

Ganganalyse mit Tiefendaten

Jochen Radmer¹, Jörg Krüger^{1,2}

¹Institut für Werkzeugmaschinen und Fabrikbetrieb, TU Berlin

²Fraunhofer Institut für Produktionsanlagen und Konstruktionstechnik
Forschungsgruppe Rehabilitationsrobotik (Fraunhofer IPK/TU Berlin)

radmer@iwf.tu-berlin.de

Kurzfassung. In diesem Beitrag werden die Arbeiten zur Umsetzung eines 3D-Bewegungsanalyzesystems auf Basis einer Tiefenkamera vorgestellt, das den Anforderungen für den Routinebetrieb im klinischen Alltag gerecht werden soll. Wichtige betrachtete Kriterien sind dabei: einfache Integration in ein vorhandenes klinisches Umfeld, kein Rüstaufwand am Patienten und schnelle Durchführung der Messung sowie die Genauigkeit der Messergebnisse.

1 Einleitung

1.1 Einführung in das Problemfeld

Bei den Arbeiten im Bereich der Ganganalyse ist zwischen den klinischen Forschung und der klinischen Anwendung zu unterscheiden. Die klinische Forschung umfasst die Forschung zum Verständnis der Auswirkungen von Parametern auf eine Patientengruppe oder den Effekt einer Behandlung, wohingegen die klinische Anwendung sich mit der Umsetzung von klinisch anwendbaren Lösungen beschäftigt. Die Kriterien bei der klinischen Forschung und der klinischen Anwendung sind daher nicht zwingend identisch. Viele Arbeiten zur optischen Ganganalyse finden derzeit zu klinischen Forschung statt, nur wenige zu klinischen Anwendung.

In der klinischen Anwendung erfolgt derzeit die Ermittlung von Therapiefortschritten bei der Gangrehabilitation von Schlaganfallpatienten fast ausschließlich über qualitative Skalen und Scores. Das größte Problem dabei ist die vergleichsweise geringe Qualität der Messergebnisse, da diese inhärent subjektiv sind und zudem eine hohe Varianz aufweisen. Ursache dafür sind die Inter- sowie die Intra-Rater Variability. Aus beiden sich überlagernden Aspekten folgen signifikante Defizite hinsichtlich der Diagnose von Patienten-Bewegungsdefiziten, die die weitere Planung der motorischen Rehabehandlung für Schlaganfallpatienten unterstützt. In der klinischen Forschung werden gegenwärtig überwiegend Verfahren eingesetzt, die das Anbringen von Markern bzw. Befestigungsstrukturen am Patienten sowie eine geeignete Laborausstattung erfordern und die Gelenkbewegungen aus den Bewegungen der Marker schließen.

Diese Systeme haben hohe Anschaffungskosten und sind zudem durch das Platzieren der Marker bzw. der Befestigungsstrukturen sehr zeitaufwendig. Zusätzlich zu den Fehlern, die durch die Relativbewegung zwischen Weichteilen wie

der Haut und den Knochen induziert werden und dadurch zu einem maximalen Gelenkwinkelfehler von 7° führen können, birgen sie das Risiko, künstlich die Bewegungsabläufe zu beeinflussen und damit zu verfälschen [1]. Aus diesem Grund bilden markerbasierte Verfahren für die klinische Anwendung keine praktikable Basis. Aufgrund des Fehlens dieser systembedingten Eigenschaften von markerbasierten Ansätzen bilden markerfreie Ansätze für die klinische Anwendung die einzige Alternative. Einige der wenigen markerfreien Ansätze, die auf die klinische Anwendung abzielen, werden exemplarisch im folgenden Abs. 1.2 zum Stand der Forschung kurz vorgestellt.

In diesem Beitrag werden die Arbeiten zur Umsetzung eines 3D-Bewegungsanalysesystems vorgestellt, das den Anforderungen für den Routinebetrieb im klinischen Alltag gerecht werden soll. Wichtige betrachtete Kriterien sind dabei: einfache Integration in ein vorhandenes klinisches Umfeld, kein Rüstaufwand am Patienten und schnelle Durchführung der Messung sowie die Genauigkeit der Messergebnisse. Das System wird dabei zunächst für die Erfassung der Bewegungsabläufe eines Patienten auf einem Rehabilitationsroboter ausgelegt (siehe Abb. 1). Perspektivisch soll dieses System jedoch auch für die mobile Anwendung einsetzbar sein.

Abb. 1. Patient auf dem Gangrehabilitationsroboter *Haptic Walker*.



1.2 Stand der Forschung

Es existieren viele Ansätze zur Schätzung menschlicher Bewegungen, die oft auch Leistungsvermögen für die klinische Anwendung besitzen. Einen guten Überblick über die verschiedenen Ansätze bietet u. a. Poppe [2]. Sowohl Einzel- als auch Mehrkamarasysteme wurden bereits für die Messung biomechanischer Größen eingesetzt. 2D-Einzelkamarasysteme erfassen jedoch nur eine 2D-Projektion der dreidimensionalen menschlichen Bewegung und verlieren dadurch Information in der Tiefe, was nur bedingt über den Einsatz eines parametrisierten Modells kompensiert werden kann. Daher finden 2D-Einzelkameraverfahren nur für definierte Szenarien Anwendung, so dass meist Mehrkamarasysteme verwendet werden. Ein solches Mehrkamarasystem, das aus der klinischen Forschung in die

klinische Anwendung geführt werden soll, ist in der Arbeit von Mündermann et al. [3] beschrieben. Bei dem System handelt es sich um ein modellbasiertes System, das ebenso wie der gewählte Ansatz einen Abgleich zwischen Sensordaten und einem Modell im 3D durchführt. Als 3D-Representation wird dabei eine visuelle Hülle (visual hull) verwendet, die über Shape-from-Silhouette erzeugt wird. Für die Synthese der Körperhaltung wird sowohl ein Articulated Iterative Closest Point (ICP) als auch Simulated Annealing verwendet. Nach unserer Ansicht bieten Mehrkamerasysteme wie das von Mündermann et al. ein hohes Potential für die klinische Anwendung. Allerdings, wie auch von Mündermann et al. verfolgt, eher für die stationäre klinische Anwendung, da Mehrkamerasysteme einen relativ hohen Integrationsaufwand haben. Für kleine Messvolumina, die mit 3m x 1,5m x 2m für die Erfassung eines gesamten Gangzyklus ausreichen, bieten Tiefenkameras hier eine Alternative, die daher in dieser Arbeit betrachtet werden sollen. Eine Arbeit, die ebenfalls auf Tiefenkameradaten beruht, ist die von Jensen et al. [4]. Sie verwendet *PoseCut*, das sowohl Tiefen- als auch Intensitätsdaten einbezieht und die Körperhaltung über ein Stick-Modell mit Hilfe von Markov Random Fields synthetisiert. In der Arbeit wird eine auf einem Laufband gehende Person von der Seite betrachtet. Da es sich um ein zyklisches 2D-Stick-Modell handelt, das zuvor für das zu analysierende Gangmuster erzeugt werden muss, sind mit diesem Ansatz die pathologischen sowie die individuellen Ausprägungen eines Gangbildes nicht ausreichend erfassbar und damit der Ansatz für die klinische Forschung und Anwendung nicht geeignet.

2 Material und Methoden

Die Umsetzung des Systems basiert sensoriiell auf einer Tiefenkamera, die aufgrund der geringeren Komplexität gegenüber einem Mehrkamerasystem der Forderung nach einer einfachen Integration entspricht. Momentan stellen Tiefenkameras jedoch noch Herausforderungen, wie der geringe Erfassungsbereich und die Datenqualität, die sich negativ auf die Anwendbarkeit auswirken. So weisen die Daten von Tiefenkameras ein relativ hohes Maß an Rauschen auf und besitzen Fehlerquellen, die bisher noch nicht vollständig kompensiert werden konnten. Die Hersteller sowie viele Forschungsgruppen nehmen sich jedoch dieser Thematik an und haben bereits leistungsfähige Verfahren vorgestellt, wie bspw. [5]. Daher wird davon ausgegangen, dass kommende Generationen von Tiefenkameras eine weit höhere Datenqualität aufweisen und damit deren Anwendbarkeit steigt.

Für die Umsetzung der Bewegungserfassung wird ein Analyse-durch-Synthese Ansatz verfolgt, der die Körperhaltung für jeden Frame einzeln schätzt. Der Einfluss vorheriger Schätzungen wird aufgrund der stark individuellen Ausprägung der Gangbewegung und der hinzukommenden Problematik der Generierung von Stichproben auf biomechanische Bewegungsbereiche des verwendeten Modells sowie die Initialisierung der Schätzung über die vorherige Schätzung beschränkt. Dazu wird ein Oberflächen-Mehrkörpermodell aus Ellipsenkegelstümpfen mit 24 Freiheitsgraden verwendet [6]. Um der Relevanz der Hüftbewegung in der Gangrehabilitation gerecht zu werden und eine möglichst geringere Selbstverdeckung

zu haben, wird der Proband aus frontaler Perspektive erfasst. Die Synthese erfolgt über eine Regression des Mehrkörpermodells in die Tiefendaten, die über die Minimierung einer Energiefunktion erfolgt, wie sie ähnlich in [7] vorgestellt wurde. Prinzipiell sind auch andere Energiefunktionen geeignet. Die Wahl der Energiefunktion fiel auf ICP aufgrund der einfachen Implementierung und Fusionierbarkeit verschiedener Daten. Die Initialisierung für den ersten Frame erfolgt momentan durch Benutzerinteraktion. Zur automatisierten Initialisierung sowie Parameterisierung der Modelle existieren jedoch leistungsfähige Arbeiten, wie das von Anguelov et al. [8]. Für die Synthese werden bereits segmentierte Daten verwendet. Die Segmentierung erfolgt dabei über einen Meanshift-basierten Ansatz, der einer Erweiterung des von von Bleiweiss et al. [9] vorgestellten Ansatzes entspricht. Dabei werden zusätzlich zu Tiefen- und Intensitätsdaten Bewegungsdaten genutzt, deren Einfluss variabel über ein Vertrauensmaß bestimmt wird. Für die Bewegungsdaten wird als Vertrauenswert die Amplitude einer Sobel-Kantenfilterung verwendet, der eine kantenerhaltende bilineare Filterung vorgeschaltet ist. Eine Erhöhung der Robustheit der Synthese wird durch die Verwendung von Deskriptoren (SURF) erreicht, die über aufeinander folgende Frames verfolgt werden, und es dadurch ermöglichen, die Rotationsbewegung des Beckens während eines Gangzyklus zusätzlich zur biomechanischen Schätzung über das Modell zu erfassen. Dazu werden die Deskriptoren als virtuelle Marker, solange existent, über mehrere Frames getrackt und dynamisch Stellen auf dem Modell rückwirkend über die Frames zugewiesen.

3 Ergebnisse

Für die Anwendung in der Ganganalyse sind die Knie- sowie die Hüftgelenkwinkelverläufe die beiden wichtigsten Größen bei der Gangrehabilitations-Therapie. Die Robustheit des Verfahrens soll daher anhand dieser Größen gezeigt werden. Bei den hier dargestellten Ergebnissen führte der Proband das Gangmuster *Gehen in der Ebene* mit einer Kadenz von 60 Schritten die Minute durch. In Abb. 2 auf der linken Seite ist die Beckenrotation in transversaler Ebene über die Zeit für

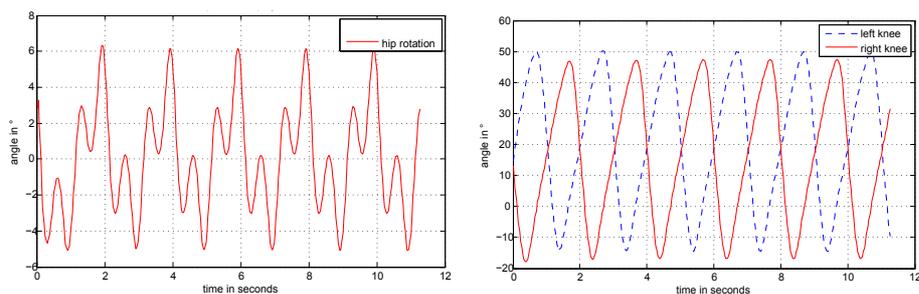


Abb. 2. Beckenrotation (links) und der Flexionswinkel des linken und rechten Kniegelenks (rechts).

mehrere Gangzyklen dargestellt. Im Vergleich zu Referenzdaten aus [10] weist die durch das markerfreie System erfasste Beckenrotation dieselben Charakteristiken auf. Auf der rechten Seite der Abb. 2 sind die Flexionswinkel des rechten und linken Knies zu sehen. Beider Flexionswinkel zeigen ein symmetrisches Verhalten und entsprechen abgesehen von einer kaum ausgeprägten Standphasenflexion den Referenzdaten.

4 Diskussion

In diesem Artikel wurden die Arbeiten zur Umsetzung eines tiefenkamerabasierten Systems zur markerfreien Ganganalyse für die klinische Anwendung vorgestellt. Dazu wurde zunächst als Anwendung der Gangrehabilitationsroboter *Haptic Walker* betrachtet. Das System war dabei in der Lage Gelenktrajektorien und -winkel markerlos zu erfassen, die in ihren Charakteristika ähnlich zu Referenzdaten aus der Literatur sind. Die Deformation der Knieflexionstrajektorie muss noch untersucht werden. Insbesondere in Bezug auf den zumindest teilweisen Einfluss des Gangrehabilitationsroboters auf das Gangbild. Eine Evaluation anhand eines markerbasierten Systems steht noch aus. Darüber hinaus ist eine Verschiebung der Knieflexionstrajektorien zwischen linkem und rechten Bein zu beobachten, der noch zu kompensieren ist.

Literaturverzeichnis

1. Leardini A, Chiari L, Della Croce U, et al. Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Comput Methods Prog Biomed.* 2005;21(2):212–25.
2. Poppe RW. Vision-based human motion analysis: An overview. *Int J Comput Vis Image Underst.* 2007;108(1-2):4–18.
3. Mündermann L, Corazza S, Andriacchi T. The Evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications. *J Neuro Eng Rehabil.* 2006;3(1):1–11.
4. Jensen RR, Paulsen RR, Larsen R. Analysis of gait using a treadmill and a time-of-flight camera. In: *Proc DAGM Workshop Dyn3D; 2009.* p. 154–66.
5. Radmer J, Fuste PM, Schmidt H, et al. Incident light related distance error study and calibration of the PMD-range imaging camera. In: *Proc IEEE CVPR; 2008.* p. 1–6.
6. Balan AO, Sigal L, Black MJ, et al. Detailed human shape and pose from images. In: *Proc IEEE CVPR; 2007.*
7. Demirdjian D, Ko T, Darrell T. Constraining human body tracking. In: *Proc IEEE ICCV; 2003.* p. 1071.
8. Anguelov D, Srinivasan P, Koller D, et al. SCAPE: shape completion and animation of people. *ACM Trans Graph.* 2005;24(3):408–16.
9. Bleiweiss A, Werman M. Fusing time-of-flight depth and color for real-time segmentation and tracking. In: *Proc DAGM Workshop Dyn3D; 2009.* p. 58–69.
10. Rose J, Gamble JG. *Human Walking.* Williams & Wilkins; 1993.