

Orthopädischer Trainingssimulator mit haptischem Feedback

Orthopaedic Training Simulator with Haptic Feedback

Robert Riener, Jens Hoogen, Matija Ponikvar, Rainer Burgkart, Martin Frey, Günther Schmidt

Zur Diagnose von Gelenkverletzungen existiert eine Vielzahl unterschiedlicher klinischer Funktionstests. Das Erlernen dieser Tests ist jedoch nur eingeschränkt am Patienten möglich und zudem kosten- und zeitintensiv. In dieser Arbeit wird eine multimodale Trainingsumgebung vorgestellt, die das Trainieren der klinischen Funktionsprüfung am Beispiel der Kniegelenkdiagnose unterstützt. Ein kombiniertes Display mit haptischem, visuellem und auditorischem Feedback ermöglicht es einem Bediener, das Bein eines virtuellen Patienten zu berühren, zu bewegen, interne anatomische Strukturen zu beobachten und Gelenkgeräusche oder Schmerzäußerungen wahrzunehmen. Zur Realisierung der haptischen Interaktion zwischen Bediener und Bein werden verschiedene Regelungsarchitekturen vorgestellt. Erste erfolgversprechende Ergebnisse mit einem einfachen biomechanischen Kniemodell, integriert in eine Admittanzregelungsarchitektur, werden diskutiert und der künftige Einsatz des Trainingssimulators in der medizinischen Ausbildung bewertet.

Various clinical evaluation tests exist for the diagnosis of joint injuries. However, training of these tests on real patients is cumbersome as well as time and cost-consuming. In this paper a multi-modal environment is proposed that supports the training of clinical joint evaluation of the knee joint. A combined display with haptic, visual, and auditory feedback allows a user to touch and move the shank of a virtual patient, while observing the internal joint anatomy and listening to sounds produced by the joint or uttered by the patient due to pain. Various closed-loop control architectures are presented that enable a haptic interaction between the user and the shank. First promising results from a simple biomechanical knee model, integrated in an admittance control architecture, are presented. The future use of the training environment in the field of medical education is discussed.

1 Einleitung

Einer der häufigsten Gründe für Arbeitsunfähigkeit sind Erkrankungen des Skelett- und Gelenksystems [1]. Die hohe Inzidenz von Gelenkläsionen wird durch die große Zahl chirurgischer Eingriffe belegt: 1994 wurden in Deutschland rund 700.000 Knie- und Hüftgelenke operiert [2].

Zur Diagnose von Gelenkläsionen existiert eine große Zahl verschiedener klinischer Untersuchungstests. Problematisch beim Erlernen dieser Tests ist, dass das Trainieren am Patienten nur beschränkt möglich ist, da nicht beliebig viele Patienten mit den gewünschten Pathologien zur gewünschten Zeit zur Verfügung stehen. Es bedarf folglich einige Jahre Übung, bis der angehende Orthopäde die wesentlichen klinischen Tests beherrscht und selbständig einsetzen

kann. Hinzu kommt, dass die Tests für den Patienten oftmals belastend sind.

Hier setzt die Technik der Virtuellen Realität (VR) an, da diese das Eintauchen in computergenerierte, virtuelle Umgebungen mit der Möglichkeit des intuitiven, zielgerichteten Interagierens in Echtzeit ermöglicht und damit das Potential besitzt, komplexe Vorgänge auch ohne Patienten darzustellen. In dieser Arbeit wird eine multimodale Trainingsumgebung vorgestellt, die das Erlernen der klinischen Funktionsprüfung am Beispiel der Kniegelenkdiagnose unterstützt.

Viele Gruppen entwickeln derzeit die unterschiedlichsten VR-Systeme zur Unterstützung der medizinischen Ausbildung [3;4]. Die Vermittlung von Kraft- und Berüh-

rungseindrücken beschränkte sich jedoch bisher vor allem auf so genannte instrumentenbasierte haptische Displays, bei denen Kontaktkräfte über medizinische Instrumente eingeleitet werden. Problematisch erscheint derzeit noch die Darstellung von Greifbewegungen und Abtastvorgängen (Palpation), da hierbei auch taktile und fingerkinästhetische Sinnesmodalitäten berücksichtigt werden müssen. Bisherige Ansätze beschränken sich u.a. auf komplex aufgebaute taktile Pinarrays [5], Datenhandschuhe mit Kraftfeedback (z.B. CyberGraspTM von Virtual Technology Inc.), sowie Anwendungen mit dem PHANTOMTM Gerät (SensAble Technologies Inc., [6]). Wegen der umständlichen Bedienbarkeit und eingeschränkten Funktionalität eignen sich diese Displaytechniken allerdings nicht zur Durchführung virtueller Gelenktests. Das in dieser Arbeit vorgestellte neuartige haptische Display ermöglicht dagegen eine wirklichkeitsnahe Simulation von Berührungs- und Kräfteindrücken, wie sie bei der unmittelbaren Abtastung und Bewegung von Körperteilen mit den Händen auftreten.

2 Multimodale Bedienerschnittstelle

Die Grundidee besteht darin, klinische Funktionstests statt am Patienten, an einem interaktiven Phantomknie, bestehend aus haptischem, graphischem und akustischem Display durchzuführen (Bild 1).

2.1 Haptisches Display

Bei dem von uns vorgestellten Lösungsansatz interagiert der Bediener mit einem künstlichen Unterschenkel, der anatomiegerechte Geometrie- und Härteeigenschaften aufweist. Zur Darstellung der Gelenkdynamik ist der Unterschenkel mit einer leistungstarken Aktorik verbunden und mit entsprechender Sensorik ausgestattet. Durch diese Kombination von passiven Körpersegmenten mit aktiven mechatronischen Komponenten können dem Bediener sowohl

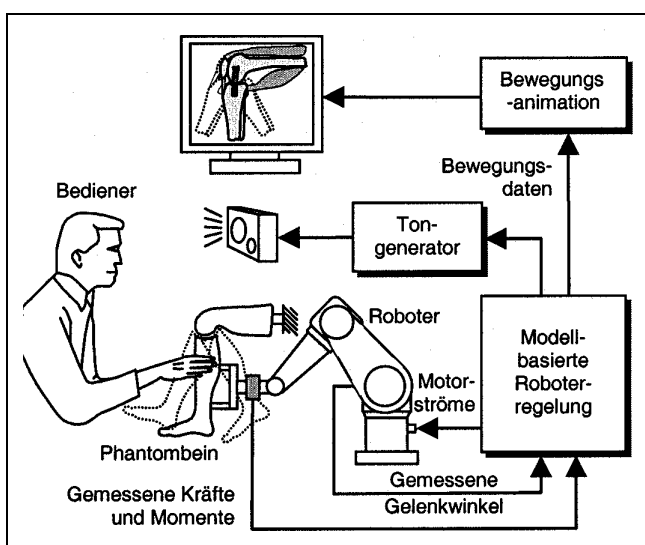


Bild 1: Gesamtszenario des Kniegelenksimulators.

äußerst wirklichkeitsnahe Berührungseindrücke als auch physiologisch korrekte, veränderbare Gelenkeigenschaften vermittelt werden.

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

Im so genannten *aktiven Betriebsmodus* bewegt sich der Roboter gemäß einer fest vorgegebenen Trajektorie [7]. Der Bediener wird dabei vom Roboter geführt und folglich mit dem optimalen Bewegungsablauf bestimmter Gelenktests vertraut gemacht. Gleichzeitig können die vom Bediener aufgebracht Kräfte gemessen, angezeigt und bewertet werden. Da hier der Roboter als Lehrer fungiert, wird diese Betriebsart auch Teaching Modus genannt.

Im so genannten *interaktiven Betriebsmodus* bewegt der Bediener umgekehrt den Roboter, der also mit dem Bediener interagiert. Der Bediener berührt dazu den Unterschenkel und versucht diesen in eine gewünschte Richtung zu bewegen. Die dabei entstehenden Kräfte, Momente und Bewegungen werden gemessen und mittels einer modellbasierten Regelung (siehe Abschnitt 3.2) so weiterverarbeitet, dass sich der Unterschenkel entsprechend seiner biomechanischen Eigenschaften in die gewünschte Richtung bewegt. Der Bediener gewinnt dabei den Eindruck, er habe die Bewegung verursacht. In diesem Betriebsmodus kann der Bediener daher unterschiedliche klinische Gelenktests durchführen und eine simulierte Gelenkverletzung erspüren. Quasi per Knopfdruck können verschiedene Verletzungen oder Erkrankungen, durch Variation der biomechanischen Gelenkparameter, dargestellt werden, ohne auf einen „realen“ Patienten mit der entsprechenden Verletzung angewiesen zu sein.

2.2 Akustisches Display

Bei der Diagnose von Gelenkläsionen spielt auch die akustische Sinnesmodalität eine wichtige Rolle. Bei bestimmten Arthropathien treten hörbare Reib- und Schnappgeräusche auf, die mit Lautsprechern akustisch dargestellt werden können. Ferner ist die Beobachtung des Schmerzempfindens des Patienten für die Diagnose wichtig. Der auftretende Schmerz wird dabei z.B. als leichtes Stöhnen bis hin zu heftigen „Au“ Schreien repräsentiert. Die Geräusche wurden vorab mit einem Mikrophon aufgenommen und als „Sound Samples“ gespeichert. Bei der Interaktion mit dem haptischen Display werden die aktuell auftretenden Gelenklasten, -positionen und -geschwindigkeiten erfasst und bei Überschreitung empirisch ermittelter Grenzwerte entsprechende Sound Samples abgespielt.

2.3 Grafisches Display

Das grafische Display besteht aus einem Monitor und ermöglicht eine Visualisierung interner anatomischer Komponenten, wie Knochen, Sehnen, Bänder und Meniskus.

Die Animation erfolgt synchron mit den Bewegungen des haptischen Displays. Die Bilddaten wurden aus CT- und MRT-Aufnahmen rekonstruiert. Der Bediener hat dadurch die Möglichkeit in das Körperinnere hinein zu schauen und die anatomischen und funktionell-dynamischen Zusammenhänge eines gesunden oder verletzten Kniegelenks zu studieren.

Zur Unterstützung des aktiven Teaching Modus wird ein zweiter Monitor eingesetzt. Synchron mit der Bewegung des Unterschenkels werden darin die Bewegungsabläufe und Handgriffe demonstriert, die für die entsprechenden Funktionstests typisch sind [7].

3 Regelungsstrategien

3.1 Aktiver Modus (Teaching Modus)

Im aktiven Betriebsmodus folgt das Phantomknie einer vorgegebenen Solltrajektorie, die dem Bewegungsablauf eines typischen Gelenkfunktionstests entspricht. Gemessene Bewegungsdaten des Kniegelenks wurden off-line aufbereitet und stehen als Sollpositionsverläufe $q_{K,soll}(t)$ einer klassischen Bahnregelung zur Verfügung (Bild 2). Die beim Berühren des Beinsegments vom Bediener auf den Roboter ausgeübten Kräfte werden als Störgrößen vom Bahnregler kompensiert.

3.2 Interaktiver Modus

In diesem 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 mechanischen Eigenschaften des virtuellen Objekts darzustellen. Die regelungstechnische Umsetzung erfolgt dabei auf der Basis zweier unterschiedlicher Architekturen.

3.2.1 Regelungsarchitekturen

Die Funktion eines mechanischen Systems lässt sich durch den Zusammenhang zwischen Kraft $f(t)$ und Bewegung

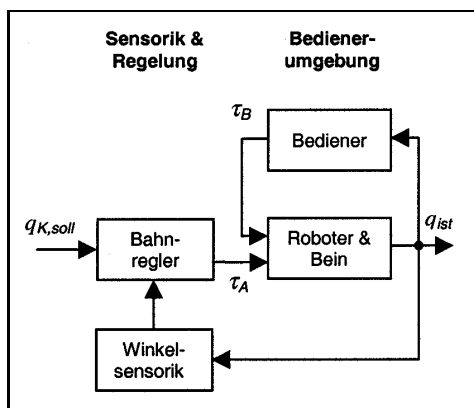


Bild 2: Bahnregelung im aktiven Betriebsmodus. Transformationen vom Gelenkraum in den kartesischen Raum sind nicht explizit dargestellt.

$x(t)$ darstellen. Dieser wird in Analogie zu den elektrischen Größen Spannung und Strom als mechanische Impedanz Z definiert, wenn die Bewegung als eingeprägte Größe wirkt. Besitzt ein Körper beispielsweise eine hohe mechanische Impedanz, so bedeutet dies anschaulich, dass eine große Kraft aufgebracht werden muss, um den Körper entgegen seinen elastischen, dämpfenden und/oder trägen Widerstand zu bewegen. Der inverse Zusammenhang mit der Kraft als Eingangsgröße wird als Admittanz Y bezeichnet:

$$f(t) = Z(x(t)), \quad x(t) = Y(f(t)) \tag{1}$$

Die Darstellung einer haptischen Interaktion kann nun über eine Admittanz- oder Impedanzregelungsarchitektur erfolgen [8;9]. Die Bilder 3 und 4 zeigen in Netzwerkdarstellung, wie dabei die virtuell darzustellende Admittanz Y_V bzw. Impedanz Z_V über das haptische Display H , repräsentiert als Zweitor, mit dem Bediener B in Beziehung steht. Bei der Admittanzarchitektur wird mittels einer virtuellen Admittanz Y_V aus einer gemessenen, vom Bediener vorgegebenen Kraft ($f_V = f_B$) die entsprechende Bewegung x_V ermittelt (Bild 3). Aufgabe des haptischen Displays ist es, diese Bewegung x_V so exakt wie möglich auf den Bediener abzubilden. Der Bediener reagiert über seine Hand-/Armmimpedanz auf die aufgeprägte Bewegung x_B mit einer angemessenen Kraftantwort f_B . Entsprechend invertiert sind die Zusammenhänge bei der Impedanzarchitektur (Bild 4).

Ziel des haptischen Displays ist es, dem Bediener die gleichen Kraft- und Bewegungseindrücke zu vermitteln, wie sie an der darzustellenden Admittanz bzw. Impedanz erfahren werden sollen. Im Idealfall gilt demnach:

$$x_B = x_V, \quad f_B = f_V \tag{2}$$

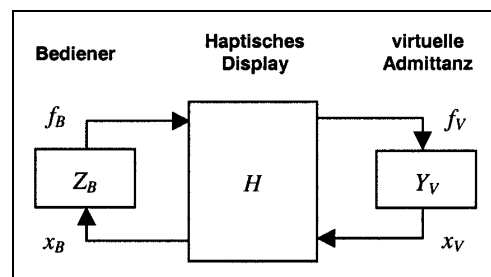


Bild 3: Admittanzregelarchitektur in Netzwerkdarstellung.

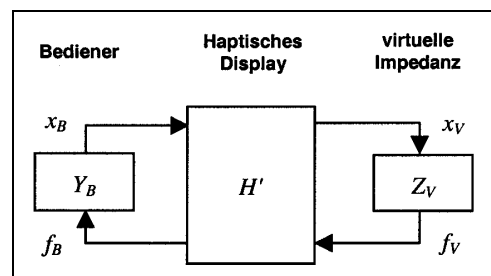


Bild 4: Impedanzregelarchitektur in Netzwerkdarstellung.

Wird dieses Verhalten des haptischen Displays erreicht, so spricht man auch von Transparenz [10]. 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 Randbedingungen zu erzielen. Erschwerend hierbei ist, dass alle drei Komponenten, d.h. die darzustellende Admittanz bzw. Impedanz, das haptische Display und der Bediener im Allgemeinen nichtlineare Eigenschaften besitzen.

Beide Architekturen setzen voraus, dass die virtuell dargestellte Admittanz bzw. Impedanz explizit beschrieben werden kann. Eine Admittanzregelung erweist sich dann als günstig, wenn große Impedanzen Z_V oder gar mechanische Zwangsbedingungen (z. B. eine virtuelle Wand, d. h. $Z_V \rightarrow \infty$ bzw. $Y_V = 0$) vermittelt werden sollen. In diesem Fall wird die Dynamik des gemessenen Kraftsignals durch die Tiefpass-Eigenschaft der darzustellenden Admittanz stark reduziert, sodass die unterlagerte Bahnregelung nur geringen Positionsänderungen zu folgen hat. Sensorrauschen wirkt sich folglich kaum auf die Bahnregelung aus. Umgekehrt eignet sich die Impedanzregelung vor allem zur Darstellung kleiner Impedanzen Z_V . Sie erlaubt theoretisch auch die Durchführung freier Bewegungen ($Z_V = 0$). Da bei der Simulation von Körpergelenkbewegungen die Impedanzen nie Null werden, am Rande des Gelenkwinkelbereiches sogar sehr hohe Werte annehmen können, wird in der hier vorgestellten Anwendung eine Admittanzregelung bevorzugt.

3.2.2 Anwendung der Admittanzregelarchitektur

Die Admittanzregelung lässt sich aus einer Erweiterung der Bahnregelarchitektur (Bild 2) herleiten. Die zwischen Bediener und Roboter wirkenden Lasten τ_B werden mit einem Kraft-Momenten-Sensor erfasst. In einem biomechanischen Kniemodell wird dann die aus der aktuellen Lastsituation τ_B resultierende Kniebewegung berechnet und dem Bahnregler als Sollbewegung $q_{K,soll}$ zugeführt (Bild 5). Der Bahnregler erzeugt schließlich die entsprechenden Aktormomente τ_A , die den Roboter antreiben. Zur Verbesserung des Regelverhaltens können die gemessenen Bedienerkräfte im Bahnregelalgorithmus als Störgrößenaufschaltung berücksichtigt werden (siehe Bild 5, gestrichelter Pfeil). Es steht eine Bibliothek verschiedener Parametersets zur Verfügung, die eine Darstellung von Kniegelenken mit verschiedenen gesunden oder pathologischen Eigenschaften ermöglicht.

Dem biomechanischen Modell des Kniegelenks liegt die Bewegungsgleichung

$$M(q_K)\ddot{q}_K + G(q_K) + D(\dot{q}_K) + E(q_K) = Q_B \quad (3)$$

zugrunde, wobei q_K der Vektor der generalisierten Kniekoordinaten $q_K = (x, y, z, \alpha, \beta, \gamma)^T$ ist, der die Raumposition und -orientierung des Unterschenkels beschreibt. M ist die Trägheitsmatrix des Unterschenkels mit Fuß. G bezeichnet die auftretenden Gravitationsmomente. Dämpfende und

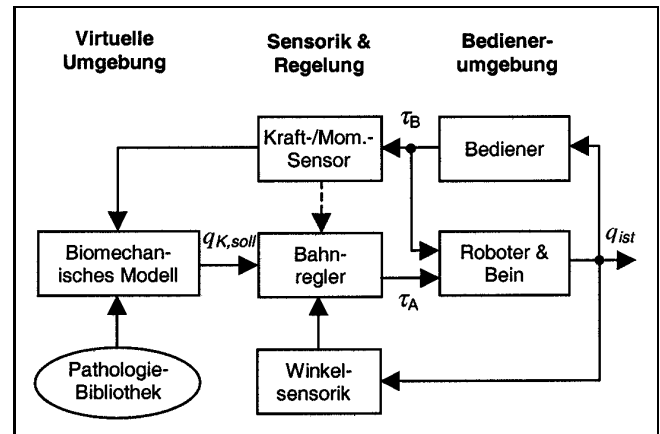


Bild 5: Haptische Darstellung biomechanischer Knieeigenschaften mittels einer Admittanzregelarchitektur.

elastische Momentenbeiträge im Knie werden durch die beiden Terme D und E beschrieben. Die vom Bediener auf das Kniegelenk eingeprägten Kräfte und Momente gehen über den Term der generalisierten Lasten Q_B in die Bewegungsgleichung ein. Der Einfluss aktiver Muskelkräfte wird in der Bewegungsgleichung nicht berücksichtigt. Da es sich bei der hier betrachteten Anordnung um ein Einfachpendel handelt, treten keine Coriolisterme auf.

Die Bewegungsgleichung (3) beschreibt die Kniebewegung, die bei Berührung des Unterschenkels durch den Bediener resultiert. Gemäß (1) muss zur Beschreibung der Admittanz die Bewegungsgleichung nach der Bewegungsgröße q_K aufgelöst werden.

Für eine korrekte Einbindung des Knie Modells in die Reglerarchitektur müssen natürlich die notwendigen Koordinatentransformationen zwischen kartesischem Raum, Knie-system und Roboter gelenkraum durchgeführt werden. So ergibt sich Q_B aus einer Transformation der Bedienerkräfte und -momente τ_B vom kartesischen Raum in das Knie-system. Die in der Bewegungsgleichung berechneten Kniekoordinaten q_K werden als $q_{K,soll}$ an den Bahnregler weitergegeben, wo sie schließlich in den Roboter gelenkraum transformiert werden.

3.3 Implementierung

3.3.1 Bahnregler

Wie in der Robotik üblich bedient sich die Bahnregelung eines so genannten „Computed Torque“ Ansatzes. Dabei werden die für die aktuelle Position und Bewegung des Roboters notwendigen Motordrehmomente mittels eines identifizierten, dynamischen Robotermodells vorge-steuert. Die aus Modellvereinfachungen/-ungenauigkeiten und Störungen resultierende Restdynamik wird schließlich mit einem einfachen PD-Regler kompensiert. Die aktuellen Positionsdaten werden dabei aus den Winkelsensoren in den Roboterachsen gewonnen.

Das Robotermodell berücksichtigt Gelenkreibungs- und Masseneigenschaften. Die Roboterparameter (Massen,

Schwerpunktlagen, Reibungskoeffizienten) wurden mittels Frequenzgangmessungen an den einzelnen Gelenken identifiziert. Obwohl die Deviationsterme der Massenträgheitsmomente sowie die Corioliseffekte des Roboters zunächst vernachlässigt wurden, lieferte diese vereinfachte Modellversion bereits eine zufriedenstellende Regelungsgüte.

3.3.2 PC-basierte Steuerung

Das haptische Display wurde mittels des sechssachsigen Stäubli Industrieroboters RX90 verifiziert. Da der originale Steuerrechner des Roboters für die Computed-Torque-Regelung und das vereinfachte Kniemodell verhältnismäßig lange Zykluszeiten von mehr als 16 ms benötigt, wurde parallel eine PC-basierte Ansteuerung aufgebaut (Bild 6). Über einen Umschalter können Winkelsensor-, Kraft-/Momentensensor und die Analogsignale für die Gelenkverstärker vom Stäubli-Rechner auf den PC umgeschaltet werden, wo eine Signalerfassung/-ausgabe durch entsprechende PCI-Karten erfolgt. Durch Konfiguration der Gelenkverstärker auf eine Stromregelung kann so auf dem PC die oben beschriebene, auf Gelenkmomentenschnittstellen beruhende Regelung implementiert werden. Aufgrund der wesentlich höheren Rechenleistung des PCs kann damit die Abtastzeit auf 250 µs verkürzt werden, was zu wesentlich besseren Ergebnissen als mit der Original-Architektur führt. Vorteilhaft bei diesem Vorgehen ist, dass alle anderen Original-Komponenten, wie die Gelenkverstärker, die Sicherheitselektronik für Bremsen und den Nothaltkreis sowie die Stromversorgung erhalten bleiben und nach wie vor verwendet werden können.

Da der Bediener direkt mit dem Roboter in Kontakt steht, wurden verschiedene mechanische, elektrische und software-technische Sicherheitsmaßnahmen implementiert,

die eine Verletzung des Bedieners im Fehlerfall ausschließen. Zu den mechanischen Maßnahmen gehört beispielsweise ein pneumatisch-magnetischer Überlastschutz, der bei zu großen Kräften die mechanische Bindung zwischen Ersatzkörperteil und Roboter trennt und den Nothalt des Roboters bewirkt. Die elektrischen Sicherheitsmaßnahmen bestehen aus einem Nothalt-Schaltkreis mit Bremsenaktivierung sowie einer Überwachungsschaltung, die unter anderem überprüft, ob der Steuerungs-PC aktiv ist. Softwareseitig wurde eine sensorbasierte Kraft-, Positions- und Geschwindigkeitsüberwachung integriert.

3.3.3 Vereinfachtes Kniemodell

Zur Demonstration des interaktiven Betriebsmodus wurde ein stark vereinfachtes biomechanisches Kniemodell mit sechs Freiheitsgraden entwickelt und in eine Admittanzregelungsarchitektur integriert. Die Unterschenkelmasse wurde auf Null gesetzt, sodass Trägheits- und Gravitationseffekte unberücksichtigt bleiben können ($M = 0$; $G = 0$). Die viskosen und elastischen Eigenschaften wurden als linear angenommen und aus verschiedenen Literaturquellen abgeleitet [11–13]. Demnach besitzt das Kniegelenk eine niedrige Impedanz in Flexionsrichtung, und eine hohe Impedanz in den anderen Freiheitsgraden (Tabelle 1). Zur Darstellung des natürlichen Knieanschlags, bei starker Extension und Flexion wurde die Steifigkeit durch eine stückweise stetig differenzierbare Kennlinie angenähert (Bild 7).

Mit diesem Modellansatz lassen sich je nach Parameterwahl verschiedene Knieeigenschaften simulieren und somit ein gesundes oder verletztes Gelenk darstellen. Der Bediener kann dann verschiedene Testbewegungen, wie z. B. einen so genannten „Vorderen Schubladentest“ oder eine

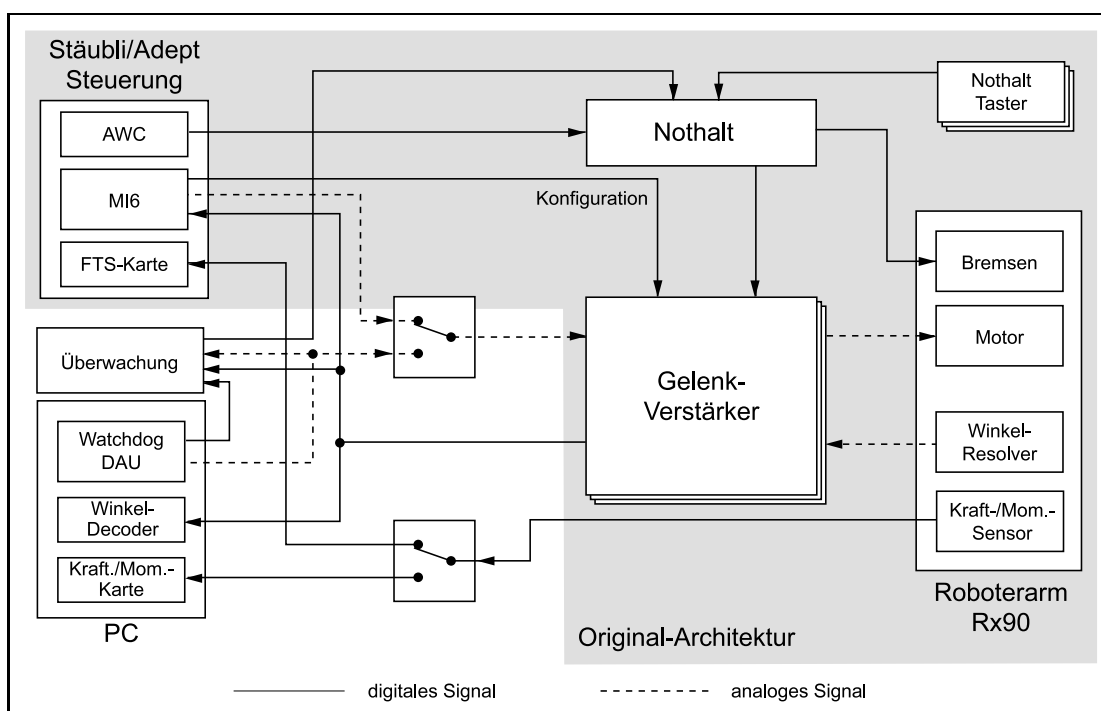
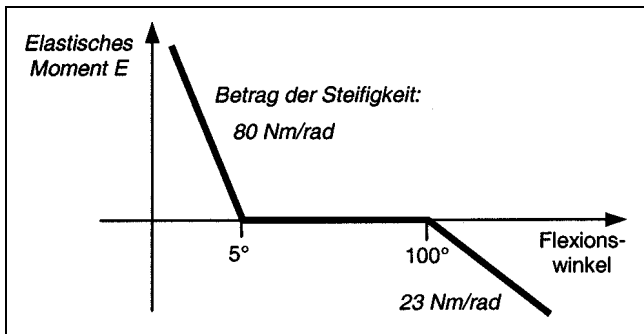


Bild 6: PC-basierte Steuerung für den Stäubli Roboter RX90.

Tabelle 1: Viskoelastische Kniegelenkparameter.

Bewegungsrichtung	Betrag der Steifigkeit	Dämpfung
translatorisch		
anterior-posterior	100 000 N/m	200 Ns/m
medial-lateral	60 000 N/m	200 Ns/m
proximal-distal	100 000 N/m	200 Ns/m
rotatorisch		
Flexion-Extension	80/0/23 Nm/rad	1,0 Nms/rad
Varus-Valgus	688 Nm/rad	2,0 Nms/rad
Innen-/Außenrotation	143 Nm/rad	2,0 Nms/rad

**Bild 7:** Kennlinie zur Beschreibung der Gelenksteifigkeit in Flexion-Extensionsrichtung. Bei 0° befindet sich das Knie in voller Streckung.

„Hyperextensionsbewegung“ durchführen und dabei die Verletzung diagnostizieren.

4 Ergebnisse

4.1 Aktiver Modus

Bild 8 zeigt eine Testversion des multimodalen Trainingssimulators, wie er im Teaching Modus verwendet wird. Die Bewegungstrajektorien von mehr als sechzig verschiedenen Kniefunktionstests wurden mit Hilfe des berührunglosen magnetischen Bewegungsmesssystems MotionStar[®] von Ascension aufgezeichnet und auf den Trainingssimulator übertragen. Der Bediener kann die aufgezeichneten Bewegungen abspielen und sich durch Anfassen der künstlichen Beinsegmente führen lassen. Synchron mit der Bewegung des haptischen Displays werden ihm visuelle und auditive Informationen mit einem grafischen bzw. akustischen Display vermittelt.

In diesem Betriebsmodus lässt sich auch die Aktivierung des Kniesehnenreflexes eindrucksvoll darstellen. Sobald der Bediener mit einem Reflexhammer die richtige Stelle unterhalb des Knies mit dem richtigen Schwung (Kraft und Kraftgradient) trifft, führt der Unterschenkel eine fest vorgegebene gedämpfte Schwingung um seine Ruhelage aus [7].

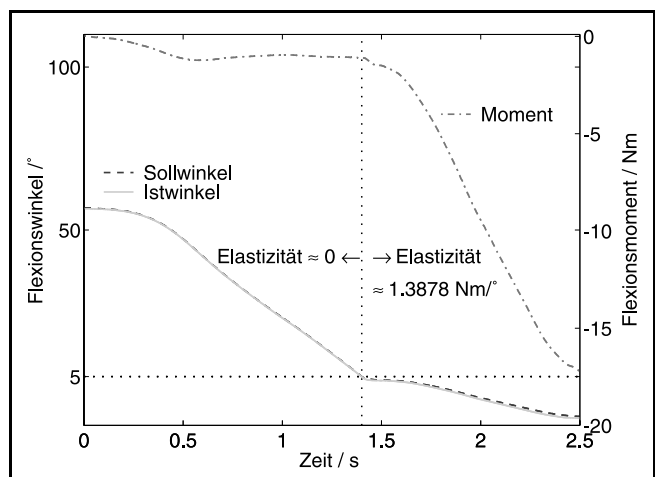
4.2 Interaktiver Modus

Weitere Ergebnisse liegen zum Betrieb des Simulators im interaktiven Modus vor, bei dem das in Abschnitt 3.3

**Bild 8:** Multimodaler Trainingssimulator bestehend aus grafischem, akustischem und haptischem Display im Teaching Modus.

vorgestellte vereinfachte Kniemodell implementiert wurde. Exemplarisch wurden mit dem haptischen Display zahlreiche Bewegungsmuster mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten und Winkelbereichen ausgeführt. In einem ersten Test wurde das Knie ausgehend von einer 55° Beugung in die volle Streckung bewegt. Bild 9 zeigt die Verläufe des gemessenen Flexionsmoments und Istwinkels sowie des berechneten Sollwinkels über der Zeit. In der gebeugten Stellung ist das aufgezeichnete Gelenkmoment relativ gering und weist für den Bereich $0,5\text{ s} < t < 1,4\text{ s}$ einen näherungsweise konstanten Verlauf auf, da nur ein linear-viskoses Moment auf das Gelenk wirkt. Erst wenn das Knie gestreckt ist (Flexionswinkel $< 5^\circ$) steigt das Moment infolge einer erhöhten Steifigkeit deutlich an (vgl. Bild 7).

Die Abweichung zwischen dem berechneten Sollwinkel und dem tatsächlich resultierenden, gemessenen Winkel ist sehr gering ($< 0,7^\circ$), was auf eine hohe Transparenz des haptischen Displays hinweist. Der aus den Messdaten ermittelte Steifigkeitswert von $79,52\text{ Nm/rad}$ weicht nur geringfügig vom vorgegebenen Wert von $80,00\text{ Nm/rad}$ ab.

**Bild 9:** Winkel- und Momentenverläufe einer exemplarischen Streckbewegung.

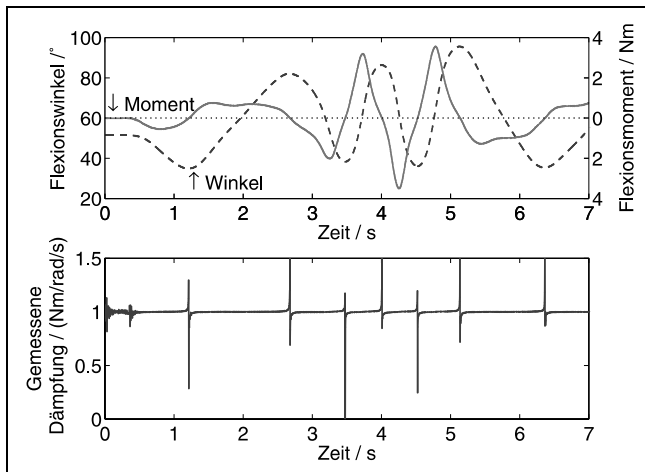


Bild 10: Exemplarische Winkel- und Momentenverläufe einer schnellen Bewegung in Flexions-Extensionsrichtung.

Bild 10 zeigt den Flexionswinkel- und den zugehörigen Momentenverlauf einer Kniebewegung in einem mittleren Winkelbereich, in dem keine elastischen Momentenanteile auftreten. In diesem Bereich können die simulierten Dämpfungseigenschaften sehr gut beurteilt werden. Bei schnellen Bewegungsphasen (steile Flanken im Winkelverlauf) ist der Betrag des Dämpfungsmoments typischerweise größer als bei langsamen Bewegungen. Der aus dem Experiment ermittelte Dämpfungskoeffizient stimmt sehr gut mit den theoretischen Wert von 1 Nms/rad überein (Bild 10 untere Grafik). Die Spitzen in der berechneten Dämpfung erklären sich aufgrund des aus Winkelsensorwerten ermittelten Geschwindigkeitssignals. Bei Geschwindigkeiten um Null liegt die Messgröße im Quantisierungsrauschen und führt so zu ungenauen Geschwindigkeits- und damit unrealistisch hohen Dämpfungswerten.

5 Diskussion und Ausblick

Die vorgestellte multimodale Trainingsumgebung bietet dem Bediener die Möglichkeit, mit einer künstlichen Repräsentation eines menschlichen Gelenks zu interagieren. Neu an dem Ansatz ist, dass eine realitätsnahe Simulation von Berührungseindrücken ermöglicht wird, wie sie bei der unmittelbaren Abtastung und Bewegung von Körperteilen mit den Händen und Fingern entstehen.

Die im *Teaching Modus* angewendete Bahnregelung liefert sehr gute Ergebnisse. Selbst wenn der Bediener größere Kräfte auf das Ersatzbein aufbringt, ist die Abweichung von der Solltrajektorie vernachlässigbar gering. Auch mit der im interaktiven Modus implementierten Admittanzarchitektur konnten sehr gute Ergebnisse erzielt werden. Problematisch könnte sich allerdings die Darstellung von Admittanzen mit geringeren Dämpfungen als die im Experiment implementierten erweisen, da dann die Regelung 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 empfohlen, eine hybride Kraft-/Positionsregelung zu verwenden, um die Vorteile beider Architekturen in den entsprechenden Situationen zu nutzen.

Neben den Erweiterungen der Reglerarchitektur ist auch eine Verbesserung der Modellkomponenten des Reglers geplant. Sowohl Robotermodell als auch biomechanisches Kniemodell können weiter verfeinert werden und somit die Regelungsgüte und Wirklichkeitsnähe des Simulators verbessert werden. Selbstverständlich muss die Qualität und Eignung des Trainingssimulators noch von erfahrenen Orthopäden geprüft werden.

Durch den Einsatz einer multimodalen Trainingsumgebung ist zu erwarten, dass die orthopädische Ausbildung anschaulicher und praxisorientierter wird als bisher, die Einarbeitungszeit in die klinische Untersuchung deutlich herabgesetzt werden kann und weniger betreuendes medizinisches Fachpersonal bereitgestellt werden muss.

Danksagung

Diese Arbeiten werden im Rahmen des Verbundprojekts VOR (Kennzeichen 01IR A15A) vom BMBF gefördert und basieren auf Forschungsergebnissen aus dem SFB 453 „Wirklichkeitsnahe Telepräsenz und Teleaktion“. Die Autoren danken den Herren T. Pröll und F. Regenfelder für Ihre Unterstützung bei der Durchführung dieser Studie.

Literatur

- [1] AOK Krankenstatistik.
- [2] Kleimann, K.-H., Markefka, B. und Holfelder, G.: Potentialermittlung für Hüft- und Kniegelenkoperationen in Allgemeinkrankenhäusern der Bundesrepublik Deutschland. *Untersuchungsergebnisse des Marktforschungsinstituts Vector GmbH*, Oldenburg, 1995.
- [3] Kühnapfel, U., Kuhn, C., Hübner, M., Krumm, H. G., Maaß, H. und Neisius, B.: The Karlsruhe endoscopic surgery trainer as an example for virtual reality in medical education. *Minimally Invasive Therapy and Allied Technologies*, 6, S. 122–125, 1997.
- [4] Müller, W. und Bockholt, U.: The virtual reality arthroscopy training simulator. *Stud. Health Technol. Inform.* 50, S. 13–19, 1998.
- [5] Howe, R. D., Peine, W. J., Kontarinis, D. A. und Son, J. S.: Remote palpation technology for surgical applications. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* 14, S. 318–323, 1995.
- [6] Burdea, G., Patounakis, G., Popescu, V. und Weiss, R.: VR-based training for diagnosis of prostate cancer. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 46, S. 1253–1260, 1999.
- [7] Frey, M., Riener, R., Burgkart, R. und Xin, B.: Roboterbasiertes Lernsystem: Der Münchner Kniesimulator. *Robotik 2002*, Ludwigsburg, 19./20. Juni 2002, eingereicht.
- [8] Clover, C. L.: 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.
- [9] Adams, R. J., Moreyra, M. und Hannaford, B.: Stability and performance of haptic displays: theory and experiments. *Proc. of the International mechanical Engineering Congress and Exhibition ASME*. S. 227–234, 1998.

- [10] Lawrence, D. A.: Stability and transparency in bilateral teleoperation. *IEEE Transactions on Robotics and Automation* 9, S. 624–637, 1993.
- [11] Riener, R. und Edrich, T.: Identification of passive elastic joint moments in the lower extremities. *Journal of Biomechanics* 32, S. 539–544, 1999
- [12] Markolf, K. L., Mensch, J. S. und Amstutz, H. C.: Stiffness and laxity of the knee - the contributions of the supporting structures. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 58-A, S. 583–593, 1976.
- [13] Riener, R., Fuhr, T.: Patient-driven control of FES-supported standing-up: A simulation study. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* 6, S. 113–124, 1998.

Manuskripteingang: 13. Februar 2002.

Dr.-Ing. Robert Riener ist wissenschaftlicher Assistent am Lehrstuhl für Steuerungs- und Regelungstechnik der TU München. Hauptarbeitsgebiete: Neuroprothetik, Biomechanik, VR in der Medizin, Medizinrobotik. Adresse: Lehrstuhl für Steuerungs- und Regelungstechnik, TU München, D-80290 München. Tel.: 089-28928396. E-Mail: robert.riener@ei.tum.de

Dipl.-Ing. Jens Hoogen ist wissenschaftlicher Mitarbeiter am Lehrstuhl für Steuerungs- und Regelungstechnik der TU München. Hauptarbeitsgebiete: Telerobotik, Haptische Displays.

Adresse: Lehrstuhl für Steuerungs- und Regelungstechnik, TU München, D-80290 München. Tel.: 089-28928396. E-Mail: jens.hoogen@ei.tum.de

Dipl. ing. Matija Ponikvar ist wissenschaftlicher Assistent am Labor für Robotik der Universität Ljubljana. Hauptarbeitsgebiete: Neuroprothetik, Bewegungsregelung.

Adresse: Laboratorij za robotiko, Fakulteta za elektrotehniko, Trzaska 25, 1001 Ljubljana. E-Mail: matija.ponikvar@robo.fe.uni-lj.si

Dr. med. Rainer Burgkart ist Oberarzt der Klinik und Poliklinik für Orthopädie und Sportorthopädie am Klinikum rechts der Isar der TU München. Hauptarbeitsgebiete: Kinderorthopädie, Endoprothetik, Gelenkbiomechanik, Intraoperative Navigation, Medizinische Bildverarbeitung.

Adresse: Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie, Klinikum rechts der Isar der TU München, Ismaninger Str. 22, 81675 München. E-Mail: r.burgkart@lrz.tu-muenchen.de

Dipl.-Ing. Martin Frey ist wissenschaftlicher Mitarbeiter am Lehrstuhl für Steuerungs- und Regelungstechnik der TU München. Hauptarbeitsgebiete: Nichtlineare Regelung, Biomechanik, Robotik.

Adresse: Lehrstuhl für Steuerungs- und Regelungstechnik, TU München, D-80290 München. Tel.: 089-28928396. E-Mail: martin.frey@ei.tum.de

Univ. Prof. Dr.-Ing. Dr.-Ing. E.h. Günther Schmidt ist Inhaber des Lehrstuhls für Steuerungs- und Regelungstechnik an der TU München. Hauptarbeitsgebiete: Methoden der Automatisierungstechnik, Robotik, Neuroprothetik.

Adresse: Lehrstuhl für Steuerungs- und Regelungstechnik, TU München, D-80290 München. Tel.: 089-28928396. E-Mail: guenther.schmidt@ei.tum.de

Stellenangebot

UML mit Oldenburg!

Bernd Oestereich

Objektorientierte Softwareentwicklung

Analyse und Design mit der
Unified Modeling Language


5., völlig überarbeitete
Auflage 2001

€ 44,80

DM 87,62

ISBN 3-486-25573-8

www.oose.de/uml



1. Preis
Leserwahl
Objekt-Spektrum
und
Java-Spektrum

Oldenburg Wissenschaftsverlag
Rosenheimer Straße 145
D-81671 München
Telefon 0 89 / 4 50 51-265
Fax 0 89 / 4 50 51-204

Bestellungen:
<http://www.oldenburg-verlag.de>

Oldenburg

OTTO-VON-GUERICKE-UNIVERSITÄT MAGDEBURG



An der **Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik** der **Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg** ist die

C4-Professur Regelungs- und Steuerungstechnik

zum **01. April 2004** wieder zu besetzen.

Die zu berufende Persönlichkeit soll den Entwurf von (kontinuierlichen) Regelungen und (ereignisdiskreten) Steuerungen in Lehre und Forschung vertreten. Die hierzu erforderliche Methodenkenntnis soll durch einschlägige wissenschaftliche Arbeiten ausgewiesen sein. Erfahrung mit der Anwendung solcher Methoden in mindestens einem der folgenden Bereiche ist wünschenswert: Mechanische Systeme (z. B. Robotik), autonome Systeme, embedded systems, Verkehrssysteme. Die Bereitschaft zu interdisziplinärer Zusammenarbeit mit anderen ingenieurwissenschaftlichen Fakultäten, der Fakultät für Informatik und außeruniversitären Forschungsinstituten wird vorausgesetzt.

In der Lehre ist das Spektrum regelungs- und steuerungstechnischer Methoden im Grund- und Hauptstudium zu vermitteln. Hierbei wird besonderer Wert auf das Aufzeigen konzeptioneller Gemeinsamkeiten beider Gebiete gelegt. Lehrveranstaltungen sind für Studiengänge der Fakultäten Elektrotechnik und Informationstechnik sowie Maschinenbau zu erbringen.

Neben dem Nachweis einer hervorragenden wissenschaftlichen Qualifikation (Habilitation oder habilitationsäquivalente Leistungen) werden ausgewiesene universitäre Lehrerfahrungen erwartet.

Die Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg strebt eine Erhöhung des Anteils von Frauen im wissenschaftlichen Bereich an und fordert Frauen nachdrücklich auf, sich zu bewerben.

Bewerbungen von Schwerbehinderten werden bei gleicher Eignung und Befähigung bevorzugt berücksichtigt.

Bewerbungen mit den üblichen Unterlagen (Lebenslauf, Darstellung des wissenschaftlichen und beruflichen Werdegangs, Publikationsverzeichnis, Liste der bisher durchgeführten Lehrveranstaltungen, Zeugniskopien) werden bis **24. Juni 2002** an folgende Anschrift erbeten:

Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg
Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik
Dekan Herr Prof. Dr.-Ing. habil. Bernd Michaelis
Postfach 41 20, 39016 Magdeburg