

Markerlose Ganganalyse mit einem Multikamerasystem

Methoden und erste Ergebnisse

Roman Calow und Bernd Michaelis

Institut für Elektronik, Signalverarbeitung und Kommunikationstechnik (IESK),
PSF 4120, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, 39016 Magdeburg
Email: Roman.Calow@E-Technik.Uni-Magdeburg.de

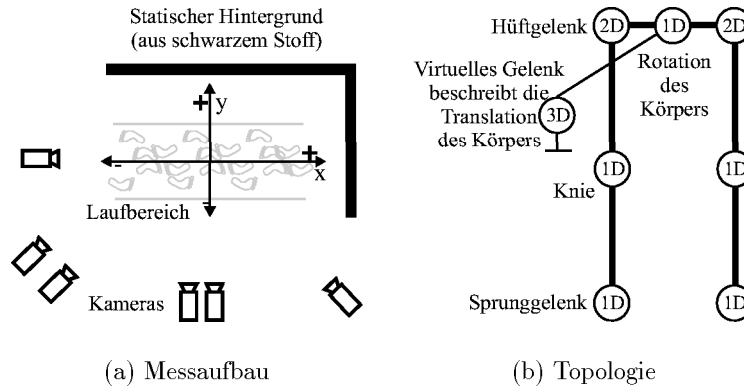
Zusammenfassung. Es wird ein System zur 3D-Analyse periodischer Bewegungsvorgänge am Beispiel des menschlichen Ganges vorgestellt. Eine Anordnung aus mehreren Kameras liefert die erforderlichen Bildinformationen. Bei einer reduzierten Anzahl an Freiheitsgraden können die bisher fast immer erforderlichen Marker durch ein 3D-Körpermodell ersetzt werden. Dieses repräsentiert die Körperproportionen des Probanden, die während der Messung als konstant angenommen werden. Eine Schätzung der Bewegungsgrößen erfolgt durch Minimierung der Abweichungen zwischen projiziertem Körpermodell und den aus den Kamerabildern segmentierten Körpersilhouetten. Die Gütefunktion wird iterativ mit der Methode der kleinsten Quadrate minimiert. Ein periodisches Bewegungsmodell dient der Erzeugung von Näherungswerten und zur Steigerung der Robustheit sowie der Genauigkeit. Dadurch lassen sich Bildfolgen mit geringem interaktiven Aufwand auswerten.

1 Einleitung

Für die Diagnostik und Behandlung von Störungen des Bewegungsapparates ist eine genaue und reproduzierbare Ganganalyse ein wichtiges Werkzeug. Verschiedenste Sensorprinzipien wurden in der Vergangenheit erfolgreich angewendet, z.B. Goniometer, Beschleunigungs-, Kraft- oder Drucksensoren. Optische Verfahren bieten dagegen die Möglichkeit einer berührungslosen Messung, jedoch ist dafür eine leistungsfähige Bildverarbeitung erforderlich. Die meisten der derzeit kommerziell verfügbaren Systeme zur optischen Bewegungserfassung basieren auf der Anbringung von Markern oder erfordern erhebliche manuelle Interaktion. Diese Arbeit ist zum einen zeitaufwendig und deshalb im praktischen Klinikalltag nur schwer unterzubringen, zum anderen ist sie eine Quelle von Subjektivität, welche die Gewinnung gut reproduzierbarer Messwerte erschwert.

Verschiedene Verfahren für die markerlose Bewegungsanalyse existieren bereits [1]. Teilschritte der Bildfolgenauswertung lassen sich ebenfalls in Echtzeit realisieren [2]. Viele Verfahren basieren dabei auf der Segmentierung der Silhouette des Probanden in allen beteiligten Kameraansichten. Anschließend wird normalerweise ein Körpermodell an diese Silhouetten angepasst, das die

Abb. 1. Beispiel für einen Messaufbau und die derzeitig verwendete Topologie des vereinfachten Körpermodells



über der Zeit konstanten geometrischen Größen repräsentiert und die Ableitung der variablen Bewegungsgrößen wie z.B. der Gelenkwinkel erlaubt [3]. Die Zusammenhänge zwischen Bewegungsgrößen und den Abweichungen zwischen Silhouette und Bild sind nichtlinear sowie hochdimensional. Übliche Methoden für die Lösung des hochdimensionalen Suchproblems sind: die aufwendige Suche (Partikelfiltermethoden, genetische Algorithmen) oder die Linearisierung [4] und Lösung eines überbestimmten Gleichungssystems zur Minimierung eines Gütekriteriums. Bei beiden Methoden stellt sich nebenbei das Problem der Gewinnung der Anfangswerte des Modells.

2 Wesentlicher Fortschritt durch den Beitrag

In dieser Arbeit wurde die Modellapproximation durch Linearisierung und Ausgleichsrechnung [5] realisiert. Mit dieser Methode ist eine aus messtechnischer Sicht befriedigende Aussage über die erreichbaren Messgenauigkeiten der geschätzten Bewegungsgrößen möglich. Es lassen sich die Zusammenhänge zwischen der sinnvollen Anzahl unbekannter Bewegungsgrößen und der verfügbaren Bildinformation aufzeigen. Dabei wurde deutlich, dass die Anzahl der Unbekannten je nach verfügbarer Bildinformation eine kritische Größe nicht überschreiten darf, da sonst das Gleichungssystem unterbestimmt wird bzw. die Messgenauigkeit der zu erfassenden Bewegungsgrößen sehr schnell abfällt [6]. Deshalb dürfen nur 3D-Körpermodelle mit wenigen Bewegungsfreiheitsgraden (z.B. Translation und Gelenkwinkel) verwendet werden, die statische Formbeschreibung (z.B. Körperteillängen und Durchmesser) der meist schlanken Körperteile muss hingegen sehr detailliert erfolgen, um Verschiebungen entlang der Körperteilachse, selbst bei gestrecktem Bein, mit ausreichender Genauigkeit erfassen zu können.

Ganganalyse wird hier als ein Spezialfall der Bewegungsanalyse aufgefasst, bei dem unter definierten Bedingungen weitgehend periodische Bewegungsgrößen

auftreten. Dies rechtfertigt die Verwendung periodischer Bewegungsmodelle. Damit muss nicht mehr für jeden Zeitschritt der Bildsequenz ein eigener Haltungsvektor berechnet werden, sondern es ist möglich, wenige Größen für eine Zeitspanne der Bewegungssequenz zu verwenden. Dies erlaubt eine deutliche Reduzierung der zu schätzenden Unbekannten, wodurch sich das Verhältnis der Unbekannten zur verfügbaren Bildinformation verbessert, was sich in einer größeren Redundanz und damit in einer erhöhten Genauigkeit sowie Robustheit ausdrückt. Nebenbei wird die Lösung des Problems der Modellinitialisierung sehr vereinfacht, da das Bewegungsmodell weiterhin dazu verwendet werden kann, die erforderlichen Näherungswerte für die Haltung des Modells in jedem Zeitschritt zur Verfügung zu stellen. Dafür ist eine zeitliche und örtliche Synchronisierung der Bewegung des Modells mit der des Probanden erforderlich. Sie wird durch je einen Mausklick auf zwei bis drei Fersenkontaktpunkte (0 % des Laufzyklus, engl. heel-strike) eines Beines realisiert.

3 Methoden

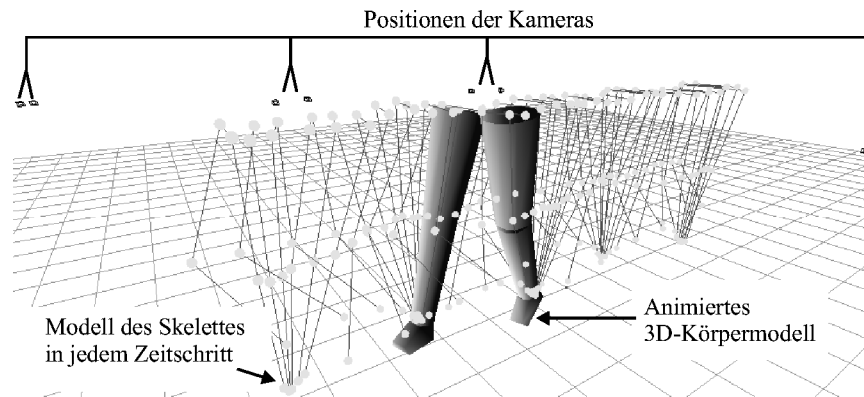
Abb. 2(a) zeigt ein Aufnahmesystem bestehend aus 6 Kameras, das der synchronisierten Erfassung von Bildsequenzen dient. Um die erhebliche Menge der Bilddaten in Empfang zu nehmen, sind die Kameras paarweise mit 3 Slave-Computern verbunden, die über ein schnelles Ethernet von einem Master-Computer aus gesteuert werden. Gegenwärtig werden die Bilddaten zunächst dezentral gespeichert und anschließend offline an einem PC ausgewertet.

Mit einer Bündelblockausgleichung erfolgt die Kalibrierung der Multikameraanordnung [5]. Die Gewinnung der erforderlichen Beobachtungsgleichungen erfolgt mit einem neuen, sehr einfachen Verfahren [6]. Es benötigt keinen voluminösen Kalibrierkörper mehr, sofern ein regelmäßiges Gitter z.B. in Form eines Kachelbodens zur Verfügung steht. 3D-Punkte werden mit einer synchronisierten halben Bildaufnahme Frequenz blinkenden ultrahellen LED markiert, deren Position in allen Kamerabildern automatisch ermittelt wird.

Um die Anzahl der Freiheitsgrade klein zu halten, kommt lediglich ein stark vereinfachtes 3D-Körpermodell der unteren Extremitäten zum Einsatz. Es besteht aus einer mathematischen Beschreibung der als statisch angenommenen Körperform und des Skeletts 2(b). Dabei wurden nur die für die Bildfolgenauswertung unbedingt erforderlichen Größen modelliert.

Für die Messung der Bewegung werden die Silhouetten in jedem Zeitschritt automatisch segmentiert. Dies erfolgt derzeit durch Anwendung eines einfachen Schwellwertes. Dazu wird der Hintergrund des Probanden mit einem schwarzen Vorhang präpariert. Für die Zukunft ist eine Segmentierung basierend auf Farb- und/oder Tiefeninformationen vorgesehen.

Um das Körpermodell in jedem Zeitschritt (teil-)automatisch zu initialisieren, wird der Anwender aufgefordert die Zeitpunkte zu markieren, in denen ein Fuß gerade den Boden berührt. Diese Informationen in Verbindung mit den segmentierten Silhouetten reichen aus, die Gelenkwinkel des 3D-Körpermodells mit Hilfe der Bewegungsdaten eines mittleren Ganges zu initialisieren. Die Kan-

Abb. 2. Ergebnis einer Messung als 3D-Ansicht

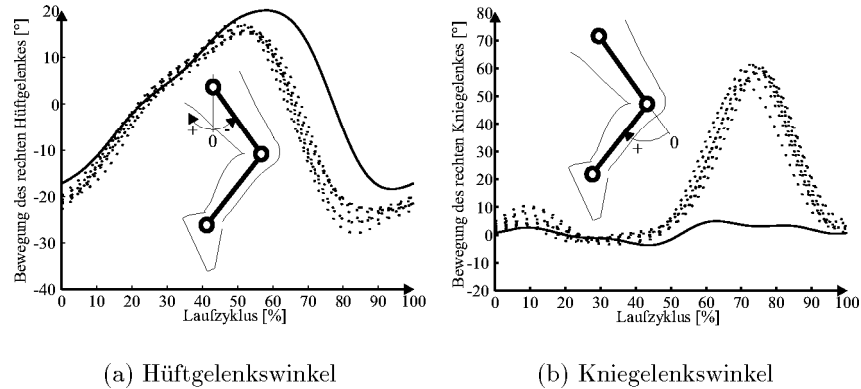
ten des 3D-Modells werden nun in jedes Kamerabild projiziert und ausgehend von jeder Modellkante in einem Intervall nach einer Silhouettenkante gesucht. Ein ähnliches Verfahren zum Matching aktiver 2D-Konturmodelle wurde von [7] vorgestellt, sein Verfahren sucht jedoch im Grauwertbild nach dem maximalen Gradienten. Dagegen ordnet die Vorabsegmentierung der Silhouetten jeder Kante ein eindeutiges Vorzeichen zu, was eine robustere Unterscheidung von Kantenpunkten der Vorder- und Rückseite eines Beines erlaubt. Die Optimierung der näherungsweise Bewegungsdaten in Richtung der tatsächlichen Größen erfolgt durch Linearisierung und Ausgleichsrechnung. Sie liefert sowohl Aussagen über die Existenz als auch die Genauigkeit der Lösung.

4 Ergebnisse

Die Anwendbarkeit des Verfahrens wird an Hand einiger Bewegungssequenzen gezeigt. Die gemessenen Bewegungen können als 3D-Animation (Abb. 2) oder als Gelenkwinkelverläufe (Abb. 3) dargestellt werden.

Es wurden erste Untersuchungen zur Reproduzierbarkeit der Messgrößen durchgeführt [6], ein sehr kleiner Teil der Ergebnisse ist in Abb. 3 zu sehen. Dabei zeigt die Verwendung des periodischen Modells der Bewegung eine weitere zweckmäßige Eigenschaft. Das Modell gestattet eine auf den Laufzyklus normierte Darstellung der Bewegungen. Die Gelenkwinkel werden nun nicht mehr direkt über der Zeit aufgetragen, sondern (wie in der Ganganalyse üblich) in Prozent, wobei 100 % einen vollständigen Laufzyklus eines Beines repräsentieren. Zeitlich erfolgt die grafische Darstellung der Bewegungsgrößen somit invariant zur Schrittgeschwindigkeit. Vergleiche zwischen dem linken und dem rechten Bein sowie zwischen verschiedenen Behandlungsterminen lassen sich dadurch sehr leicht anstellen. Auch dürfte damit der Zugang für automatische Algorithmen zur Weiterverarbeitung der Bewegungsdaten deutlich erleichtert werden. Eine Normierung der Gelenkwinkelamplituden erfolgt derzeit nicht.

Abb. 3. Beispiel zweier Gelenkwinkelverläufe bei simulierter Versteifung des rechten Knies (durchgezogen), Varianten eines 'normalen' Ganges sind punktiert dargestellt



5 Diskussion und Ausblick

Das System zeigt die Realisierung einer genauen (teil-)automatischen Ganganalyse. Voraussetzung ist jedoch ein möglichst genaues Körpermodell des zu untersuchenden Probanden, dessen Bereitstellung derzeit noch zeitraubend ist. Gefördert durch das BMBF-Projekt 03i0419D werden Verfahren für die Automatisierung dieses Schrittes implementiert und untersucht. Steht eine weitgehend automatische Modellbildung zur Verfügung, ist die Erfassung und Auswertung auch einer größeren Anzahl von Versuchspersonen sehr leicht möglich. Geplant sind Optimierungen des Messablaufes und der Normierung sowie weitere Untersuchungen zur Reproduzierbarkeit. Durch enge Zusammenarbeit mit Medizinern, werden die besonderen medizinische Belange berücksichtigt.

Literaturverzeichnis

1. Moeslund TB, Granum E. A Survey of Computer Vision-Based Human Motion Capture. *Computer Vision and Image Understanding (CVIU)* 2001;81(3):231–268.
2. Theobalt C, Magnor MA, Schueler P, Seidel HP. Combining 2D Feature Tracking and Volume Reconstruction for Online Video-Based Human Motion Capture. In: *Proc. of Pacific Graphics 2002*. Beijing China; 2002. p. 96–103.
3. Calow R, Michaelis B, Hamadi AAl. Solutions for Model-Based Analysis of Human Gait Pattern Recognition. In: *Proc. 25th DAGM Symposium Magdeburg*. Springer; 2003. p. 540–547.
4. Wachter S. Verfolgung von Personen in monokularen Bildfolgen. Ph.D. thesis. Fakultät für Informatik der Universität Karlsruhe (TH); 1997.
5. Luhmann T. Nahbereichsphotogrammetrie: Grundlagen, Methoden und Anwendungen. Heidelberg: Wichmann Verlag; 2000.
6. Calow R. Markerlose Ganganalyse mit einem Multikamerasystem. Ph.D. thesis. Eingereicht an der FEIT der OvG-Universität Magdeburg; 2004.
7. Blake A, Isard M. *Active Contours*. Springer Verlag; 1998.