

Automatische Kalibrierung zur Messung der Ellbogenwinkel bei beliebiger Ausrichtung der Inertialsensoren

Philipp Müller¹, Thomas Schauer¹ und Thomas Seel¹

¹Fachgebiet Regelungssysteme, TU-Berlin, Berlin, Deutschland
Kontakt: mueller@control.tu-berlin.de

Einleitung

Aufgrund ihrer Flexibilität, geringen Kosten und einfachen Handhabung finden Inertiale Messeinheiten (IMU) eine breite Anwendung bei der Erfassung von Gelenkwinkeln. Beispielhafte Einsatzbereiche sind Sportanalyse, Ganganalyse und die Rehabilitation (z.B. Parkinsonpatientenüberwachung oder Beurteilung von Schlaganfallpatienten). In Anwendungen, in denen es wenig Sinn macht, den Probanden zu einem spezialisierten optischen Labor zu transportieren, werden bevorzugt IMU-Systeme eingesetzt, da Exoskelette und Goniometer die Bewegung einschränken können bzw. höhere Kosten verursachen [1, 2].

Aktuell verfügbare Algorithmen zur Gelenkwinkelberechnung aus IMU-Messungen haben einen gemeinsamen Nachteil: Die IMU müssen entweder präzise an den Körpersegmenten angebracht und ausgerichtet werden [3–5] oder vordefinierte Kalibrationsbewegungen müssen akkurat ausgeführt werden [6–9]. Dieser Nachteil kann sich im klinischen, häuslichen und Arbeitsalltag als umständlich, zeitraubend und zusätzlich als Quelle für Messfehler erweisen.

Aus diesem Grund wird hier eine neue Methode zur automatischen Kalibrierung vorgestellt. Ziel der Methode ist, dass die Sensorausrichtung automatisch aus den beliebigen Bewegungen des Probanden heraus erkannt wird. Der Proband soll lediglich zu Beginn eine Pose zum Nullen der Winkel einnehmen. Die korrekten Winkel sollen sofort mit dem Erkennen der Sensorausrichtung messbar sein.

Die vorgestellte Methode nutzt die kinematischen Zwangsbedingungen des (als zweidimensional modellierten) Ellbogengelenks und kann deshalb als Verallgemeinerung der in [10] vorgestellten Methode für das (eindimensional modellierte) Kniegelenk angesehen werden.

Methoden und Materialien

Herleitung des Algorithmus

Für den Algorithmus benötigt werden die aktuellen dreidimensionalen gemessenen Winkelgeschwindigkeiten der beiden IMU als auch deren aktuelle Orientierung in Form von Rotationsmatrizen. Die letzteren ergeben sich durch eine Sensorfusion der Gyroskop-, Accelerometer- und Magnetometerdaten.

Ist IMU1 befestigt am Segment 1 und misst im Koordinatensystem A und IMU2 am Segment 2 und im Koordinatensystem B, dann ergibt sich für die relative Winkelgeschwindigkeit ω_r^A im Koordinatensystem A

$$\omega_r^A = -\omega_{IMU1}^A + \mathbf{R}_A^B \omega_{IMU2}^B,$$

wobei ω_{IMU1}^A und ω_{IMU2}^B die beiden gemessenen Winkelgeschwindigkeiten sind und \mathbf{R}_A^B die relative Orientierung, die sich aus den beiden Rotationsmatrizen ergibt, ist.

Da von einem Gelenk mit zwei Freiheitsgraden ausgegangen wird, muss sich die relative Winkelgeschwindigkeit aus der Linearkombination zweier Winkelgeschwindigkeiten um die entsprechenden Rotationsachsen zusammensetzen. Für den Fall, dass die Rotationsachsen nicht korrekt sind, ergibt sich ein entsprechender Fehlervektor \mathbf{e} . Es gilt also

$$\omega_r^A = \alpha \mathbf{a}^A + \beta \mathbf{R}_A^B \mathbf{b}^B + \mathbf{e},$$

α und β sind Skalare und \mathbf{a}^A und \mathbf{b}^B sind die Rotationsachsen, in ihrem Koordinatensystem jeweils fix.

Wird ein Wert für \mathbf{a}^A und \mathbf{b}^B geschätzt, so kann jeweils ein α und β gewählt werden, welches die Länge des Fehlers \mathbf{e} minimiert. In diesem Fall steht \mathbf{e} senkrecht auf der Ebene die durch \mathbf{a}^A und $\mathbf{R}_A^B \mathbf{b}^B$ aufgespannt wird. Die Länge dieses Fehlers kann mit

$$e = \frac{\omega_r^A \cdot (\mathbf{a}^A \times (\mathbf{R}_A^B \mathbf{b}^B))}{\|\mathbf{a}^A \times (\mathbf{R}_A^B \mathbf{b}^B)\|_2}$$

beschrieben werden. Wenn Messungen von mehreren Zeitpunkten gesammelt werden, kann für N Messungen das Kostenfunktional

$$J(\mathbf{a}^A, \mathbf{b}^B) = \sum_{k=1}^N e_k^2,$$

definiert werden.

Die sechsdimensionale partielle Ableitung $\frac{\partial J}{\partial (\mathbf{a}^A, \mathbf{b}^B)}$ kann durch die vierdimensionale partielle Ableitung $\frac{\partial J}{\partial \phi}$ ersetzt werden. Dies geschieht durch Ausdruck der Einheitsvektoren \mathbf{a}^A und \mathbf{b}^B durch vier sphärische Koordinaten ϕ . Mittels Differentialrechnung kann der analytische Ausdruck dieser partiellen Ableitung berechnet werden.

Durch Anwendung von Optimierungsverfahren wie dem Gradienten-Abstiegs-Verfahren können die echten Achsen geschätzt werden. Um echtzeitfähig bleiben zu können wurde zu jedem Abtast-Zeitschritt ein Fenster der letzten M Messungen gewählt und darauf eine Optimierungsiteration angewandt.

Um aus den geschätzten Achsen die Gelenkwinkel zu berechnen, wurde ein verallgemeinertes Euler-Dekompen-sationsverfahren angewandt [11].

Experimenteller Aufbau

Zur experimentellen Validierung wurde ein mechanischer Aufbau gewählt. Durch diesen Aufbau ist es möglich, die

wahren Gelenkachsen zu kennen und so den Algorithmus zu validieren. Zusätzlich wurden optische Marker am Mechanismus angebracht um einen Vergleich der Gelenkwinkel zu ermöglichen. Zum Einsatz kamen zwei IMU des Typs Xsens MTw (Xsens Technologies B.V., Niederlande) und ein optisches markerbasiertes System (Vicon Motion Systems Ltd. UK). Beide Messsysteme wurden mit einer Frequenz von 100 Hz betrieben.

Während des Experiments wurde der Mechanismus erst mit den Händen für einige Sekunden in einer definierten Nullposition still gehalten, anschließend wurden beide Gelenkachsen ungefähr mit einer Frequenz von 1 Hz angeregt, während der Mechanismus langsam in allen Freiheitsgraden bewegt wurde. Das langsame Bewegen des Mechanismus soll die Unabhängigkeit des Algorithmus zu absoluten Bewegungen unterstreichen.

Ergebnisse

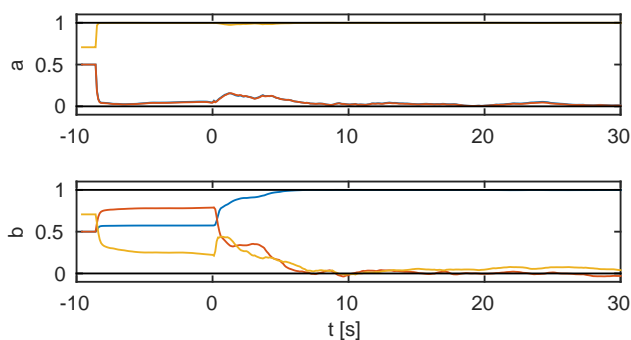


Abb. 1: Die geschätzten Achsen des mechanischen Aufbaus x (—), y (—) und z (—) und die konstanten Werte der physikalischen Achsen (—).

Die in Echtzeit geschätzten Gelenkachsen sind in Abbildung 1 dargestellt, die Zeitachse ist so gewählt, dass die Bewegung des Mechanismus zum Zeitpunkt 0 beginnt, in den vorherigen zehn Sekunden wird der Mechanismus still gehalten.

Im Vergleich mit den optischen Daten konnte der Fehler der beiden Gelenkwinkel bestimmt werden. In die Berechnung einbezogen wurde der Bereich von 10 s bis 30 s, in denen die geschätzten Achsen bereits konvergiert sind. Der RMS Fehler für den Flexions-/Extensionswinkel betrug $3,32^\circ$ und für den Pronation-/Supinationwinkel $4,75^\circ$.

Diskussion

Die Funktion des Algorithmus konnte mit einem ersten Experiment bestätigt werden. Hier zeigte sich, dass der entwickelte Algorithmus in der Lage ist, die richtigen Gelenkachsen innerhalb weniger Sekunden zu finden. Auch die daraus berechneten Flexions-/Extensions- und Pronation-/Supinationwinkel stimmten mit der optischen Referenz überein. Der verbleibende Fehler kann durch eine Kombination aus Fehlern im optischen Messsystem, unpräziser Anbringung der IMUs, Fehler in der Orientierungsschätzung der IMUs und

der eventuell leichten Abweichung der geschätzten Achsen erklärt werden.

Die Evaluierung am Menschlichen Subjekt ist ein wichtiger nächster Schritt. Hier können die genauen wahren Achsen schwer bestimmt werden aber die Gelenkwinkel können äquivalent mit dem Optischen System validiert werden. Die Autoren sind bereits dabei diese erfassten Daten zu evaluieren.

Literatur

- [1] C. Wong, Z.-q. Zhang, B. Lo, and G.-Z. Yang, "Wearable Sensing for Solid Biomechanics: A Review," *IEEE Sensors Journal*, vol. 15, pp. 2747–2760, May 2015.
- [2] H. Zhou, T. Stone, H. Hu, and N. Harris, "Use of multiple wearable inertial sensors in upper limb motion tracking," *Medical Engineering & Physics*, vol. 30, pp. 123–133, Jan. 2008.
- [3] A. G. Cutti, A. Giovanardi, L. Rocchi, A. Davalli, and R. Sacchetti, "Ambulatory measurement of shoulder and elbow kinematics through inertial and magnetic sensors," *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 46, pp. 169–178, Dec. 2007.
- [4] P. Picerno, A. Cereatti, and A. Cappozzo, "Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules," *Gait & Posture*, vol. 28, pp. 588–595, Nov. 2008.
- [5] J.-T. Zhang, A. C. Novak, B. Brouwer, and Q. Li, "Concurrent validation of Xsens MVN measurement of lower limb joint angular kinematics," *Physiological Measurement*, vol. 34, no. 8, p. N63, 2013.
- [6] W. S. Ang, I.-M. Chen, and Q. Yuan, "Ambulatory measurement of elbow kinematics using inertial measurement units," in *2013 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*, pp. 756–761, July 2013.
- [7] W. H. K. de Vries, H. E. J. Veeger, A. G. Cutti, C. Baten, and F. C. T. van der Helm, "Functionally interpretable local coordinate systems for the upper extremity using inertial & magnetic measurement systems," *Journal of Biomechanics*, vol. 43, pp. 1983–1988, July 2010.
- [8] H. J. Luinge, P. H. Veltink, and C. T. M. Baten, "Ambulatory measurement of arm orientation," *Journal of Biomechanics*, vol. 40, no. 1, pp. 78–85, 2007.
- [9] L. Ricci, D. Formica, L. Sparaci, F. R. Lasorsa, F. Taffoni, E. Tamilia, and E. Guglielmelli, "A New Calibration Methodology for Thorax and Upper Limbs Motion Capture in Children Using Magneto and Inertial," *Sensors*, vol. 14, pp. 1057–1072, Jan. 2014.
- [10] T. Seel, T. Schauer, and J. Raisch, "Joint axis and position estimation from inertial measurement data by exploiting kinematic constraints," in *2012 IEEE International Conference on Control Applications (CCA)*, pp. 45–49, Oct. 2012.
- [11] G. Piovan and F. Bullo, "On Coordinate-Free Rotation Decomposition: Euler Angles About Arbitrary Axes," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 28, pp. 728–733, June 2012.

Danksagung

Wir sind unseren Kollegen vom Fraunhofer IKP, Berlin sehr dankbar für das Bereitstellen des optischen Messsystems.