

**4. Workshop
Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin vom
26. bis 27. März 2003 in
Karlsruhe**



**„Der Münchner Kniesimulator: Implementierung eines
biomechanischen Kniemodells“**

M. Frey, J. Hoogen, J. Schlurmann, R. Riener
Lehrstuhl für Steuerungs- und Regelungstechnik, TU München, München, Deutschland
E-Mail: www.vr-med.de

Copyright: Forschungszentrum Karlsruhe GmbH
Band: AUTOMED 2003 - 4 . Workshop "Automatisierungstechnische Methoden
und Systeme für die Medizin"
Editors: U. Voges, G. Bretthauer
ISSN: 0947-8620
Pages: 38-39

Der Münchner Kniesimulator: Implementierung eines biomechanischen Kniemodells

M. Frey, J. Hoogen, J. Schlurmann, R. Riener

Lehrstuhl für Steuerungs- und Regelungstechnik, Technische Universität München, Deutschland

www.vr-med.de

Abstract— Der Münchner Kniesimulator wird entwickelt, um die Ausbildung in der Orthopädie praxisnäher gestalten zu können. Mit dem haptischen Display des Simulators wird es möglich sein, viele der über 60 verschiedenen manuellen Kniefunktionstests wie am Bein eines realen Patienten zu trainieren. Voraussetzung für die Realisierung des haptischen Displays ist neben einem mathematischen Modell der im Kniegelenk auftretenden Kräfte und Momente eine geeignete Implementierung des Modells in der Simulationsumgebung. Bei zwei grundlegenden Regelungsarchitekturen, der Admittanz- und der Impedanzarchitektur, wurde ein solches biomechanisches Kniemodell implementiert und erprobt.

EINLEITUNG

In der Orthopädie dienen manuelle Kniefunktionstests der Diagnose von Kniegelenkverletzungen. Das zuverlässige Erkennen von Verletzungen bedarf intensiven, langjährigen Trainings. Allerdings kommt gerade dies nach Ansicht vieler Orthopäden in der ärztlichen Ausbildung zu kurz [Riener2001]. Dieser Mangel kann jedoch im Klinikbetrieb nicht ohne weiteres behoben werden. Dies liegt daran, daß einige Pathologien nur selten auftreten und somit die Verfügbarkeit entsprechender Patienten gering ist. Ferner sind die Tests teils unangenehm oder schmerzhaft. Ein möglicher Ausweg ist der Einsatz moderner Simulationstechniken, wie sie bei der Entwicklung des Münchner Kniesimulators (MKS) [Riener2002] zum Einsatz kommen (Abb. 1).

Der MKS besteht aus einem visuellen, einem akustischen und einem haptischen Display. Die Aktorik von letzterem ist der Industrieroboter Staubli RX90-B. Dieser ist mit einem Kraft-Momentensensor (JR3 Inc.) ausgestattet, welcher die auf eine daran befestigte Unterschenkelprothese aufgebrachten Kräfte und Momente in sechs Freiheitsgraden erfasst. Das künstliche Bein dient als Schnittstelle zwischen haptischem Display und Bediener.

METHODEN

Regelungsstrukturen

Zur Regelung des haptischen Displays werden zwei gängige Regelungsstrukturen eingesetzt: Die Admittanz- und die Impedanzarchitektur (Abbildung 2). Bei letzterer wird die aktuelle Position \underline{x} der Unterschenkelprothese registriert und mit einem biomechanischen Modell des Kniegelenkes die darzustellenden Kräfte und Momente $\underline{f}_u^{soll} = \underline{b}(\underline{x})$ berechnet. Diese dienen als Eingangsgrößen für einen Kraft-Momentenregler des Roboters.

Bei der Admittanzarchitektur hingegen werden die vom Bediener auf die Unterschenkelprothese aufgebrachten Kräfte und Momente \underline{f}_u gemessen. Mit dem inver-

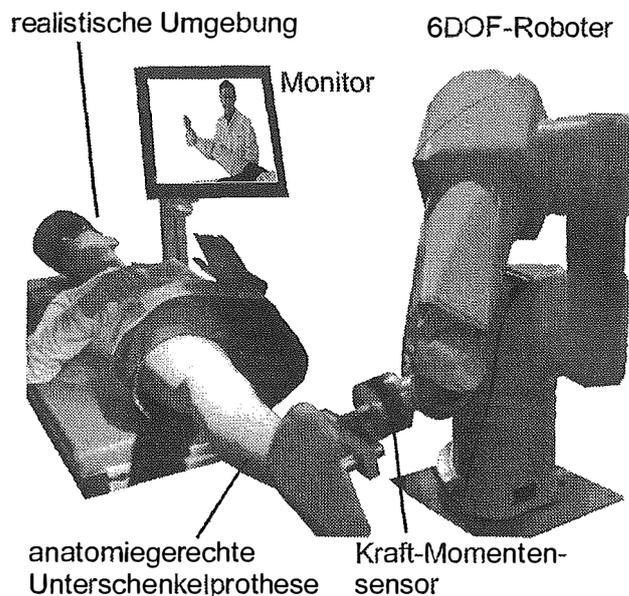


Abbildung 1: Der Münchner Kniesimulator.

sen biomechanischen Modell $\underline{b}^{-1}(\underline{f}_u)$ wird die Sollposition \underline{x}^{soll} und aus deren zeitlichen Verlauf die Sollgeschwindigkeit $\underline{\dot{x}}^{soll}$ berechnet, die einem kaskadierten Positions-Geschwindigkeitsregler als Eingangsgrößen dienen.

Die beiden Regelungsarchitekturen haben teilweise komplementäre Stabilitätsbereiche [Lawrence1988]. Im Gegensatz zur Impedanzregelung neigt beispielsweise die Admittanzregelung bei sehr niedrigen darzustellenden Impedanzen (wenig Reibung, kleine Elastizitäten) zur Instabilität. Bei hohen darzustellenden Impedanzen (harte Anschläge) hingegen ist die Admittanzregelung vorteilhaft. Ist der darzustellende Impedanzbereich sehr groß, so kann dieser von einer Regelungsarchitektur alleine nicht dargestellt werden. Die kombinierte Verwendung beider Architekturen ist hier sinnvoll. Dafür ist es aber nötig, neben der Beschreibung der virtuellen Umgebung $\underline{b}(\underline{x})$ auch eine invertierte Beschreibung $\underline{b}^{-1}(\underline{f}_u)$ anzugeben.

Biomechanisches Modell

Die für die Impedanzregelung benötigte Beschreibung der virtuellen Umgebung $\underline{b}(\underline{x})$, hier der Biomechanik des Kniegelenkes, lässt sich als Summe verschiedener interner und externer Einzelkräfte/-momente darstellen:

$$\underline{f}_u = \underline{b}(\underline{x}, \underline{\dot{x}}, \underline{\ddot{x}}) = \underline{f}_t(\underline{\ddot{x}}) + \underline{f}_g(\underline{x}) + \underline{f}_e(\underline{x}) + \underline{f}_r(\underline{x}, \underline{\dot{x}}) \quad (1)$$

Dabei ist \underline{x} die Lage des Unterschenkels relativ zum Oberschenkel mit drei translatorischen und drei rotatorischen Komponenten, \underline{f} ist der verallgemeinerte Kraftvektor mit

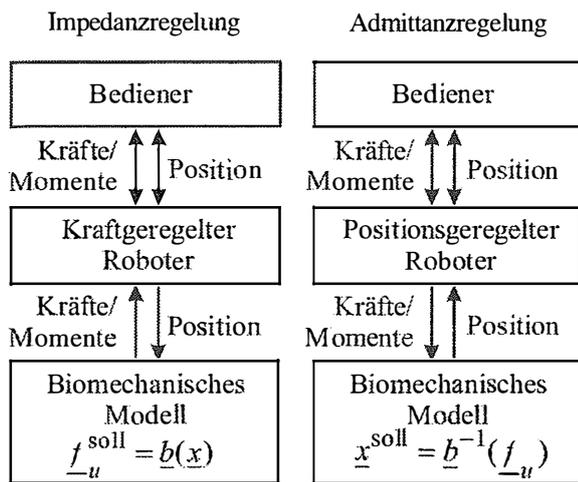


Abbildung 2: Struktur der Impedanz- (links) und Admittanzregelung (rechts).

drei Kräften entlang der translatorischen Verschiebungsachsen und drei Momenten um die Rotationsachsen. $\underline{f}_t(\underline{\ddot{x}})$ sind die im Kniegelenk wirkenden Trägheitskräfte/-momente, $\underline{f}_g(\underline{x})$ die von der Schwerkraft verursachten Kräfte / Momente, $\underline{f}_e(\underline{x})$ die hochgradig nichtlinear verkoppelten durch elastische Strukturen verursachten Kräfte und Momente und schließlich $\underline{f}_r(\underline{x}, \underline{\dot{x}})$ die Reibkräfte und -momente. Die einzelnen Funktionen werden in [Frey2003] teilweise auf mathematischem Wege hergeleitet ($\underline{f}_t, \underline{f}_g$), sind der Literatur [Markolf1975] entnommen und basieren auf eigenen Messungen ($\underline{f}_e(\underline{x})$) oder sind heuristisch bestimmt worden (\underline{f}_r).

Implementierung des biomechanischen Modells

Bei der Impedanzregelung können die darzustellenden Kräfte und Momente \underline{f}_u^{soll} direkt aus dem in Gleichung (1) angegebenen Zusammenhang berechnet werden. Das hierfür benötigte Geschwindigkeits- und Beschleunigungssignal wird durch Differentiation mit nachfolgender Filterung aus dem Positionsverlauf gewonnen.

Die Implementierung des biomechanischen Modells bei der Admittanzregelung ist in Abbildung 3 dargestellt. Die den Unterschenkel beschleunigenden Kräfte und Momente \underline{f}_t werden berechnet, indem von den Bedienkräften und -momenten \underline{f}_u die momentan wirkenden Reibkräfte/-momente \underline{f}_r , die Gewichtskräfte/-momente \underline{f}_g und die elastischen Kräfte/Momente \underline{f}_e abgezogen werden. Unter der Annahme, dass sich der Unterschenkel als starrer Körper beschreiben lässt, ist der Zusammenhang für die Trägheitskräfte/-momente $\underline{f}_t(\underline{\ddot{x}})$ linear und somit eine Invertierung trivial. Die Beschleunigung des Unterschenkels $\underline{\ddot{x}}$ wird aus der invertierten Funktion $\underline{f}_t^{-1}(\underline{f}_t)$ berechnet, die Sollgeschwindigkeit $\underline{\dot{x}}^{soll}$ und Sollposition \underline{x}^{soll} ergeben sich durch Integration.

ERGEBNISSE UND DISKUSSION

Die vorgestellte Art der Implementierung eines nichtlinearen mathematischen Modells einer virtuellen Umgebung wurde auf einer miniaturisierten Version des Kniesimulators sowohl mit der Impedanz- als auch mit der Admittanzregelung implementiert und experimentell validiert. Für bei-

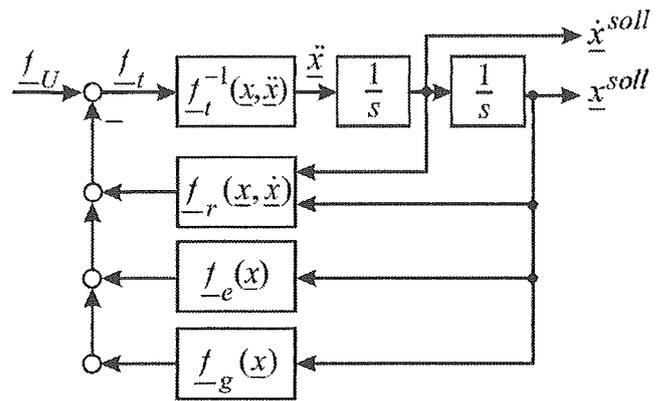


Abbildung 3: Implementierung des biomechanischen Modells bei der Admittanzstruktur

de Regelungsstrategien wurde das selbe mathematische Modell verwendet. Eine Invertierung nichtlinearer Funktionen ist nicht erforderlich, was unter anderem aufwändige Fallunterscheidungen bei nicht monotonen Funktionen $\underline{b}(\underline{x})$ erspart.

AUSBLICK

In einem weiteren Schritt sollen die Impedanz- und die Admittanzarchitektur so kombiniert werden, dass abhängig vom Bediener des haptischen Displays und von den darzustellenden Eigenschaften der virtuellen Umgebung lokal die jeweils bessere Architektur verwendet wird. Dadurch könnten beispielsweise bisher auftretende Instabilitäten der Admittanzregelung bei sehr niedrigen darzustellenden Steifigkeiten mittels einer Modusumschaltung vermieden werden.

DANKSAGUNG

Die Autoren danken T. Pröll und F. Regenfelder für ihre Unterstützung. Diese Arbeit wird im Rahmen des Verbundprojektes VOR (Kennzeichen: 01IRA15) vom BMBF gefördert.

Literaturverzeichnis

- [Frey2003] M. Frey, R. Burgkart und R. Riener: „Varus-valgus stiffness model of the knee identified by a robot-based approach.“, in *Proc ISB 2003*, accepted, 2003.
- [Lawrence1988] D.A. Lawrence: „Impedance control stability properties in common implementations.“, in *Proc. of the 1988 ICRA*, pp.1185-1190.
- [Markolf1975] K.L. Markolf and J.S.Mensch: „Stiffness and laxity of the knee – The contributions of the supporting stuctures“, in *The Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 58-A, pp. 583-593, 1976.
- [Riener2001] R. Riener, R. Burgkart: „A survey for the development of VR technologies in orthopedics.“, in *Stud. Health Technol. Inform.*, vol 81, pp.407-409, 2001.
- [Riener2002] R. Riener, J. Hoogen, M. Ponikvar, R. Burgkart, M. Frey and G. Schmidt: „Orthopädischer Trainingssimulator mit haptischem Feedback“, in *Automatisierungstechnik at*, vol 50, pp. 296-303, 2002.