

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



„Kooperative und interaktive Systeme für Medizintechnik“

G. Schmidt, T. Fuhr, R. Riener
Lehrstuhl für Steuerungs- und Regelungstechnik, TU München, München, Deutschland
E-Mail: guenther.schmidt@ei.tum.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: 9-13

Kooperative und interaktive Systeme für die Medizintechnik

G. Schmidt, T. Fuhr, R. Riener

Lehrstuhl für Steuerungs- und Regelungstechnik,
Technische Universität München
<http://www.lsr.ei.tum.de>

guenther.schmidt@ei.tum.de

EINFÜHRUNG

Verfahren und Systeme der modernen Medizintechnik kennzeichnet ein wachsender Anteil an Steuerungs-, Regelungs-, Automatisierungs- und Autonomiefunktionen sowie der Einsatz von Methoden und Techniken aus dem Bereich der Robotik. Dieser Tatsache trägt auch der gemeinsam von der DGBMT und GMA im VDE organisierte Fachausschuss „Automatisierungstechnische Verfahren für die Medizin“ Rechnung, der im Rahmen des seit 1997 in ca. 1 1/2-jährlichem Abstand stattfindenden Workshop AUTOMED interessierten Ingenieuren, Naturwissenschaftlern und Medizinern Gelegenheit zum Gedanken- und Erfahrungsaustausch über Fragen der Anwendung von Verfahren der Systemtheorie, Automatik und Biomechatronik zur Lösung anspruchsvoller medizintechnischer Aufgabenstellungen gibt.

Automatisierungstechnische Methoden und Verfahren haben eine herausragende Bedeutung vor allem in solchen medizintechnischen Systemen, die in direkter Wechselwirkung mit dem Patienten oder dem medizinischen Personal stehen. Dies sind einerseits Anwendungen, in denen der Arzt, das Pflegepersonal oder der Patient bei der Durchführung therapeutischer oder pflegerischer Maßnahmen unterstützt werden soll. Als Beispiel diene ein Operationsroboter, der den Chirurgen bei minimal invasiven Eingriffen interaktiv unterstützt und dabei etwa natürliche Zitterbewegungen seiner Hand zu reduzieren vermag.

Andererseits sind dies Systeme, die zum Teil lebenswichtige Organfunktionen des Patienten mit technischen Mitteln temporär oder permanent ersetzen müssen, wie z.B. ein Herzschrittmacher, der eigenständig, in Abhängigkeit vom Patientenzustand die Herzfrequenz angemessen einstellen muss.

Zunehmende Bedeutung gewinnen multimodale Simulatoren, die in der medizinischen Ausbildung, zum Erlernen oder zum Training neuer Behandlungsmethoden sowie für die Planung und Durchführung therapeutischer Interventionen eingesetzt werden. Auch Bereiche wie die medizinische Laboranalytik oder Bildgebung unterliegen verstärkt der Automatisierung; sie unterscheiden sich aber von den vorgenannten Anwendungen dadurch, dass der Mensch nicht direkt in Berührung mit diesen Systemen kommt. Eine mögliche Klassifikation

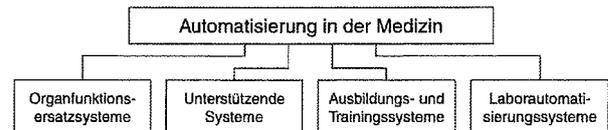


Bild 1: Klassifikation automatisierungstechnischer Aufgabenstellungen in der Medizin.

von Anwendungen der Automatisierungstechnik in der Medizin zeigt Bild 1.

Im Gegensatz zu rein technischen Anwendungen steht jedoch in der Medizin häufig die direkte Interaktion zwischen medizintechnischer Einrichtung, Patient oder medizinischem Personal im Vordergrund. Daraus resultieren erhöhte Anforderungen an den Grad der Zuverlässigkeit, Sicherheit und Autonomie entsprechender Einrichtungen. Da medizintechnische Systeme zum Teil lebenswichtige Funktionen ersetzen oder aufrecht erhalten, dürfen sie auch in Ausnahmesituationen weder Patienten noch Personal gefährden. Sie müssen nach Möglichkeit unterstützend wirken, wobei die oberste Kontrolle jedoch stets beim erfahrenen Experten oder – soweit möglich – beim Patienten bleiben muss.

Die im vorliegenden Beitrag detaillierter behandelten Aufgabenstellungen und Forschungsprojekte zeichnen sich durch die direkte, willkürliche Interaktion zwischen Patient bzw. angehenden Medizinern und dem medizintechnischen System aus. Dabei soll insbesondere die Bedeutung von - auf bewährten Methodiken der Automatik und Mechatronik beruhenden - interaktiven und kooperativen Ansätzen in zukunftsweisenden medizintechnischen Anwendungen verdeutlicht werden.

Während wir hier unter einem kooperativen System eine Einrichtung verstehen, die den Menschen bei der Aus- und Durchführung seiner Intentionen unterstützt (und nicht bevormundet), ist ein interaktives System durch die Eigenschaft gekennzeichnet, zwischen Mensch und System Information und Energie auszutauschen, wobei dieser Vorgang durch den Menschen bestimmt wird.

Das erste Beispiel betrifft die Entwicklung und experimentelle Erprobung einer kooperativen, geregelten Neuroprothese zur Bewegungsrestitution bei querschnittgelähmten Patienten. In diesem Kontext ist der Aspekt der Kooperativität von herausragender Bedeutung, da das System den Patienten bei der Ausführung von künstlich angeregten Bewegungsabläufen unterstützen soll,

zen soll, Bewegungsabsicht und -koordination aber weiterhin unter Kontrolle des Patienten bleiben müssen.

Im zweiten Beispiel werden Aufbau und Wirkungsweise eines roboterbasierten sowie auf Techniken der Computer augmentierten Realität (CAR) beruhenden multimodalen Trainingssimulators für angehende Orthopäden beschrieben. In diesem Projekt steht die Interaktivität im Vordergrund, die den Benutzer beim Erlernen von Untersuchungsmethoden realitätsnah unterstützt und es ermöglicht, die dabei erzielten Resultate aufzuzeichnen und zu bewerten.

WALK! – EINE KOOPERATIVE NEUROPROTHESE ZUR RESTITUTION DES GEHENS

Aufgabenstellung

Läsionen des zentralen Nervensystems, wie z.B. Querschnittslähmungen und Schlaganfall, ziehen den teilweisen oder vollständigen Verlust motorischer und sensorischer Funktionen der betroffenen Körperareale nach sich. Da die Muskulatur und die peripheren motorischen Neurone weiterhin intakt sind, können Muskelkontraktionen mit einem Neurostimulator durch gezielte, elektrische Stimulation herbeigeführt werden. Neuroprothesen (NP) zur Blasenkontrolle, Atmungserzeugung oder auch zur Restitution von Hand- und Armfunktionen können bereits klinische und kommerzielle Erfolge verzeichnen. Gang-NP ist dieser Erfolg bislang verwehrt geblieben, da der erreichbare Funktionsgewinn auf wenige grundlegende Bewegungsabläufe beschränkt und mit der zweibeinigen Fortbewegung Gesunder nicht vergleichbar ist. Zur Wahrung des Gleichgewichts sind die Patienten auf Gehhilfen angewiesen. Da außerdem der vor jedem Einsatz einer NP zu betreibende Vorbereitungsaufwand sehr hoch ist, stellen Gang-NP noch keine Alternative zu Rollstühlen dar. Klinisch angewendete Gang-NP sind derzeit rein gesteuerte Systeme, die die Stimulationsintensität nicht adäquat an die tatsächlich zu erzeugende Bewegung anpassen und insbesondere nicht angemessen auf typische Störungen beim Bewegungsablauf reagieren können. Aus Sicherheitsgründen wird daher die Muskulatur häufig stärker als tatsächlich notwendig stimuliert. Dies hat eine übermäßig schnelle Muskelemüdung zur Folge [Quintern 1998].

Dank der Fortschritte auf dem Gebiet implantierbarer Neurostimulatoren sowie der Miniaturisierung von Sensorik und Computersystemen besteht die Chance, viele der bestehenden Defizite in Zukunft zu überwinden. Der tatsächlich erreichbare Funktionsgewinn hängt dabei jedoch entscheidend von der Leistungsfähigkeit und Intelligenz des Steuerungs- und Regelungssystems innerhalb der Neuroprothese ab.

Eine Gang-NP, die Patienten die Fortbewegung auf eigenen Beinen ermöglichen soll, muss alle fortbewegungsrelevanten und vom Patienten intuitiv abrufbaren Bewegungsabläufe erzeugen können. Unbedingt notwendig sind die Bewegungsabläufe Aufstehen und Hinsetzen für den Transfer aus der Sitzgelegenheit in den Stand und zurück. Schritt ist erforderlich zur Fort-

bewegung in ebenem Terrain und Stufenauf- und absteigen zum Überwinden von Bordsteinen und Treppen. Die Entwicklung eines umfassenden und kooperativen Automatisierungskonzepts zur Realisierung dieser Bewegungsabläufe sowie der experimentelle Nachweis der Wirksamkeit der erarbeiteten Verfahren steht im Zentrum der Aktivitäten dieses Forschungsprojektes.

Automatisierungstechnische Aspekte

Automatisierungs- und regelungstechnische Herausforderungen stellen sich insbesondere durch das stark nichtlineare und zeitvariante Verhalten des menschlichen Bewegungsapparates. Zusätzlich sind Latenzen zu berücksichtigen, die auf Reizleitungsverzögerung des neurophysiologischen Systems zurückzuführen sind. Das Prozess- oder Streckenverhalten verändert sich z.B. signifikant durch die innerhalb von Minuten zunehmende Muskelemüdung. Da eine Online-Identifikation der Streckenparameter praktisch nicht durchführbar ist, müssen Reglerentwurf und -parametrierung auf der Grundlage geringer Kenntnis der Streckeneigenschaften durchgeführt werden.

Darüber hinaus ist die Regelstrecke häufig unteraktuiert, da die Anzahl aktivierbarer Muskelgruppen aufgrund der Limitierung der elektronischen Reizkanäle durch den Neurostimulator und wegen der Nichterreichbarkeit bestimmter Muskelgruppen begrenzt ist. Stelleneingriffe können schließlich nur alle 50 ms vorgenommen werden, da die Stimulationsfrequenz der Muskulatur physiologisch vorgegeben ist.

Im Gegensatz zu ausschließlich technischen Systemen ist hier zu beachten, dass die Neuroprothese als technisches Regelungssystem und der Patient als biologisches Regelungssystem, in Form der weiterhin intakten Willkürmotorik, auf die gleiche Regelstrecke einwirken. Eine Konkurrenz dieser Systeme ist beispielsweise so zu verhindern, dass die Neuroprothese Bewegungen nicht erzwingt, sondern den Patienten dabei kooperativ unterstützt. Dabei sollte der Patient so weit wie möglich von automatisierbaren Aufgaben entlastet werden, gleichzeitig aber die Kontrolle über Bewegungskoordination, Initiation und Timing des Bewegungsablaufs behalten. Ferner muss das Organfunktionsersatzsystem im Grunde genommen hundertprozentige Sicherheit und Zuverlässigkeit gewährleisten, damit eine Neuroprothese von den Patienten akzeptiert wird. Darüber hinaus muss die durch Sensorapplikation, Sensorkalibrierung und Reglerparametrierung gegenüber rein gesteuerten Systemen auftretende Komplexitätssteigerung für den Patienten weitgehend unbemerkt bleiben.

Realisierungsaspekte

In der biomechanischen Bewegungsanalyse werden Bewegungsabläufe als Sequenzen von Teilbewegungen beschrieben, in denen bewegungsrelevante Teilziele erreicht werden müssen. Auf dieser Grundlage können die künstlich zu erzeugenden Bewegungsabläufe nach Anpassung an die gestellten Randbedingungen, wie

etwa die Verwendung von Gehhilfen und die verfügbaren Muskelgruppen, beschrieben werden.

Zur Realisierung eignet sich dabei eine hierarchische Regelungsstruktur: eine Überwachersteuerung koordiniert und synchronisiert die Bewegungsphasen, während unterlagerte Regler oder Steuerungen die Aktivierung der Muskulatur bewirken, um damit die Ziele der entsprechenden Bewegungsphasen zu erreichen. Da sich die beiden Beine unabhängig voneinander bewegen können, eignen sich zur Beschreibung der nominalen Bewegungsabläufe steuerungstechnisch interpretierte Petri-Netze (SIPN). Sie ermöglichen – im Gegensatz zu den häufig verwendeten Zustandsautomaten – eine einfache und übersichtliche Modellierung nebenläufiger, also paralleler Prozesse. Dabei repräsentieren die Plätze Bewegungsphasen; beim Auftreten definierter sensorüberwachter Ereignisse schalten Transitionen in nachfolgende Bewegungsphasen. Mit Semaphoren wird schließlich die gleichzeitige Ausführung von Bewegungsabläufen des rechten und linken Beins verhindert. Der Informationskreislauf wird somit auf zweierlei

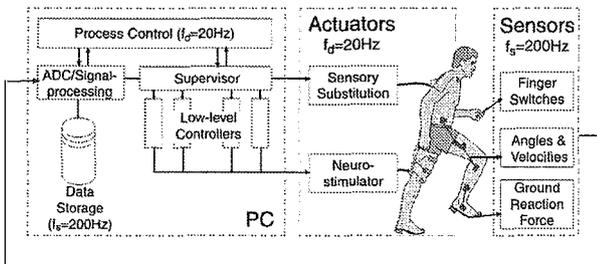


Bild 2: Systemstruktur der kooperativen Neuroprothese WALK!

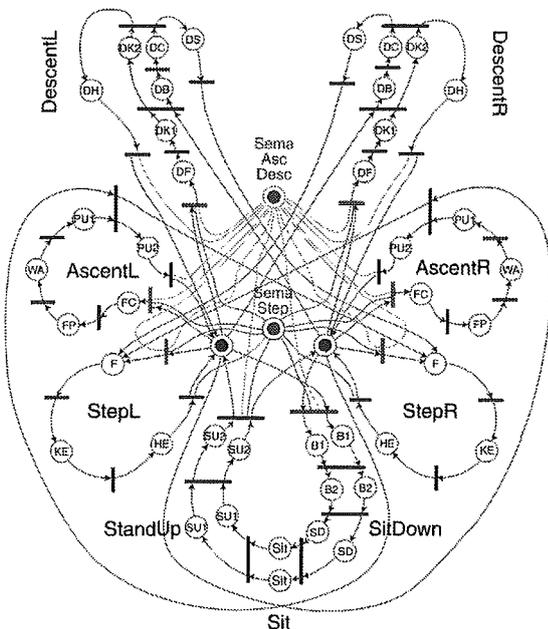


Bild 3: SIPN der Überwachersteuerung zur Realisierung der Bewegungsabläufe Aufstehen (StandUp), Hinsetzen (SitDown), Stand, Schritt (StepL/R), Stufeaufsteigen (AscentL/R) und Stufeabsteigen (DescentL/R) des linken und rechten Beins (L/R). Gemäß Markierung befindet sich das SIPN momentan im Zustand Stand.

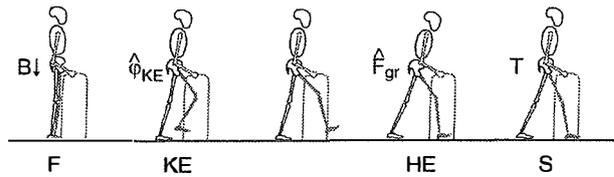


Bild 4: Der Bewegungsablauf Schritt besteht aus drei Bewegungsphasen Flexion, Knieextension und Hüftextension.

Weise geschlossen, mittels sensorüberwachter Phasenumschaltungen und geregelter Muskelaktivierung.

Zur Durchführung von Experimenten wurde das neuroprothetische Experimentalsystem WALK! entwickelt, dessen Grobstruktur in Bild 2 skizziert ist. Es besteht aus einem 8-Kanal Neurostimulator, der hier die Muskulatur der Kniestrecke, Kniebeuger und Hüftstrecke sowie des Flexorreflexes zur Beugung der Hüfte mit Hautelektroden aktiviert. Ein Multisensorsystem bestehend aus patienten- und laborgestützter Sensorik dient der Bewegungs- und Kraftmessung. In Eigenentwicklung wurden ferner spezielle Goniometer-Gyroskop-Einheiten zur patientengebundenen Messung der Gelenkwinkel und -winkelgeschwindigkeiten entwickelt. Ein System zur sensorischen Substitution dient der Darstellung sensorisch erfasster Ereignisse mittels Miniaturvibratoren, die am Oberkörper des Patienten befestigt werden. Handschalter erlauben es dem Patienten seine Bewegungsabsichten kund zu tun. Ein PC-basiertes System ist schließlich für die gesamte Prozesssteuerung und -überwachung zuständig.

In Bild 3 ist das SIPN des WALK! Systems dargestellt, mit dem die Bewegungsabläufe Aufstehen, Stehen, Schritt, Stufeaufsteigen, Stufeabsteigen und Hinsetzen realisiert werden [Fuhr2002].

Am Beispiel des Bewegungsablaufs Schritt soll der Aspekt der Kooperativität verdeutlicht werden. Während das andere Bein im Stand verbleibt, wird ein Schritt, wie in Bild 4 skizziert, durch drei Bewegungsphasen erzeugt. In Phase Flexion (F), in der Hüfte und Knie gebeugt werden, wird dann geschaltet, wenn der Patient einen Handschalter schließt. Zusätzlich wird aus Sicherheitsgründen überwacht, ob das Gewicht hinreichend auf das Standbein verlagert wurde. Mit dieser Maßnahme kann versehentliches Schrittauslösen verhindert werden. In Phase Knieextension (KE) muss das Knie gestreckt, in Phase Hüftextension (HE) die Hüfte gestreckt werden. Um die Patienten zu entlasten, wird bei ausreichender Kniebeugung, die anhand des Kniewinkels überwacht wird, automatisch in Phase KE geschaltet. Die Hüftstreckung in Phase HE darf erst erfolgen, wenn das Bein wieder auf den Boden aufgesetzt ist. Daher wird in dieser Phase erst geschaltet, wenn mit Kraftmesssohlen hinreichende Bodenbelastung festgestellt wird. Da die Patienten durch Oberkörperverlagerung das Aufsetzen des Fußes bestimmen, wird ihre Kontrolle über die Koordination des Bewegungsablaufs erhöht. In den Phasen KE, HE und der Standphase (S) wird ein schaltender I-Regler zur Aktivierung der Kniestreckermuskulatur eingesetzt, um das Knie bei minimaler Aktivierung zu strecken oder gestreckt zu

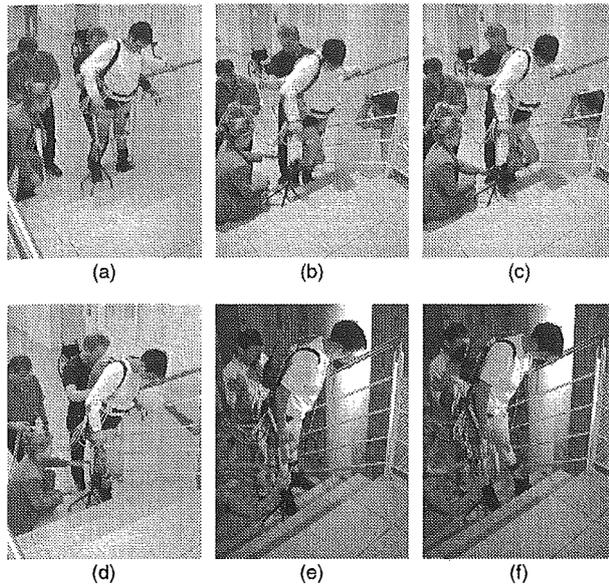


Bild 5: Treppensteigen. Die Patientin versetzt zunächst die Gehhilfe auf die höhere Stufe (a). Danach wird der Fuß angehoben (b) und auf der Stufe positioniert (c). Sobald die Patientin ihr Gewicht auf das obere Bein verlagert hat (d), wird durch Streckung des Knies der Körper auf die höhere Stufe angehoben (e). Mit einem regulären Schritt wird das untere Bein auf die obere Stufe nachgeführt (f).

halten. Mit diesem Regler ist es möglich, die Muskelermüdung gegenüber rein gesteuerter Aktivierung zu halbieren [Fuhr2003b].

Treppensteigen mit WALK! ist in Bild 5 dargestellt. Durch wiederholtes Schließen eines Fingerschalters löst die Patientin die einzelnen Bewegungsphasen aus, in denen das Bein auf der nächsten Stufe positioniert, der Körper angehoben und das untere Bein nachgezogen wird. Die in Bild 5 gezeigte Patientin ist derzeit die weltweit einzige, die mit einer Neuroprothese Treppensteigen kann, wobei nur vier Muskelgruppen je Bein aktiviert werden [Fuhr2003a].

WALK! ist ein assistives, kooperatives System, das die Bewegungen des Patienten unterstützt, die Bewegungskoordination jedoch nicht erzwingt. Weitere Einzelheiten zu Eigenschaften und Leistungsfähigkeit von WALK! können [Fuhr2002, Fuhr2003a] entnommen werden.

VOR – VIRTUELLE ORTHOPÄDISCHE REALITÄT

Aufgabenstellung

Zur Diagnose von Gelenkläsionen existiert eine große Zahl verschiedener klinischer Untersuchungstests. Problematisch beim Erlernen dieser Tests ist jedoch, dass das Trainieren am Patienten nur beschränkt möglich ist, da nicht beliebig viele Patienten mit den gewünschten Pathologien zur gewünschten Zeit zur Verfügung stehen. Hinzu kommt, dass bestimmte Tests für den Patienten oftmals belastend sind.

Hier kann jedoch der Einsatz von Techniken der Virtuellen Realität (VR) Abhilfe schaffen, da sie das Potential besitzen, komplexe Sachverhalte und Vorgän-

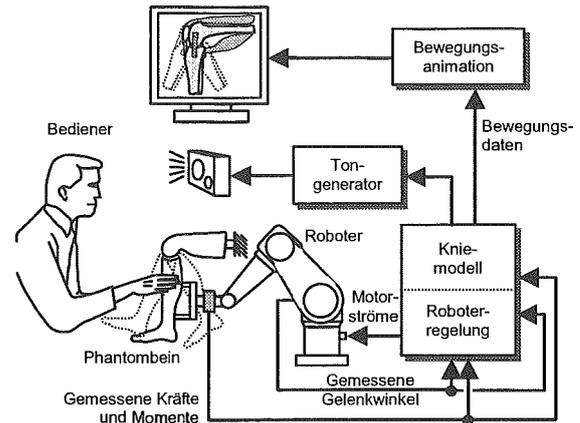


Bild 6: Funktionsschema des Kniegelenksimulators

ge auch ohne realen Patienten zu vermitteln. Dieser Abschnitt stellt eine multimodale Trainingsumgebung vor, die das Erlernen der klinischen Funktionsprüfung bei der Kniegelenkdiagnose unterstützt. Der dazu entwickelte Trainingssimulator ermöglicht eine wirklichkeitsnahe Simulation und Repräsentation von Berührungs- und Kräfteindrücken, wie sie bei der unmittelbaren Abtastung und Bewegung von Körperteilen mit den Händen auftreten.

Automatisierungstechnische Aspekte

Die Grundidee des Simulators besteht darin, klinische Funktionstests statt am Patienten, an einem interaktiven Phantom- oder Kunstknie, bestehend aus haptischem, graphischem und akustischem Display durchzuführen, Bild 6.

Bei dem vorgestellten Lösungsansatz interagiert der Bediener mit einem künstlichen Unterschenkel, der anatomiegerechte Geometrie- und Härteeigenschaften aufweist. Zur Darstellung der Gelenkdynamik ist der Unterschenkel mit einer leistungsstarken Aktorik (Roboter) verbunden und mit entsprechender Sensorik ausgestattet. Durch die gewählte Kombination passiver Körpersegmente mit aktiven mechatronischen Komponenten können dem Bediener sowohl äußerst wirklichkeitsnahe Berührungseindrücke als auch physiologisch korrekte, leicht veränderbare Gelenkeigenschaften vermittelt werden. Beides zusammen vermittelt dem Bediener wirklichkeitsnahe haptische Sinneseindrücke.

In einer ersten Testversion ist der Oberschenkel raumfest an einem Rahmen montiert. Ober- und Unterschenkel sind passend dazu im Bereich des Kniegelenks berührungsfrei angeordnet. Die Bewegung des Unterschenkels durch den Roboter kann je nach Betriebsmodus vom Bediener beobachtet oder beeinflusst werden.

Im so genannten aktiven Betriebsmodus bewegt sich der Roboter gemäß einer fest vorgegebenen Unterschenkeltrajektorie [Frey2002]. Der Bediener wird dabei vom Roboter geführt und kann folglich mit dem optimalen Bewegungsablauf bestimmter Gelenktests vertraut gemacht werden. Dabei können die vom Bediener ausgeübten Kräfte gemessen, angezeigt und bewertet werden. Da der Roboter hier als Lehrer fungiert wird diese Betriebsart auch als Teaching Modus bezeichnet.

Im so genannten interaktiven Betriebsmodus bewegt dagegen der Bediener den Roboter, der wiederum mit dem Bediener interagiert. Der Bediener greift dazu den Unterschenkel und versucht diesen in eine dem Test entsprechende gewünschte Raumrichtung zu bewegen. Die dabei entstehenden Kräfte, Momente und Bewegungen werden gemessen und mittels einer modellbasierten Regelung so weiterverarbeitet, dass sich der Unterschenkel entsprechend seiner tatsächlichen biomechanischen Eigenschaften in die gewünschte Richtung bewegt. Der Bediener gewinnt dabei den Eindruck, er habe diese Bewegung verursacht. In diesem Betriebsmodus kann der Bediener unterschiedliche klinische Gelenktests durchführen und dabei eine simulierte Gelenkverletzung erspüren. Quasi per Knopfdruck können verschiedene Verletzungen oder Erkrankungen durch Variation der biomechanischen Gelenkparameter im Kniemodell dargestellt werden, ohne dabei auf einen "realen" Patienten mit der entsprechenden Verletzung angewiesen zu sein.

Bei der Diagnose von Gelenkläsionen spielt auch die akustische Sinnesmodalität eine wichtige Rolle. So treten bei bestimmten Arthropathien hörbare Reib- und Schnapperäusche auf, die dem Bediener mit Lautsprechern akustisch vermittelt werden können. Ferner ist die Beobachtung des Schmerzempfindens des Patienten für die Diagnose wichtig. Auftretender Schmerz wird dabei z. B. als leichtes Stöhnen bis hin zu heftigen „Au“ Schreien repräsentiert. Entsprechende Geräusche wurden vorab mit einem Mikrophon aufgenommen und als „Sound Samples“ gespeichert.

Das grafische Display besteht schließlich aus einem Monitor und ermöglicht eine Visualisierung sowohl videografischer Aufnahmen als auch interner anatomischer Komponenten, wie Knochen, Sehnen, Bänder und Meniskus. Die Animation erfolgt synchron mit den Bewegungen des haptischen Displays. Die Bilddaten werden aus CT- und MRT-Aufnahmen rekonstruiert. Der Bediener erhält dadurch die Möglichkeit, in das Körperinnere hinein zu schauen sowie die anatomischen und funktionell-dynamischen Zusammenhänge eines gesunden oder auch verletzten Kniegelenks zu studieren.

Im aktiven Betriebsmodus folgt das Phantomknie einer vorgegebenen Solltrajektorie, wie sie dem Bewegungsablauf eines typischen Gelenkfunktionstests entspricht. Dazu messtechnisch ermittelten Bewegungsdaten des Kniegelenks wurden offline aufbereitet und stehen als Sollpositionsverläufe einer klassischen Roboter-Bahnregelung zur Verfügung. Die beim Berühren des Beinsegments vom Bediener auf den Roboter ausgeübten Kräfte werden dabei als Störgrößen vom Bahnregler ausgeregelt.

Im interaktiven Betriebsmodus hat der Bediener die Möglichkeit, die Bewegungen des Roboters zu beeinflussen bzw. vorzugeben. Dabei arbeitet der Roboter als haptisches Display, dessen Aufgabe es ist, die biomechanischen Eigenschaften des virtuellen Objekts, hier des Kniegelenks, darzustellen. Die regelungstechnische Umsetzung erfolgt dabei auf der Basis zweier unter-

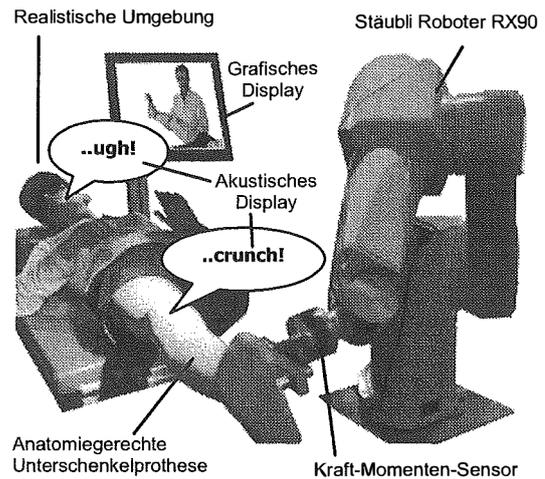


Bild 7: Trainingssimulator bestehend aus grafischem, akustischem und haptischem Display im Teaching Modus.

schiedlicher Architekturen: der Admittanz- bzw. Impedanzarchitektur [Clover1999, Riener2002].

Ziel dabei ist es, dass das haptische Display dem Bediener die gleichen Kraft- und Bewegungseindrücke vermittelt, wie sie an der darzustellenden mechanischen Admittanz bzw. Impedanz des Knies erfahren werden. Dabei wird unter Impedanz – in Analogie zur Elektrotechnik - das Verhältnis aus Kraft und Weg verstanden; die Admittanz ist der Kehrwert der Impedanz. Wird mit dem haptischen Display dieses Verhalten ideal erreicht, so spricht man auch von Transparenz [Lawrence1993]. Da jedoch jedes haptische Display aufgrund seiner Massen und Reibung eine eigene Dynamik besitzt, muss durch eine entsprechende Regelung versucht werden, Transparenz auch unter nicht-idealen Rahmenbedingungen zu erzielen. Erschwerend hierbei ist, dass alle drei miteinander gekoppelte Komponenten, nämlich die darzustellende Admittanz bzw. Impedanz, das haptische Display und der Bediener im allgemeinen nichtlineare Eigenschaften besitzen.

Realisierungsaspekte

Bild 7 zeigt den derzeitigen Aufbau des multimodalen Trainingssimulators, wie er im Teaching Modus verwendet wird. Dazu wurden die Bewegungstrajektorien von mehr als sechzig verschiedenen Kniefunktionstests mit Hilfe des berührungslosen magnetischen Bewegungsmesssystems MotionStar® von Ascension aufgezeichnet und auf den Trainingssimulator übertragen. Der Bediener kann die aufgezeichneten Bewegungen abspielen (playback) und sich durch Anfassen der künstlichen Beinsegmente führen lassen. Synchron mit der Bewegung des haptischen Displays werden ihm visuelle und auditorische Informationen mit Hilfe eines grafischen bzw. akustischen Displays vermittelt.

Weitere Ergebnisse liegen zum Betrieb des Simulators im interaktiven Modus vor [Riener2002]. Exemplarisch wurde die Admittanzarchitektur implementiert. Mit dem haptischen Display können so zahlreiche Bewegungsmuster bzw. -tests mit unterschiedlichen Ge-

schwindigkeiten und Winkelbereichen ausgeführt werden. Die Abweichungen zwischen dem berechneten Sollwinkel und dem tatsächlich resultierenden, gemessenen Winkel bleibt dabei sehr gering, was auf gute Transparenzeigenschaft des haptischen Displays schließen lässt. Problematischer erweist sich allerdings die Darstellung von Admittanzen im Falle geringer Dämpfungen in bestimmten Kniegelenk-Freiheitsgraden, da die entsprechende Regelung dann zu Oszillationen neigt. In diesen Fällen würde die Impedanzarchitektur vermutlich bessere Ergebnisse liefern. Zur Darstellung von beliebigen Impedanzen, die sowohl Extremsituationen, wie harte Anschläge als auch freie Bewegung einschließen, wird deshalb empfohlen, eine hybride Kraft-/Positionsregelung zu verwenden, um die Vorteile beider Architekturen in den entsprechenden Situationen zu nutzen. Wegen weiterer Details sei auch hier auf aktuelle Referenzen [Frey2003, Riener2002] verwiesen.

SCHLUSSFOLGERUNGEN

In diesem Beitrag wurde schwerpunktmäßig über Ergebnisse zweier Forschungsprojekte berichtet, in deren Zentrum Interaktivität und Kooperativität des medizintechnischen Systems mit dem Menschen stehen. Die Realisierung dieser Systeme ist nur durch Einsatz moderner automatisierungstechnischer und biomechatronischer Methoden und Verfahren möglich.

Kooperativität einer Neuroprothese wird erreicht, indem die künstlich zu erzeugenden Bewegungsmuster sensorisch erfasst und überwacht werden und dadurch einerseits Bewegungsabsichten des Patienten erkannt, der Patient andererseits aber von Überwachungsaufgaben befreit werden kann. Der Patient wird so von automatisierbaren Aufgaben entlastet und gleichzeitig in die Lage versetzt, die Bewegungen seiner gelähmten Körperteile zu kontrollieren. Dabei unterstützt die beschriebene Neuroprothese den Patienten, ohne ihn aber zu einer bestimmten Bewegung zu zwingen.

Die vorgestellte multimodale Trainingsumgebung bietet dem Bediener die Möglichkeit der Interaktion mit einer künstlichen Repräsentation eines komplexen menschlichen Gelenks. Neu an diesem - auch auf vergleichbare Anwendungen übertragbaren [Obst2003, Riener2003] - Ansatz ist, dass damit eine realitätsnahe Simulation von Berührungseindrücken ermöglicht wird, wie sie bei der unmittelbaren Abtastung und Bewegung von Körperteilen entstehen.

Durch Einsatz derartiger - die haptische, visuelle und akustische Sinnesmodalitäten erfassender - multimodaler Trainingsumgebungen ist zu erwarten, dass sich in Zukunft die orthopädische, oder allgemeiner, die medizinische Ausbildung anschaulicher, praxisnäher und intensiver als bisher gestalten wird, die Einarbeitungszeit in klinische Untersuchungsmethoden deutlich herabgesetzt werden kann und weniger betreuendes medizinisches Fachpersonal bereitgestellt werden muss.

LITERATURHINWEISE

Dieser Aufsatz ist die überarbeitete Fassung eines Beitrags, der auf dem VDE Kongress NetWorlds 2002 in Dresden präsentiert wurde [Schmidt2002].

- [Clover1999] C. L. Clover, „A control-system architecture for robots used to simulate dynamic force and moment interaction between humans and virtual objects.“, *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics* 29, S. 481-493, 1999
- [Frey2002] M. Frey, R. Riener, R. Burgkart, B. Xin, „Roboterbasiertes Lernsystem: Der Münchner Knie-simulator.“ *Tagungsband Robotik 2002*, Ludwigsburg, 19./20. Juni 2002
- [Frey2003] M. Frey, J. Hoogen, J. Schlurmann, R. Riener, „Der Münchner Kniesimulator: Implementierung eines biomechanischen Kniemodells“, *FZKA 6875, Automed 2003*, S. 38-39, 2003.
- [Fuhr2002] T. Fuhr und G. Schmidt, „Neue Ansätze zur Steuerung und Regelung einer kooperativen Gang-Neuroprothese“, *at-Automatisierungstechnik* 50, S. 307-316, 2002.
- [Fuhr2003a] T. Fuhr, J. Quintern, G. Schmidt, „Stair Ascending and Descending with the Cooperative Neuroprosthesis WALK!“; *Neuromodulation* 6(1), S. 57-67, 2003.
- [Fuhr2003b] T. Fuhr, J. Schneider, R. Riener, G. Schmidt, „VirtualPatient – Neuromuskuläre, biomechanische Simulation menschlicher Fortbewegung mit einer Neuroprothese“, *FZKA 6875 Automed 2003*, S. 18-19, 2003.
- [Lawrence1993] D. A. Lawrence, „Stability and transparency in bilateral teleoperation.“, *IEEE Transactions on Robotics and Automation* 9, S. 624-637, 1993.
- [Obst2003] T. Obst, R. Burgkart, R. Riener, M. Frey, E. Ruckhäberle, „Prototypischer multimodaler Trainingssimulator für die Geburtshilfe“, *FZKA 6875 Automed 2003*, S. 36-37, 2003.
- [Quintern1998] J. Quintern, „Application of functional electrical stimulation in paraplegic patients“, *NeuroRehabilitation* 10, S. 205-250, 1998.
- [Riener2002] R. Riener, J. Hoogen, M. Ponikvar, M. Frey, R. Burgkart, G. Schmidt, „Orthopädischer Trainingssimulator mit haptischem Feedback.“ *at - Automatisierungstechnik* 50(6), S. 296-303, 2002.
- [Riener2003] R. Riener, B. Sae-Kee, M. Frey, R. Burgkart, „Kraftbasierte Berührungslokalisierung an medizinischen Phantomkörpern“, *FZKA 6875 Automed 2003*, S. 40-41, 2003.
- [Schmidt2002] G. Schmidt, T. Fuhr, R. Riener, „Kooperative und interaktive Systeme für die Medizintechnik“, *Fachtagungsberichte VDE Kongress 2002 NetWorlds*, Band 2, S. 289-294, VDE Verlag Berlin, Dresden, 21.-23. Okt. 2002.