungen mit dem Radius  $R_2$  verbunden. Die Anzahl der Wölbungen bzw. Einbuchtungen ist frei wählbar, jedoch für einen festen Stand der Elektroden auf der Deckfläche auf drei festgelegt. Das Bild 2 zeigt die Struktur in drei Ansichten mit seinen Grundabmessungen.

Das parametrisierte geometrische Modell der Struktur erlaubt es, über 9 Eingangsparameter, die Gestalt der Struktur zu definieren. Hierbei handelt es sich um die Anzahl der umlaufenden Wölbungen  $n$ , den Außenradius der Struktur  $R_a$ , den Radius der Wölbung  $R_1$ , die Wanddicke der Wölbung  $d_w$ , die Wanddicke der Einbuchtung  $d_e$ , den Steigungswinkel der Spirale  $\alpha$ , die Höhe der Gesamtstruktur, die Dicke des Deckels  $d_d$  und den Radius der Abrundung der Spirale am Anfang sowie Ende  $R_{sp}$  (vgl. Bild 2).

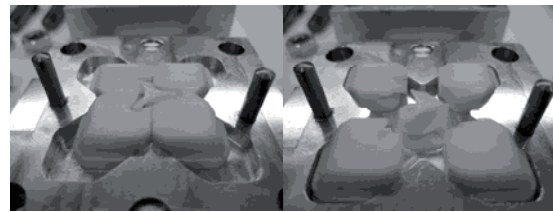
### 3.2 Validierung der Materialparameter

Zur Validierung des entsprechen 2.2 ausgewählten Materialgesetzes wurden beide Materialversuche mit dem gewählten Materialgesetz per Simulation nachgestellt. Der Vergleich zwischen Simulation und Versuch ergab eine maximale Spannungsdifferenz von unter 2%, weshalb auf die korrekte Anwendung des gewählten Materialgesetzes geschlossen werden kann.

### 3.3 Herstellungsverfahren

Als Herstellungsverfahren erwies sich das Spritzgießen, mit einem speziell entworfen Formwerkzeug (vgl. Bild 3),

als geeignet. Es wurden für die Vermessung insgesamt 6 nachgiebige Strukturen hergestellt, seriell angeordnet und über Silikonschläuche miteinander verbunden.

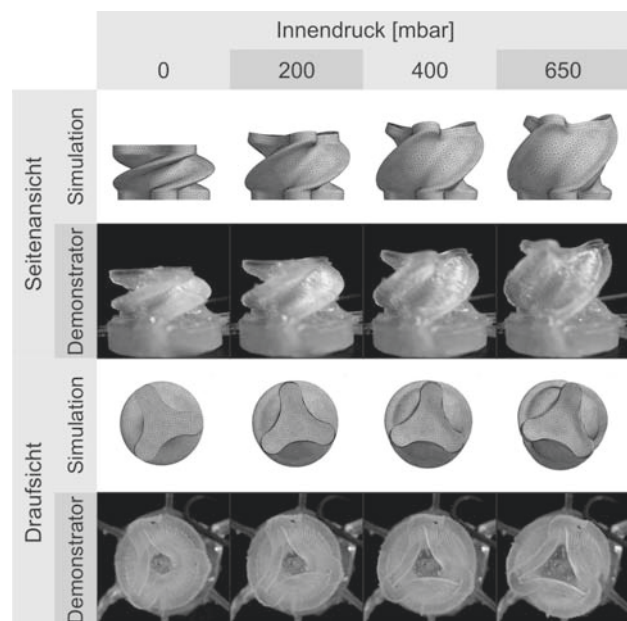


**Bild 3** Unterseite des Formwerkzeuges mit Einsätzen; links: Rapid Prototyping Einsätze in Endposition; rechts: Rapid Prototyping Einsätze in Position zur Entformung

Die Strukturen wurden manuell auf eine 3 mm dicke Silikonplatte geklebt, über deren Rückseite die Luftversorgung sichergestellt wurde. Unter Belastung erwies sich diese Versuchsanordnung als luftdicht.

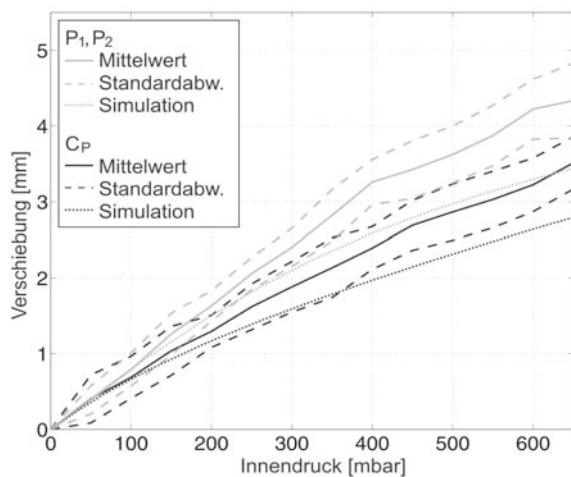
### 3.4 Vergleich Simulation vs. Demonstrator

Der in Bild 4 gezeigte qualitative Vergleich des Verformungsverhaltens der simulierten Struktur mit der des Demonstrators zeigt eine sehr gute Übereinstimmung.



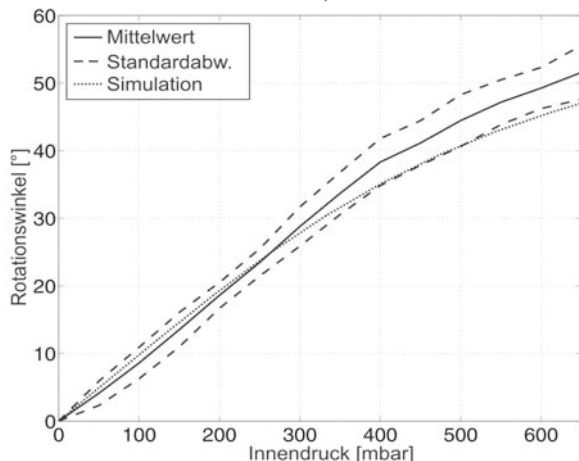
**Bild 4** Gegenüberstellung der druckabhängigen Bewegung der simulierten Struktur und eines Demonstrators in der Seitenansicht und der Draufsicht.

Das Bild 5 zeigt den Mittelwert sowie das Intervall der Standardabweichung der relativen Höhenveränderung der Punkte  $P_1$  und  $P_2$  sowie des Punktes  $C_P$  unter steigendem Innendruck im Vergleich zu den simulierten Punkten. Die simulierten Höhenveränderungen liegen unterhalb des Mittelwertes der Demonstratoren. Die simulierten relativen Höhenveränderungen 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. Das Bild 6 zeigt den Drehwinkel der Deckfläche in Abhängigkeit des Innen-



**Bild 5** Vergleich der relativen Höhenänderung der Punkte  $P_1$ ,  $P_2$  und des Punktes  $C_P$  in Abhängigkeit des Innendruckes bei Simulation und Demonstratoren

drucks. Die simulierten Drehwinkel liegen unterhalb derer des Mittelwertes der Demonstratoren. Beim Maximalwert des Innendruckes von 650 mbar ist der Drehwinkel der simulierten Struktur  $48,6^\circ$ . Im Versuch wird im Mittel ein maximaler Drehwinkel von  $51,6^\circ$  erreicht.



**Bild 6** Vergleich des Drehwinkels in Abhängigkeit des Innendruckes bei Simulation und Demonstratoren

## 4 Diskussion

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 Drehwinkel der Struktur ist ca. 6% kleiner als der Mittelwert der gemessenen Werte.

Diese Abweichungen können in mehreren Ursachen begründet liegen. 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. Durch eine Herstellung der Negativ-Einsätze mit einem alternativen Verfahren ist eine Verbesserung der Genauigkeit zu erwarten.

Um über die Materialparameter eine höhere Genauigkeit zu erreichen, sollte die Materialversuche um einen biaxia-

len Zugversuch erweitert werden. Somit wäre das resultierende Materialmodell mit drei Materialversuchen belegt. Die Genauigkeit des optischen Messsystems liegt innerhalb des Messvolumens bei ca. 0,25-0,5 mm. Hier könnte eine Verbesserung erreicht werden, indem die Messpunkte mit zwei senkrecht zueinander angeordneten Kameras aufgenommen und anschließend ausgewertet werden. Die größte Fehlerquelle ist in dem nichtlinearen Materialverhalten von Silikon begründet. Hier hat die Spannungserweichung (Mullins-Effekt) den größten Einfluss. Der Mullins-Effekt beschreibt die Änderung des Spannungs-Dehnungs-Verhältnisses bei sich wiederholenden, quasi-statischen Belastungen. Eine mögliche Verringerung des Einflusses könnte über ein einmaliges Beaufschlagen mit einem Innendruck, viel größer als der Betriebsdruck der Struktur, 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, nachgiebiger Mechanismus aus biokompatiblen Silikon entwickelt werden. Die Struktur erfüllte die gestellten Anforderungen. Sie hat einen Gesamtdurchmesser von 15 mm und erreicht einen steuerbaren Hub von 4,3 mm bei einer gekoppelten Drehung der Deckfläche von  $51,6^\circ$  bei 650 mbar Innendruck. Mit dem Mechanismus können trockene EEG-Elektroden platziert werden bei gleichzeitig hohem Potenzial der Durchdringung der Kopf-Haarschicht durch die erzeugte Schraubenbewegung. Nächstes Ziel ist der Aufbau einer kompletten Multikanal-EEG-Haube auf Basis der entwickelten Mechanismen, mit der die Anwendbarkeit sowie die Abhängigkeit der Elektrodenübergangsimpedanz vom Anpressdruck untersucht werden kann [3].

## 6 Danksagung

Die vorliegende Arbeit entstand mit finanzieller Unterstützung der LEG Thüringen mbH und der Europäischen Fonds für regionale Entwicklung (TNA XII-1/2009) sowie des DAAD (D/07/13619) und des BMBF (03IP605).

## 7 Literatur

- [1] Taheri, B. A.; Knight, R. T.; Smith, R. L.: A dry electrode for EEG recording. *Electroen Clin Neuro.* Vol. 90, 1994, S. 376-383
- [2] Searle, A.; Kirkup, L.: A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording electrodes. *Physiol. Meas.* Vol. 21, 2000, S. 271-283
- [3] Fiedler, P.; Brodkorb, S.; Fonseca C., Vaz, F.; Zanow, F.; Haueisen, J.: Novel dry EEG electrodes: Influence of electrode shape and number on contact impedance and signal quality. 12th MEDICON, 2010, in press
- [4] Griebel, S.; Zentner, L.; Böhm, V.; Haueisen, J.: Sensor placement with a telescoping compliant mechanism. *IFMBE Proceedings of the 4th ECIFMBE*, 23.-27. November 2008, Antwerp, Belgium; Vol. 22; ISSN 1680-0737; ISBN 978-3-540-89207-6