

Kinematik und Arbeitsraum eines Polymer-Schlauchaktors mit sechs Freiheitsgraden für flexible Endoskope

J.-H. Borchard¹, S. Tauscher¹, F. Wehrheim², T. Ortmaier¹

¹ Leibniz Universität Hannover, Institut für Mechatronische Systeme,
Appelstraße 11a, 30167 Hannover, Germany;

² Richard Wolf GmbH, Pforzheimer Straße 32, 75438 Knittlingen, Germany

Kontakt: Jan-Hinnerk.Borchard@imes.uni-hannover.de

Abstract:

Um den Bedienkomfort flexibler Endoskope bei komplexen medizinischen Eingriffen zu erhöhen und neue Anwendungsgebiete zu erschließen soll die Beweglichkeit des distalen Endes gesteigert werden. Der vorgestellte Polymer-Schlauchaktor stellt hierzu sechs Freiheitsgrade zur Verfügung und lässt sich bauraumoptimiert in die Endoskopwand integrieren. Ziel des Beitrags ist eine Arbeitsraumanalyse des Schlauchaktors und ein qualitativer Vergleich mit der distalen Abwinklung verbreiteter Endoskope mit zwei Freiheitsgraden. Grundlage für die Arbeitsraumanalyse ist ein geometrisches Modell des Schlauchaktors, anhand dessen die direkte und die inverse Kinematik berechnet werden. Die Ergebnisse zeigen eine signifikante Aufweitung des Arbeitsraumes im Vergleich zu dem klassischen Endoskop, sowie die Möglichkeit Objekte aus verschiedenen Richtungen zu betrachten. Unter Annahme der Realisierbarkeit gleicher Biege- radien ist der Elastomer-Schlauchaktor aus kinematischer Sicht klassischen Systemen überlegen.

Schlüsselworte: Endoskopie, Polymeraktor, Kinematik, Arbeitsraumanalyse

1. Problem

1.1. Stand der Technik der medizinischen Endoskopie

Als Endoskopie werden Maßnahmen bezeichnet, die Spiegelung von Körperöffnungen oder -aushöhlungen mit Hilfe optischer Instrumente ermöglichen. Aus technologischer Sicht werden Endoskope nach flexiblem und starrem Endoskopschaft unterschieden [1]. Da der vorliegende Beitrag eine Arbeitsraumanalyse eines flexiblen Endoskopschafts mit der Anwendung des Konzeptes für eine Polymer-Aktorstruktur zum Ziel hat, wird im Folgenden der Stand der Technik für flexible medizinische Endoskope aufgeführt.

Ein flexibles Endoskop gehört heutzutage zum klinischen Standard. Die verbreitete klassische Ausführung beinhaltet eine Steuereinheit (sog. Griffstück) am proximalen, dem Bediener zugewandten, Ende. An diesem sind beispielsweise Bedienknöpfe zur Aktivierung von Spül-, Insufflations- oder Saugereinheit sowie ein (doppeltes) Drehrad mit Feststellmechanismen angebracht. Letzteres wird für die Steuerung des beweglichen, distalen (dem Patienten zugewandten) Endes verwendet. Die Kraftübertragung ist dabei mittels Bowdenzügen realisiert. Darüber hinaus sind bei Videoskopen mit integriertem Bildsensor Anschlüsse für den Kameracontroller zur Darstellung des Videobildes sowie weitere Anschlüsse für die Versorgung mit Licht, Spülflüssigkeit und Insufflationsgas vorgesehen. Am Griffstück beginnt der flexible, passiv verformbare Endoskopschaft. In diesem sind sämtliche Versorgungs- und Datenleitungen sowie die Bowdenzüge und entsprechende Arbeitskanäle für die Einführung weiterer Instrumente untergebracht. Die Leitungen werden bis an das distale Ende geführt, das neben einer Kinematik zur Abwinklung einen miniaturisierten Kamerachip enthält, mit dem hochauflösende Bilder aufgenommen werden können.

1.2. Anforderungen neuer Operationsmethoden an die Endoskopie

In verschiedenen Gebieten der medizinischen Endoskopie wie z.B. in der Urologie, Gynäkologie oder Gastroenterologie werden zunehmend auch therapeutische Maßnahmen mit endoskopischen Instrumenten durchgeführt. Verbreitete klassische Endoskope verfügen hierbei über ein manuell in ein oder zwei Ebenen abwinkelbares distales Ende. Diese Systeme stellen schon bei verhältnismäßig einfachen Eingriffen hohe Anforderungen an das räumliche Vorstellungs-

vermögen und die Konzentrationsfähigkeit des Endoskopikers und erfordern ein zeitintensives Training für eine sichere und zügige Operation.

Die in diesem Beitrag vorgestellte distale Abwinklung mit Polymeraktoren besitzt sechs Freiheitsgrade und hat zum Ziel den Bedienkomfort zu erhöhen, neue Anwendungsgebiete erschließen, die Dauer des Eingriffs zu verkürzen sowie die Sicherheit steigern. Hierzu sind eine intuitive Bedienbarkeit und ein ausreichend großer Arbeitsraum des kinematischen Systems erforderlich. Letzterer wird im vorliegenden Beitrag anhand von Arbeitsraum- und Blickrichtungsanalysen beschrieben und bewertet.

2. Methoden

2.1. Aktorprinzip

Für die distale Abwinklung werden die in Bild 2. (a) dargestellten Polymeraktoren verwendet. Diese sind grundsätzlich als elektrischer Kondensator mit dem Elektrodenabstand y_0 zu verstehen. Durch Anlegen einer elektrischen Spannung wird eine mechanische Spannung T (Maxwellspannung) zwischen den beiden Elektroden bewirkt. Diese führt zur Verdrängung des elastischen Dielektrikums und zu einer relativen Verkürzung

$$S = \frac{\Delta y}{y_0} \quad (2.1)$$

des Aktors mit der Ursprungslänge y_0 und der Verkürzung Δy [2]. Im Gegensatz zu den in [3] und [4] beschriebenen dielektrischen Elastomeraktoren werden hier starre Elektroden verwendet. Wie in [2] gezeigt wird, ergibt sich daraus ein verändertes Verdrängungsverhalten des dielektrischen Elastomers bei Aktivierung des Aktors. Dies hat Auswirkungen auf die Gesamtsteifigkeit des Aktors.

In der Anwendung als endoskopische Abwinklung sollen die Einzelaktoren zu einer Schlauchstruktur angeordnet werden. Eine ringförmige starre Referenzelektrode mit dem mittleren Durchmesser d stabilisiert die Schlauchform und trägt über ihren Umfang t_{\max} unabhängig bewegliche Steuerelektroden in äquidistantem Abstand. Damit ergibt sich der Teilungswinkel

$$\beta = \frac{2\pi}{t_{\max}} \quad (2.2)$$

zwischen zwei Steuerelektroden bzw. Einzelaktoren. Ein Aktorsegmentring n der Länge l_n besteht aus mehreren axialen Abfolgen der in Bild 2. (b) skizzierten Stapel aus Steuerelektroden (SE), Dielektrikum (DE), Referenzelektrode (RE) und zweitem Dielektrikum (DE). Eine axiale Anordnung von Einzelaktoren innerhalb eines Aktorsegmentrings wird gemeinsam angesteuert und im Folgenden als Aktorfeld bezeichnet [5]. Die in Bild 2. (c) dargestellte Abwinklung ϕ in Richtung θ (Rotation um die Schaftlängsachse) wird erreicht, wenn der Aktorsegmentring in dieser Richtung eine relative axiale Verkürzung S_{amp} erfährt und in der entgegengesetzten Richtung unverkürzt bleibt. Die Verkürzung S_{amp} lässt sich unter der Annahme ideal steifer Referenzelektrodenringe und einer bogenförmigen Abwinklung des Aktorsegments geometrisch zu

$$S_{\text{amp}} = \frac{\phi d}{l_n} \quad (2.3)$$

berechnen. Für ein Aktorfeld t ergibt sich damit eine relative Verkürzung von

$$S_t = \frac{S_{\text{amp}}}{2} (1 + \cos(\beta(t-1) - \theta)). \quad (2.4)$$

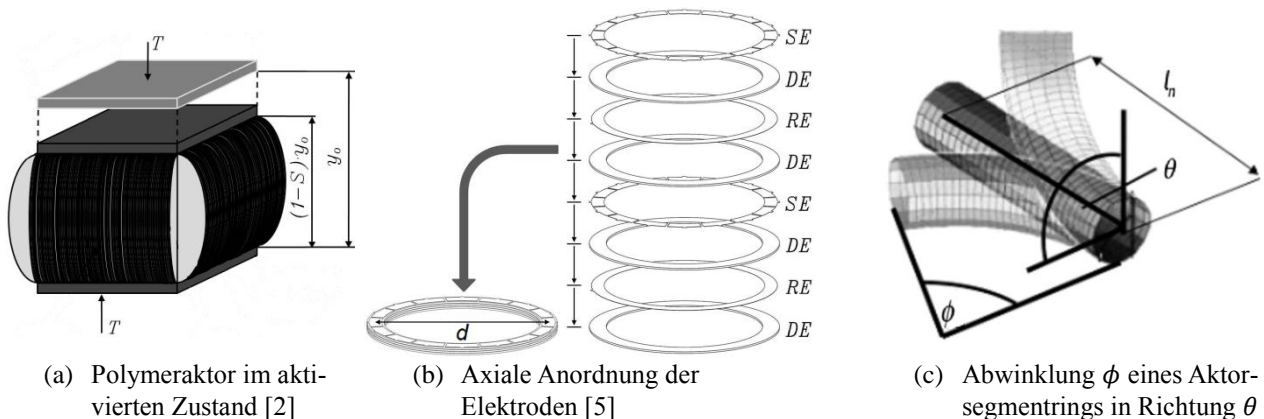


Bild 2.1: Verwendetes Aktorprinzip und Nomenklatur

Die Werte der für die weitere Berechnung wichtigsten Parameter des Schlauchaktors sind in Tabelle 2.1 angegeben.

Parameter	Wert	Beschreibung
l_n	32,4 mm	Länge eines unverkürzten Aktorsegmentrings (vergleiche Bild 2.1 (c))
l_{ges}	97,2 mm	Länge des unverkürzten aktuierten Endoskopendes mit drei Aktorsegmentringen
d	4 mm	Durchmesser des Schlauchaktors
$\phi_{max,n}$	92,54°	Maximal mögliche Abwinklung eines Aktorsegmentrings
ϕ_{max}	277,62°	Maximal mögliche Abwinklung des aktuierten Endoskopendes mit drei Aktorsegmentringen
r_{min}	16,06 mm	Minimal möglicher Biegeradius des aktuierten Endoskopendes
h_0	0,1 mm	Wandstärke des Schlauchaktors
γ_0	0,035 mm	Elektrodenabstand des Einzelaktors im unverkürzten Zustand
t_{max}	76	Anzahl der einzeln ansteuerbaren Aktorfelder in Umfangsrichtung des Schlauchaktors

Tabelle 2.1: Geometrische Daten des simulierten Schlauchaktors

2.2. Direkte Kinematik

Mittels der direkten Kinematik wird im Allgemeinen die Position und Orientierung \mathbf{x}_E einer Endeffektorplattform (hier das jeweilig distale Ende des betrachteten Systems) in Abhängigkeit der angetriebenen Gelenkvariablen \mathbf{q}_a bezogen auf die Basis eines Manipulators berechnet. Da es sich bei dem betrachteten Mechanismus um eine serielle Verknüpfung von Aktorsegmentringen handelt, wird zunächst die Position und Orientierung des körperfesten Endeffektorkoordinatensystems $(KS)_{E,n}$ des n -ten Aktorsegmentrings (vgl. Bild 2.1) relativ zum körperfesten Endeffektorkoordinatensystem $(KS)_{E,n-1}$ des vorherigen Aktorsegmentrings berechnet. Mit der homogenen Transformationsmatrix

$${}^{E,n-1}\mathbf{T}_{E,\theta,n-1}(\theta_n) = \begin{pmatrix} \cos \theta_n & 0 & \sin \theta_n & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin \theta_n & 0 & \cos \theta_n & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.5)$$

wird dazu zunächst die vorgegebene Richtung θ_n der Abwinklung berücksichtigt. Mit dieser erfolgt die virtuelle Rotation des Koordinatensystems $(KS)_{E,\theta,n-1}$ um die y -Achse des körperfesten Koordinatensystems $(KS)_{E,n-1}$. Aus der vorgegebenen Abwinklung ϕ_n wird mittels der homogenen Transformationsmatrix

$${}^{E,\theta,n-1}\mathbf{T}_{E,\theta,n}(\phi_n) = \begin{pmatrix} \cos \phi_n & -\sin \phi_n & 0 & (\cos \phi_n - 1) \left(\frac{l_n}{\phi_n} - \frac{d}{2} \right) \\ \sin \phi_n & \cos \phi_n & 0 & \sin \phi_n \left(\frac{l_n}{\phi_n} - \frac{d}{2} \right) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.6)$$

die Position und Orientierung des Koordinatensystems $(KS)_{E,\theta,n}$ bezüglich des Koordinatensystems $(KS)_{E,\theta,n-1}$ bestimmt. Mit der homogenen Transformationsmatrix

$${}^{E,\theta,n}\mathbf{T}_{E,n}(\theta_n) = {}^{E,n-1}\mathbf{T}_{E,\theta,n-1}(-\theta_n) \quad (2.7)$$

wird die virtuelle Rotation rückgängig gemacht und es ergibt sich das körperfeste Endeffektorkoordinatensystem $(KS)_{E,n}$. Um einen Schlauchaktor mit sechs aktiven Freiheitsgraden zu erhalten, sind drei Aktorsegmente mit je zwei Freiheitsgraden erforderlich. Die Gesamttransformationsmatrix für die distale Abwinklung ergibt sich somit zu

$${}^0\mathbf{T}_{E,3}(\mathbf{q}_a) = \prod_{n=1}^3 {}^{E,n-1}\mathbf{T}_{E,\theta,n-1}(\theta_n) {}^{E,\theta,n-1}\mathbf{T}_{E,\theta,n}(\phi_n) {}^{E,\theta,n}\mathbf{T}_{E,n}(\theta_n) \quad (2.8)$$

mit den Gelenkvariablen $\mathbf{q}_a = (\theta_1, \phi_1, \theta_2, \phi_2, \theta_3, \phi_3)^T$. Die Basis $(KS)_0 = (KS)_{E,0}$ der endoskopischen Abwinklung wird für die folgenden Untersuchungen als gegeben und ortsfest betrachtet. Die Position des distalen Endes der endoskopischen Abwinklung

$$\mathbf{x}_E = (x_E, y_E, z_E, \alpha_E, \beta_E, \gamma_E)^T = \mathbf{f}({}^0\mathbf{T}_{E,3}(\mathbf{q}_a)) \quad (2.9)$$

kann bei seriellen Kinematiken, wie beispielsweise in [6] beschrieben, aus der Transformationsmatrix ${}^0\mathbf{T}_{E,3}(\mathbf{q}_a)$ ermittelt werden, wobei eine geeignete Orientierungsdarstellung zu wählen ist.

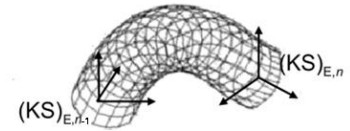


Bild 2.1: Koordinatensysteme eines Aktorsegmentrings

2.3. Inverse Kinematik

Die inverse Kinematik $\mathbf{g}(\mathbf{x}_E)$ beschreibt die Berechnung der Gelenkvariablen \mathbf{q}_a in Abhängigkeit der Endeffektorkoordinaten \mathbf{x}_E . Da eine analytische Form des nichtlinearen Gleichungssystems

$$\mathbf{q}_a = \mathbf{g}(\mathbf{x}_E) \quad (2.10)$$

für serielle Kinematiken nur in Sonderfällen existiert, wird aus (2.9) ein Least-Squares Optimierungsproblem

$$\mathbf{q}_a^* = \arg \min_{\mathbf{q}_a} \|\mathbf{x}_E - \mathbf{f}({}^0\mathbf{T}_{E,3}(\mathbf{q}_a))\|_2 \quad (2.11)$$

mit der Ungleichsnebenbedingung für die maximale Abwinklung

$$0 \leq \phi_n \leq \phi_{\max,n}; n \in \{1, 2, 3\} \quad (2.12)$$

definiert und anschließend iterativ numerisch gelöst. Die maximal mögliche Abwinklung eines Aktorsegments $\phi_{\max,n}$ ist dabei durch das Aktorprinzip gegeben. Falls mindestens eine Lösung des inversen kinematischen Problems existiert, hängt es vor allem von den gegebenen Startwerten $\mathbf{q}_{a,0}$ ab, ob und in wie vielen Iterationsschritten der verwendete trust-region-reflective Algorithmus [7] die gesuchte Lösung findet. Über die Gleichungen (2.3) und (2.4) kann die erforderliche Aktorverkürzung $S_{t,n}$ ermittelt werden.

Mittels der direkten und der inversen Kinematik lassen sich die im folgenden Kapitel beschriebenen Arbeitsraumanalysen durchführen.

3. Ergebnisse

3.1. Arbeitsraumanalyse

Als Arbeitsraum wird der Wertebereich der möglichen Endeffektorpositionen und Orientierungen \mathbf{x}_E bezeichnet. Er ist durch die Geometrie und den gegebenen Wertebereich der Gelenkvariablen \mathbf{q}_a des Endoskops gegeben. Letzterer wird für die Analyse des Arbeitsraumes zu

$$\theta_n = j_n \left(\frac{2\pi}{10} \right) \quad (3.1)$$

und

$$\phi_n = j_n \left(\frac{\phi_{\max,n}}{9} \right) \quad (3.2)$$

mit $j_n \in \{0, \dots, 9\}$, $n \in \{1, 2, 3\}$ und $\phi_{\max,n} = \phi_{\max}/3$ diskretisiert. Anschließend wird die direkte Kinematik mit allen 10^6 möglichen Kombinationen der Gelenkvariablen berechnet. In Bild 3.1 (a) sind diejenigen der auf diese Weise berechneten Endeffektorpositionen dargestellt, welche in der x - y -Ebene der Basis $(KS)_0$ liegen. Aufgrund der Rotationssymmetrie bezüglich der y -Achse ist die Darstellung repräsentativ für den gesamten Arbeitsraum. Zur qualitativen Bewertung sind in Bild 3.1 (b) diskrete Werte aus dem Arbeitsraum eines Vergleichsendoskops dargestellt. Dieses besitzt dieselbe maximale Abwinklung ϕ_{\max} und Länge wie der vorgestellte Schlauchaktor. Daraus ergibt sich der gleiche Biegeradius. Es verfügt jedoch insgesamt nur über zwei distale Freiheitsgrade, wie in der klassischen Endoskopie üblich.

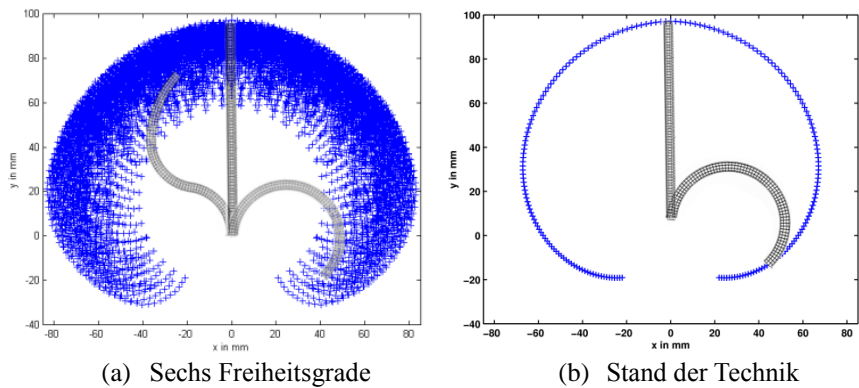
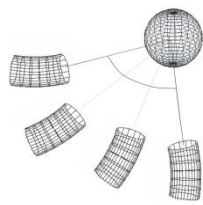


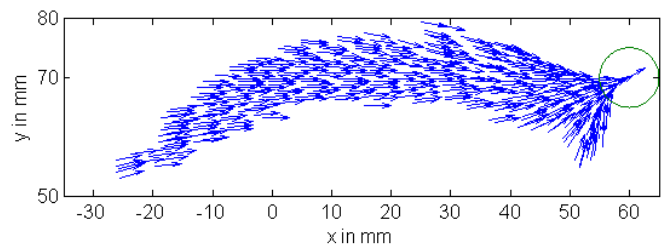
Bild 3.1: Distale Endoskopabwinklungen und erreichbare Punkte im Arbeitsraum

3.2. Blickrichtungsanalyse

Bei der Blickrichtungsanalyse wird unter Verwendung der inversen Kinematik untersucht an welchen Positionen des distalen Endoskopendes eine Orientierung des Endoskops derart möglich ist, dass ein vorgegebenes Objekt (hier Kugel) zentrumsnah im Blickfeld liegt (vgl. Bild 3.2. (a)).



(a) Skizze



(b) Vektorfeld

Bild 3.2: Blickrichtungsanalyse

In Bild 3.2. (b) ist das Ergebnis für Endeffektorpositionen in der

x - y -Ebene der Basis $(KS)_0$ der distalen Abwinklung als Vektorfeld dargestellt. Der Ursprung der Vektoren gibt dabei die Endeffektorposition und der Pfeil die Blickrichtung des Endoskops an. Das zu betrachtende Objekt liegt an der Position $(60 \text{ mm}, 70 \text{ mm}, 0)$ ausgehend von der Basis des Schlauchaktors. Klassische Abwinklungen mit zwei Freiheitsgraden besitzen bei ortsfester Basis im Gegensatz zu dem vorgestellten Schlauchaktor im Allgemeinen nur eine einzige Position bei der ein gegebenes Objekt im Zentrum des Blickfeldes liegt.

4. Diskussion

Die in Abschnitt 3.1 beschriebenen Ergebnisse der Arbeitsraumanalyse zeigen eine Aufweitung des Arbeitsraums der vorgestellten Abwinklung mit Anwendung von Polymeraktoren gegenüber dem Vergleichsendoskop. Die in Bild 3.1 (b) dargestellten Ergebnisse belegen, dass bei einem klassischen Endoskop lediglich Punkte auf einer Hüllfläche erreicht werden können, während das vorgestellte System mit sechs Freiheitsgraden auch Punkte innerhalb und außerhalb dieser Hüllfläche erreicht (siehe Bild 3.1 (a)), ohne dass der passive flexible Endoskopschaft bewegt werden muss. Außerdem zeigen die in Abschnitt 3.2 (b) vorgestellten Resultate der Blickrichtungsanalyse, dass es im Gegensatz zu klassischen Systemen auch bei ortsfester Basis möglich ist ein Objekt aus mehreren Richtungen zu betrachten. Diesem prinzipbedingten Vorteil, verschiedene Orientierungen bei gegebener Endeffektorposition einnehmen zu können, steht die noch offene Frage gegenüber, ob mit dem System Biegeradien möglich sind, die mit klassischen Endoskopen vergleichbar sind, da diese das für die Bewegung der Endoskopspitze erforderliche Volumen maßgeblich bestimmen. Ist dies der Fall, ist die bei komplexen endoskopischen Eingriffen geforderte Flexibilität und Manipulierbarkeit im Vergleich zu klassischen Systemen deutlich erhöht. Noch ausstehend ist eine detailliertere Analyse der Dynamik, sowie der erzeugbaren Manipulationskräfte des Schlauchaktors. Dies soll perspektivisch an einem Demonstrator evaluiert werden.

5. Referenzen

- [1] FEUSSNER, H., A. SCHNEIDER und A. MEINING: *Medizintechnik - Life Science Engineering*, 41, 915 – 955. Springer Verlag, 2008.
- [2] WEHRHEIM, F., J. MEYER und H. F. SCHLAAK: *Dielectric elastomer bending tube actuators with rigid electrode structures. Smart Structures / NDE. Electroactive Polymer Actuators and Devices (EAPAD)*, XII. Proceedings of SPIE, Bd. 7642, 2010.
- [3] SCHLAAK, H. F., M. JUNGSMANN, M. MATYSEK und P. LOTZ: *Novel multilayer electrostatic solid state actuators with elastic dielectric. 5759*, 121–133. SPIE, 2005.
- [4] CARPI, F., D.D. ROSSI, R. KORNBLUH, R. PELRINE und P. SOMMER-LARSEN: *Dielectric elastomers as electro-mechanical transducers: fundamentals, materials, devices, models and applications of an emerging electroactive polymer technology*. Elsevier, 2008.
- [5] WEHRHEIM, F. und H. F. SCHLAAK: *Fabrication technologies for the electrode structure of a dielectric elastomer bending tube actuator. Microtechnologies, Proceedings of SPIE*, 2011.
- [6] CRAIG, J. J.: *Introduction to Robotics: Mechanics and Control (3rd Edition)*. Prentice Hall, 3, 2004.
- [7] NOCEDAL, JORGE und STEPHEN J. WRIGHT: *Numerical optimization*. Springer, 1999.