

Biomechanisch sichere Geschwindigkeitsregelung für die Mensch-Roboter Interaktion

Biomechanically Safe Velocity Controller for Human-Robot Interaction

Sami Haddadin¹, Simon Haddadin^{1,3}, Augusto Khoury^{1,2}, Tim Rokahr¹, Sven Parusel¹,
Rainer Burgkart³, Antonio Bicchi², und Alin Albu-Schäffer¹

¹Robotik und Mechatronik Zentrum, DLR, Oberpfaffenhofen, Deutschland

²Interdepartmental Research Center "E. Piaggio", Universität Pisa, Pisa, Italien

³Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie, Klinikum Rechts der Isar, TUM, München, Deutschland

Roboter zu befähigen sicher mit dem Menschen zu interagieren ist eine essentielle Zielstellung der Roboterforschung. In diesem Sinne ist sicheres Roboterverhalten sogar unter Worst-Case Situationen essentiell und bildet auch die Basis für kognitive Entscheidungsprozesse. In diesem Artikel nähern wir uns dem Problem aus verletzungsmedizinischer Sicht, um eine Relation zwischen Kollisionsmasse, -geschwindigkeit und -geometrie, sowie der damit verbundenen Verletzung im medizinischen Sinne abzuleiten. Diese Einsichten werden derart repräsentiert, dass ein biomechanisch sicherer Geschwindigkeitsregler abgeleitet werden kann, der dieses zuvor erzeugte Wissen nutzt. Der Algorithmus wertet in Echtzeit die reflektierte Trägheit, Geschwindigkeit und Oberflächengeometrie an möglichen Kollisionspunkten entlang der Roboterstruktur aus.

Enabling robots to safely interact with humans is an essential goal of robotics research. In these terms, safe behavior of the robot even under worst-case situations is crucial and forms also a basis for higher level decisional aspects. In this paper we approach the problem from a medical injury analysis point of view in order to formulate the relation between robot mass, velocity, impact geometry, and resulting injury qualified in medical terms. We transform these insights into processable representations and propose a motion controller that utilizes injury knowledge for generating safe robot motions. The algorithm takes into account the reflected inertia, velocity, and geometry at possible impact locations.

Schlagwörter: physikalische Mensch-Roboter Interaktion, Robotersicherheit, Geschwindigkeitsberwachung, Verletzungsbiomechanik, Robotik.

Keywords: physical Human-Robot Interaction, robot safety, velocity control, injury biomechanics, robotics.

1 Einführung

Eine enge physikalische Mensch-Roboter-Kooperation (pMRK) ist eine der großen Herausforderungen an die

Robotikforschung. Einige robotische Systeme haben bereits die nötigen regelungstechnischen Fähigkeiten erlangt, um feinfühlig und komplexe Manipulationen sowie MRK-Aufgaben, welche den dynamischen Aus-

tausch von Kräften zwischen Roboter und Umgebung voraussetzen, durchzuführen. Dieser Schritt machte es zum Beispiel möglich, schwierige und bis dato manuell durchgeführte Montageaufgaben auch in der realen Welt auszuführen. Im besonderen helfen die erreichten sensitiven und schnellen Manipulationsfähigkeiten dieser Roboter potentiell fragile Objekt nicht zu beschädigen und überdies sind sie grundsätzlich weitaus weniger gefährlich für den Menschen. Ziel der pMRK ist, dass Mensch und derartige Roboter auch auf engem Raum interagieren sollen. Um solch direkte physikalische Kooperationen zu erreichen, ist grundsätzlich sicherzustellen, dass ein Mensch selbst unter Worst-Case Bedingungen keine schwerwiegende Verletzung durch mögliche Kollisionen mit dem Roboter davonträgt.

Dieses Forschungsgebiet beinhaltet insbesondere wurden neue Antriebstechnologien, Interaktionsregelungsalgorithmen und Roboter-Mensch-Kollisionsverletzungsmodelle eingeführt [15, 6, 1, 16, 6, 9, 10, 12, 14]. Über die letzten Jahre haben wir einige der ersten Sicherheitsstudien in der Robotik durchgeführt [4, 5, 3, 11], welche wertvolle Einsichten in die potentiellen Verletzungen, die ein Mensch in Folge einer Kollision mit einem Roboter davontragen würde, geliefert haben. Diese Analyse brachte Grundlagen zu Verletzungshergängen z.B. bei schnellen, stumpften Einschlägen, dynamischen und quasistatischen Klemmungen oder Schnitte und Stiche durch scharfe Werkzeuge, hervor.

Ein weiteres offenes Problem der Sicherheitsthematik in der Robotik ist, wie man das eher allgemeine Verständnis von Verletzungen in die Roboterregelung einfließen lassen kann. Einsichten über Verletzungen in der Robotik werden normalerweise dazu verwendet einen sichereren mechanischen Entwurf zu unterstützen oder zu zeigen, dass eine gewisse Design einen vorteilhaften Einfluss auf mögliche Verletzungen während einer ungewollten Kollision hat. Insbesondere wurde Verletzungswissen bisher nicht ausdrücklich als eine einzuhaltene Beschränkung in der Regelung eingeführt.

In diesem Artikel geben wir einen konkreten Lösungsansatz für die genannten Probleme. Als erstes wird die Beziehung zwischen Kollisionsmasse, Geschwindigkeit, Geometrie und medizinisch sichtbaren Weichteilverletzungen mittels systematischer Fallversuchsexperimente auf Schweinebauchpräparate untersucht [8]. Die auftretenden Verletzungen werden nach der internationalen medizinischen AO-Klassifizierung eingeteilt [13], die auch begleitende Weichteilverletzungen beinhaltet. Diese allgemeinen Einsichten werden dann in einen verletzungsbasierten Geschwindigkeitsregler integriert. Dieser begrenzt dynamisch eine gewünschte Sollgeschwindigkeit durch die Betrachtung der inertialen Robotereigenschaften und der entsprechenden Oberflächengeometrie entlang relevanter Kollisionsrichtungen. Unser Ansatz wird im Folgenden detaillierter dargelegt.

1.1 Ansatz

Die grundlegende Motivation dieser Arbeit ist robotische Systeme für die MRK sicher zu gestalten ohne einfach nur pauschale Grenzen in bestimmten Kenngrößen einzuführen, die sich an keiner biomechanischen Grundlage orientieren, so wie es z.B. bei der ISO-10218-2006 der Fall war. Alle vorgestellten Ergebnisse und Einsichten haben einen sehr allgemeinen Charakter und sind nicht nur auf einen gewissen Roboterentwurf zugeschnitten. Unsere Ergebnisse, Analysen und Regelungsalgorithmen können prinzipiell für jeden Roboter von Nutzen sein. Da der Fokus des Artikels auf Weichteilverletzungen liegt, muss zuerst der Einfluss einer generischen Kollision zwischen einem Roboter und einem Menschen verstanden werden. Genauer gesagt, muss man sich die Frage stellen, wie die Beziehung zwischen Einschlagsmasse, -geschwindigkeit und Kontaktgeometrie sowie auftretenden Verletzungen ist. Diese Information kann dann genutzt werden, um ein Algorithmus zu entwerfen, der einem Roboter ermöglicht sich schnellstmöglich unter der Einhaltung der menschlichen Sicherheit zu bewegen. Zuerst sind biomechanische Verletzungsdaten zu generieren, um entsprechend sinnvolle dynamische zustandsabhängige Grenzen zu formulieren. Da weder in der Biomechanik noch in der Rechtsmedizin der Fokus bisher wirklich auf leichten Verletzungen lag, ist es nötig adäquate Kollisionstests durchzuführen, um die Beziehung zwischen "Eingangs-"roboterparametern (reflektierte Trägheit, Geschwindigkeit und Einschlagsgeometrie) und der resultierenden Verletzung zu erhalten¹

Die möglicherweise verursachte Verletzung bei einem Experiment ist dann nach folgendem Schema medizinisch beurteilt worden.

1. Unmittelbare medizinische Untersuchung des Kollisionsbereichs
2. Präparation und Verletzungsanalyse
3. Histopathologische Untersuchung

Anhand der so genannten AO-Klassifizierung ist die beobachtete Verletzung dann in standardisierte Verletzungsklassen eingeteilt worden. In diesem Artikel analysieren wir drei ausgewählte Primitive auf Basis von Hunderten Fallversuchen.

Hiernach leiten wir Risikokurven für die gegebenen Primitive her, die die Verletzung in Abhängigkeit der relevanten Roboterparameter darstellen. Dies ermöglicht

¹ Da wir sicherlich nicht jede mögliche Kontaktgeometrie testen können, war der erste Schritt relevante geometrische Primitive mit genügend Aussagekraft zu finden. Hiernach wurde eine große Zahl an Fallversuchen mit frischen Schweinebauchwandproben bei verschiedenen Massen und Geschwindigkeit für gewisse Primitive durchgeführt. In Zukunft werden wir die Analysen auf weitere Körperteile ausweiten. Jedoch erzeugten unsere bisherigen Versuche bereits eine enorme Menge an Daten, und so würden noch mehr Experimente ein wenig die Essenz der Arbeit verschleiern. Deshalb haben wir uns dazu entschieden eine einzige Körperregion zu wählen, die relativ einfach zu untersuchen ist und so den Gesamtkontext unserer Ergebnisse hervorhebt.

eine einfache und intuitive Repräsentation der Beziehung (*Roboterparameter* \rightarrow *Verletzung*) herzuleiten, die dann in einer Realzeitdatenbank gespeichert werden kann. Das gesammelte Verletzungswissen steht nun in einer echtzeitfähigen Struktur zur Verfügung und kann in einen Geschwindigkeitsregler integriert werden. Der entworfene Regler beachtet die reflektierten Dynamiken des Roboters an relevanten Strukturpunkten, sowie deren Geschwindigkeit und Oberflächenbeschaffenheit. Es sei überdies angemerkt, dass unsere vorangegangenen Arbeiten über stumpfe Kollisionsanalysen nahtlos in diese Algorithmik integriert werden können.

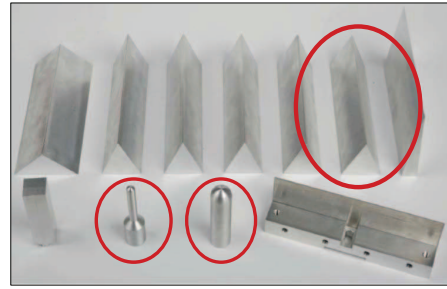


Bild 2: Auswahl an Kontaktprimitiven für Weichteileexperimente. Die eingekreisten Primitive wurden experimentell untersucht.

2 Medizinische Auswertung

In diesem Kapitel werden die relevanten medizinischen Konventionen, sowie die durchgeführten Fallversuch-Experimente, sowie die medizinische Kategorisierung und Beurteilung der beobachteten Verletzungen gegeben. Die medizinische Analyse untergliedert sich in drei Phasen:

1. Unmittelbare Beobachtung nach dem Fallversuch
2. Makroskopische pathologisch-anatomische Analyse
3. Mikroskopische pathologisch-anatomische Analyse

Um ein besseres Verständnis für die Ergebnisse der Beobachtung zu erhalten, werden die Fallversuchexperimente zuerst vorgestellt.

2.1 Fallversuchsexperimente

Für die experimentelle Verletzungsanalyse wurde ein Versuchsaufbau gewählt, der auf dem Prinzip des freien Falls basiert. Der Aufbau beinhaltet einen Kraftsensor zur Messung der Kontaktkraft sowie zwei Beschleunigungssensoren, die die Beschleunigung des Schlittens und des Impaktors messen. Aus Basis der Beschleunigung lässt sich ferner die Aufprallgeschwindigkeit des Impaktors bestimmen. Da eine große Auswahl an Kontaktgeometrien für solche Versuche in Frage kommt, wurde eine repräsentative Auswahl von Kontaktgeometrien erstellt (siehe Abb. 2), aus der drei Körper in den Versuchsreihen verwendet wurden. Der jeweilige Entwurf basiert auf typischen geometrischen Primitiven aus industriellen Prozessen. Die Auswahl erfolgte zusammen mit einem Industriepartner, der kollaborative Arbeitsplätze plant.

Die drei Kontaktprimitive, die in dieser Arbeit untersucht werden sind mit *kleine Sphäre*, *große Sphäre* und *Keil* bezeichnet.

- Keil: 45° mit Abrundungsdurchmesser $r = 0.2$ mm, Breite $L = 200$ mm und Masse 2.7 kg
- Kleine Sphäre: Radius $R = 5$ mm und Masse 2.1 kg
- Große Sphäre: Radius $R = 12.5$ mm and Masse 2.2 kg

Die gewählten Kontaktgeometrien decken bereits eine Vielzahl industrieller Greifer oder zu greifende Gegenstände ab.

2.2 Analysemethodik

2.2.1 AO-Klassifikation & Makroskopische Analyse

In der Medizin werden leichte Verletzungen in der Regel als sekundäre Begleitverletzungen von Frakturen behandelt. In diesem Sinne ist die AO-Klassifizierung der "Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen" [13] eine der international bedeutendsten. Diese Klassifizierung zielt auf eine weltweit einheitliche und eindeutige Frakturbeschreibung des menschlichen Skeletts hin ab. Des Weiteren existiert eine Untergruppe in der AO-Klassifizierung, die sich mit Begleitverletzungen, wie z.B. Haut- und Weichteilverletzungen (Muskel, Bänder, Sehnen, Nerven und Gefäßen), beschäftigt. Wir haben diese Untergruppe gewählt, um unsere experimentell verursachten Verletzungen präzise und objektiv beschreiben zu können. Die Gruppierungen der AO-Klassifizierung, die wir in diesem Artikel nutzen sind im Folgenden erläutert.

1. Hautverletzungen (IC/IO: injury closed/injury open),
2. Muskel- und Sehnenverletzungen (MT: muscle and tendon), und
3. Gefäß- und Nervenverletzungen (NV: neurovascular).

Diese Klassen sind wie folgt unterteilt.

Hautverletzung bei geschlossener Fraktur:

- IC1: Keine Hautverletzung
- IC2: Prellung ohne Hautöffnung
- IC3: Umschriebenes Decollement
- IC4: Ausgedehntes, geschlossenes Decollement
- IC5: Nekrose aufgrund von tiefer Prellung)

Offene Hautverletzung:

- IO1: Hautdurchspießung von innen nach außen)
- IO2: Hautdurchspießung von außen < 5 cm mit geprellten Rändern
- IO3: Hautläsion > 5 cm, umschriebenes Decollement mit Randprellung
- IO4: Hautverlust, tiefe Prellung, Abschürfung
- IO5: (Ausgedehntes Decollement)

Muskel- und Sehnenverletzungen:

- MT1: Keine Verletzung
- MT2: Umschriebene Muskelverletzung (auf eine Muskelgruppe beschränkt)
- MT3: Ausgedehnte Muskelbeteiligung (in zwei oder mehr Muskelgruppen)
- MT4: Ausriss oder Verlust ganzer Muskelgruppen, Sehnedurchtrennungen)
- MT5: Logen- oder Crush-Syndrom)

Neurovaskuläre Verletzungen:

- NV1: Keine Verletzung
- NV2: Isolierte Nervenläsion
- NV3: Umschriebene Gefäßverletzung
- NV4: Kombinierte neurovaskuläre Verletzung
- NV5: Subtotal-/Totalamputation)

In dieser Arbeit wird IC2 als geeigneter Grenzwert angesehen und als Indikator der "Schlüsselkollision" gekennzeichnet. Zusätzlich zur Beurteilung anhand der AO-Klassifikation werden die Breiten, Längen und Tiefen auftretender Läsionen manuell mit einem Messschieber erfasst. Zu Dokumentationszwecken wurden Fotos jeder Probe vor und nach jeder Testreihe erstellt. Im

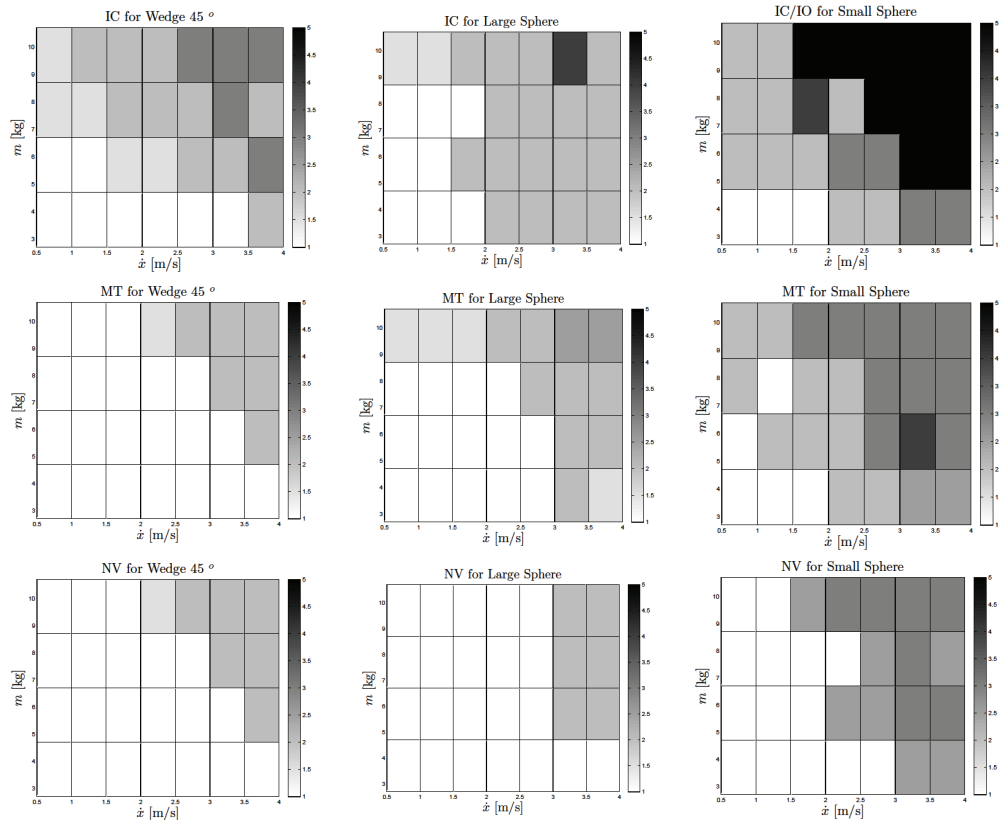


Bild 1: Abhängigkeit der AO-Klassifikation von Kollisionsmasse und -geschwindigkeit für den Keil (erste Spalte), die große Sphäre (mittlere Spalte) und die kleine Sphäre (rechte Spalte).

Anschluss an jeden Aufprall folgte eine vorläufige Observation und Beurteilung. Nach Beendigung einer Versuchsreihe wurde die Probe vom Testaufbau für eine gründlichere Untersuchung entfernt. Zuerst wurde die Hautoberfläche betrachtet und entsprechend IC 1 – 5 oder IO 2 – 5 klassifiziert. Wenn keine offensichtliche Hautöffnung festgestellt werden konnte, wurden 1 cm³-Proben entnommen und für eine spätere mikroskopische Untersuchungen in Formalin fixiert. Das Ziel der mikroskopischen Analyse war eine detaillierte Unterscheidung zwischen verletzter und intakter Haut festzustellen, was durch eine ausschließlich makroskopische Analyse unter Umständen nicht möglich wäre.

2.3 Ergebnisse

Es sei darauf hingewiesen, dass die nun dargestellte Beurteilung eine Zusammenfassung der Beobachtungen ist, die insbesondere dem Reglerentwurf in Kap. 3 als Interpretation der Ergebnisse dienen soll. Abbildung 1 fasst die gewonnenen Risikokennlinien, die aus den Versuchen gewonnen wurden, zusammen. Wie bereits erwähnt, wird jedem Impaktor, jeder Geschwindigkeit sowie Masse eine Schlüsselkollision zugewiesen. Die Schlüsselkollision ist die maximal zulässige Verletzung die auftreten darf. Sie wird in dieser Arbeit als Prelung definiert. Diese Definition ist natürlich nicht ausreichend sobald die Haut zwar vollkommen intakt, unterliegendes Gewebe jedoch verletzt ist. Dies ist insbe-

sondere der Fall, wenn Nerven und Arterien involviert sind. Die dritte Klasse von Weichteilverletzungen, neurovaskuläre Schäden, sind stets im Falle durchdringender Muskelverletzungen möglich, da größere neurovaskuläre Strukturen unter den Muskeln liegen. Folglich wurde die Schlüsselkollision entsprechend der geschätzten Verletzung des Menschen ausgewählt, die vollständig heilbar ist (restitutio ad integrum), d.h. keine dauerhafte Schäden hinterlässt. Im Falle nicht eindeutiger Ergebnisse wurde die Schlüsselkollision über die konservativste Interpretation festgelegt. Die Ergebnisse des Fallversuchs wurden dann in eine Echtzeit-Robotersteuerung integriert, siehe Abb. 3. Jedes medizinische Ergebnis wurde in die Verletzungs-Datenbank integriert, die in Kap. 3 genauer beschrieben ist.

In Abbildung 1 sind die Zusammenhänge zwischen Masse, Geschwindigkeit und Verletzung für 276 Fallversuche dargestellt. Jedem Impaktor (Keil, große Sphäre, kleine Sphäre) ist eine Spalte zugeordnet in der Hautverletzungen, Muskel- und Sehnenverletzungen und neurovaskuläre Verletzungen dargestellt sind. Die Schwere der Gewebsverletzung (1-5 im Sinne der AO-Klassifikation) wird durch graustufige, rechteckige Felder repräsentiert. Weiße Flächen stellen Aufschläge ohne Verletzung (IC1, MT1, oder NV1) dar, während schwarze Flächen die schwerstmögliche Verletzung repräsentieren. Zu beachten ist hierbei, dass in "IC/IO für kleine Sphäre" sowohl geschlossene Hautverletzungen, als auch offene in einem Graphen dargestellt werden. Hierbei kennzeichnen

schwarze Flächen offene Hautverletzungen, sowie Hautverletzungen bei geschlossener Fraktur mit IC5 (Nekrose aufgrund tiefer Prellung). Detaillierte Interpretation sind in [2] gegeben.

Es wird darauf hingewiesen, dass alle bisher durchgeführten Experimente bestimmten Bedingungen entsprechen, die von realen Mensch-Roboter Kollisionen abweichen. Diese können hauptsächlich der Verwendung von avitalem Gewebe zugeordnet werden. Im Vergleich zu lebendem Gewebe fehlen diesem mehrere Eigenschaften wie Muskelspannung, Vorspannung der Haut und natürlich die Möglichkeit auszuweichen. Ferner ist es nicht möglich funktionelle Schäden, wie z.B. arterielle/venöse Blutungen, Schmerz oder neurologische Ausfälle, zu untersuchen. Nichtsdestotrotz spiegeln die durchgeführten Experimente und deren Ergebnisse eher ein Worst-Case-Szenario wieder als mögliche Folgen zu mildern.

Im nächsten Kapitel werden die Sicherheitskurven für die bioemchanisch sichere Geschwindigkeitsüberwachung abgeleitet. Im Anschluss werden Entwurf, Implementierung und experimentelle Performanz einer wissenschaftlichen Steuerung betrachtet.

3 Wissensbasierte Echtzeitsteuerung

3.1 Sicherheitskennlinien für Robotersteuerung

Um das Auftreten einer bestimmten Verletzung zu präzisieren und dieses Wissen in eine Steuerung für sichere Roboterbewegungen zu integrieren, sollen geeignete Modellparameter gefunden werden, die dies möglichst mit messbaren, bzw. robotermodellbasierten Größen erlaubt. Insbesondere sind dies natürlich die Geschwindigkeit und die Trägheitseigenschaften. Die ausstehende Frage ist, welche Kurve genau die Grenze in der Masse-Geschwindigkeits-Kennlinie repräsentiert. Intuitiv würde man eine Beschreibung im Sinne physikalischer Größen wie kinetische Energie, Kontaktkraft oder Impuls wählen. Da jedoch eine medizinische Beurteilung anhand der AO-Klassifikation vorliegt, bedarf die Verletzungsprädiktion keines physikalischen Modells, sondern ausschließlich experimenteller Daten. Aufgrund der Komplexität menschlicher Verletzungsmechanismen können somit konsistentere Ergebnisse erzielt werden als mit einem modellbasierten Ansatz, der Validation erfordert und potentiell größere Ungenauigkeiten aufweist. Insofern können sämtlich Messungen physikalischer Größen während eines Versuchs als ergänzende Informationen angesehen werden. Sie werden jedoch nicht für die Abbildung (*Masse, Geschwindigkeit, Geometrie*) \rightarrow *Verletzung* (eines bestimmten Körperteils) erfordert. Nachdem Masse und Geschwindigkeit zu "Schlüsselkollision" für Experimente am Abdomen zugewiesen wurden, resultieren drei Regressionslinien in der Masse-Geschwindigkeits-Ebene als Sicherheitskennlinie für ein gegebenes Kon-

taktprimitiv. Die maximal zulässige Geschwindigkeit kann folgendermaßen ausgedrückt werden.

$$v_{max} = c_{1_i}m + c_{2_i}, \quad (1)$$

mit den Koeffizienten $c_{1_i} < 0$ und c_{2_i} . Abbildung 3 zeigt die Sicherheits-Kennlinien für alle drei getesteten Primitive für den abdominalen Bereich. Maximale Geschwindigkeiten wurden im Bereich 0.1 – 4.5 m/s evaluiert. Die resultierenden Sicherheits-Kennlinien wurden anschließend konservativ verschoben, sodass alle Datenpunkte überhalb der entsprechenden Grenze liegen.

Es sei an dieser Stelle angemerkt, dass die Analyse von Geschwindigkeitsgrenzen für kleine Massen (< 1 kg) aus zweierlei Gründen weniger interessant ist.

- **Untere Grenze:** Die reflektierte Trägheit für Roboter, die typischerweise in interaktiven Anwendungen eingesetzt werden, ist wesentlich größer (vor allem, wenn der Roboter mit einem Greifer/Hand und/oder Werkzeugen ausgestattet ist).
- **Obere Grenze:** Ein Roboter, der sich in unmittelbarer Nähe eines Menschen befindet und/oder mit diesem kooperativ zusammen arbeitet, sollte mit Sicherheit 4 – 5 m/s nicht überschreiten ².

Ferner ist eine Evaluierung von Geschwindigkeitsgrenzen für große Massen (> 20 kg) nicht von wesentlichem Interesse in der MRK, da entsprechende Roboter im Gegensatz zu traditionellen Industrierobotern so leicht wie technisch möglich ausgelegt werden. Singularitäten und der damit verbundene signifikante Anwachs der kartesischen Trägheitseigenschaften nicht inbegriffen. Es macht aber natürlich keinen Sinn die Geschwindigkeit unter einen gewissen Wert zu reduzieren oder gar die Bewegung zu stoppen. Zusammenfassend erscheint es daher angemessen, eine maximal zulässige Geschwindigkeit für geringe Massen festzusetzen (z.B. 4.5 m/s) und eine minimale Geschwindigkeitsgrenze (z.B. 0.1 m/s) zu definieren, um ein Anhalten in der Nähe von Singularitäten zu verhindern.

3.2 Verletzungsdatenbank

Das wichtigste Ziel der vorliegenden Arbeit ist es einem Roboter zu erlauben das vorab beschriebene Wissen zur dynamischen Geschwindigkeitslimitierung beweglicher Teile so einzusetzen, dass unabsichtliche Kollisionen nicht einen gegebenen Grenzwert im Sinne der AO-Klassifikation (hier IC2) überschreiten. Um größtmögliche Geschwindigkeiten unter Erfüllung einer bestimmten Sicherheitsbeschränkung zu erreichen, muss die Abbildung (*Masse, Geschwindigkeit*) \rightarrow *beobachtete Verletzung* online verfügbar gemacht werden. Solch eine *Verletzungsdatenbank* speichert die Koeffizienten der Sicherheits-Kennlinien (1) für jedes be-

² In vorherigen Arbeiten wurde gezeigt, dass ≈ 2 m/s eine angemessene Geschwindigkeitsgrenze ist. Diese Grenze wurde aus Experimenten zu stumpfen Kollisionen mit dem Kopf abgeleitet.

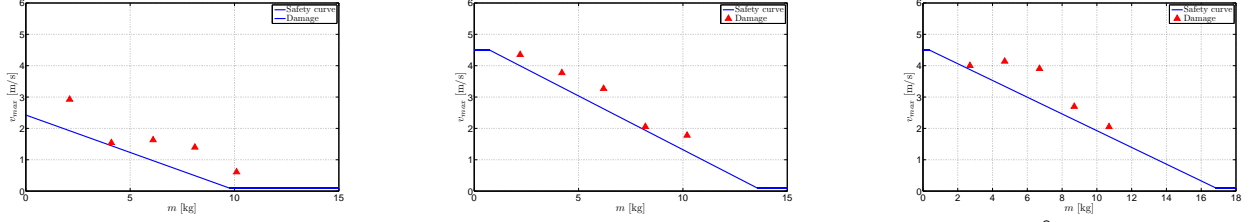


Bild 3: Konservative Sicherheitskennlinien für kleine Sphäre (oben), große Sphäre (mitte) und Keil 45° (unten), die in der Echtzeitsteuerung eingesetzt werden.

kannte Kontaktprimitiv, sodass diese in Echtzeit zur Geschwindigkeitsanpassung verwendet werden können. In der Praxis können Endeffektoren (oder relevante Roboterstrukturen) nicht nur durch ein einziges Kontaktprimitiv repräsentiert werden, da diese meist eine komplexe (variierende) Geometrie aufweisen. Aufgrund der hohen Vielzahl ist es unpraktisch jeden Endeffektor/Roboter separat zu behandeln. Um ein methodisches Vorgehen zu entwickeln, werden Endeffektoren formal als Gruppe gekoppelter Primitive mit jeweiliger geometrischen, dynamischen und Sicherheits-Eigenschaften beschrieben (gewonnen aus CAD-Model, dynamischer Identifikation, Lernen, etc.), während die Roboterhülle adäquat repräsentiert wird. Jedes Primitivobjekt besteht aus dem Schwerpunkt $\mathbf{x}_{COG} \in \mathbb{R}^3$, der Masse $m \in \mathbb{R}^+$, der relativer Position zum Tool-Center-Point (TCP) ${}^{TCP}T_{POI}$, der Menge von Koeffizienten, die die Sicherheits-Kennlinie beschreiben und der Menge geometrischer Parameter, die die Oberfläche beschreiben. Jeder relevante Punkt, der überwacht werden soll, ist definiert als *point of interest* (POI). Die Struktur der resultierenden Datenbank ist wie folgt formuliert.

$$\begin{aligned}
 SoEEs &= \{SoObjects^k \times SoEEPara\} \\
 SoObjects &= \{POI^m \times \mathbb{R}^3 \times \mathbb{R}^+\} \\
 POI &= \{{}^{TCP}T_{POI} \times PRIMITIVE\} \\
 {}^{TCP}T_{POI} &\in SE(3) \\
 PRIMITIVE &= \{COEFF \times PARAMS\} \\
 COEFF &\in SoC(Safety - functions) \\
 PARAMS &\in SoP(surface)
 \end{aligned}$$

SoObjects ist Menge von Objekten, die alle POIs vom jeweiligen Objekt beinhaltet, sowie deren Position und die Masse. *POI* ist ein POI auf einem gegebenen Primitiv. Die Pose ist in Bezug auf den Endeffektor beschrieben. ${}^{TCP}T_{POI}$ bezeichnet die Transformationsmatrix vom TCP zu einem POI. *PRIMITIVE* beinhaltet die Struktur des Primitivs, *COEFF* die Koeffizienten der Sicherheits-Kennlinien und *PARAMS* die Parametermenge, die die Oberflächengeometrie eines Primitivs beschreibt.

Die Verletzungsdatenbank beinhaltet lediglich Relationen zwischen skalarer Masse, Geschwindigkeit und Verletzung. Daher muss für eine vorgegebene Bewegung die

instantane reflektierte Masse und die Sollgeschwindigkeit berechnet werden. Im Anschluss dessen kann die Geschwindigkeit auf einen sicheren Wert im Sinne potentieller Verletzungsgefahr (1) reduziert werden.

3.2.1 Reflektierte Masse an POI

Die Dynamik eines starren Roboters im Gelenkraum ist beschrieben durch

$$M(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + C(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{g}(\mathbf{q}) = \boldsymbol{\tau}, \quad (2)$$

wobei $\mathbf{q} \in \mathbb{R}^n$ der Vektor der Gelenkwinkel, $M(\mathbf{q}) \in \mathbb{R}^{n \times n}$ die Trägheitsmatrix, $C(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$ die Zentrifugal- und Coriolismatrix, $\mathbf{g}(\mathbf{q})$ der Gravitationsvektor und $\boldsymbol{\tau}$ das Gelenkdrehmoment sind. Die Beziehung zwischen Gelenkgeschwindigkeiten und kartesischen Geschwindigkeiten ist $\dot{\mathbf{x}} = J(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}}$, wobei $J(\mathbf{q}) \in \mathbb{R}^{6 \times n}$ die entsprechende Jacobimatrix ist. $M(\mathbf{q})$ und die kartesische kinetische Energiematrix $\Lambda(\mathbf{x})$ hängen folgendermaßen zusammen [7]: $\Lambda(\mathbf{x}) = (J(\mathbf{q})M(\mathbf{q})^{-1}J^T(\mathbf{q}))^{-1}$. Basierend auf einer Zerlegung der kinetischen Energiematrix ergibt sich die Inverse

$$\Lambda^{-1}(\mathbf{q}) = \begin{bmatrix} \Lambda_v^{-1}(\mathbf{q}) & \bar{\Lambda}_{vw}(\mathbf{q}) \\ \bar{\Lambda}_{vw}^T(\mathbf{q}) & \Lambda_w^{-1}(\mathbf{q}) \end{bmatrix}. \quad (3)$$

Nun kann eine skalare Größe erhalten werden die, gegeben eine Kraft in \mathbf{u} -Richtung, die reflektierte Masse am Endeffektor repräsentiert, wobei \mathbf{u} ein Einheitsvektor ist [7]. Diese Größe wird *reflektierte Roboterträgheit* in \mathbf{u} genannt.

$$m_u = [\mathbf{u}^T \Lambda_v^{-1}(\mathbf{q}) \mathbf{u}]^{-1} \quad (4)$$

Entsprechend der Ergebnisse des Fallversuchs wird m_u benötigt, um die maximal zulässige kartesische Geschwindigkeit in \mathbf{u} -Richtung zu bestimmen, die die Sicherheits-Kennlinie erfüllt, siehe Abb. 3.

Als nächstes wird die maximal zulässige Geschwindigkeit eines kartesischen Punktes abgeleitet, was eine Voraussetzung für eine sichere Geschwindigkeit des Roboters ist.

3.2 Verletzungsbasierte Geschwindigkeitsskalierung

Folgendes Schema führt zu einer sicheren Geschwindigkeit für beliebige POIs. Das Basiskoordinatensystem des Roboters wird mit $\{0\}$ gekennzeichnet, das des Endeffektors mit $\{EE\}$.

1. Werte Einheitsvektor \mathbf{u} aus der senkrecht auf der Objektoberfläche von POI steht (Richtung z -Achse in POI -Koordinaten),

$$\mathbf{u} = {}^0R_{POI}\mathbf{z}_{POI}, \quad (5)$$

wobei ${}^0R_{POI}$ die Rotationsmatrix von POI -Koordinaten in $\{0\}$ -Koordinaten (kartesisches Koordinatensystem) ist.

2. Berechne ${}^0\mathbf{v}_{POI}$ auf Basis von Endeffektor-Sollgeschwindigkeit ${}^0\mathbf{v}_{EE_d}$.

$${}^0\mathbf{v}_{EE_d} = \begin{bmatrix} {}^0\dot{\mathbf{x}}_{EE_d} \\ {}^0\boldsymbol{\omega}_{EE_d} \end{bmatrix} \quad (6)$$

$${}^0\mathbf{v}_{POI} = \begin{bmatrix} {}^0\dot{\mathbf{x}}_{POI} \\ {}^0\boldsymbol{\omega}_{POI} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} I_3 & -\hat{\mathbf{p}}_{POI} \\ 0_3 & I_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} {}^0\dot{\mathbf{x}}_{EE_d} \\ {}^0\boldsymbol{\omega}_{EE_d} \end{bmatrix}, \quad (7)$$

wobei \mathbf{p}_{POI} der Positionsvektor des POI in Bezug auf $\{EE\}$ ist. $\hat{\mathbf{p}}_{POI}$ ist die schiefssymmetrische Matrixrepräsentation von \mathbf{p}_{POI} .

3. Auswertung der Inversen der kartesischen kinetischen Energiematrix an POI :

$$\Lambda_{v,POI}^{-1}(\mathbf{q}) = J_v(\mathbf{q})M^{-1}(\mathbf{q})J_v^T(\mathbf{q}) \quad (8)$$

4. Reflektierte Trägheit in \mathbf{u} -Richtung via (4):

$$m_{POI} = 1/(\mathbf{u}^T \Lambda_v^{-1}(\mathbf{q})\mathbf{u}) \quad (9)$$

5. Ableitung der maximalen Geschwindigkeit v_{max} für m_{POI} unter Verwendung der Sicherheitsfunktionen.

$$v_{max} = c_1 m_{POI} + c_2 \quad (10)$$

6. Vergleich von v_{max} und der Projektion von ${}^0\mathbf{v}_{POI}$ in \mathbf{u} -Richtung v_{ort} : wenn $v_{ort} \leq v_{max}$, bleibt die Sollgeschwindigkeit erhalten. Wenn $v_{ort} > v_{max}$ neue Geschwindigkeit ${}^0\mathbf{v}_{POI_{new}}$ ist:

$${}^0\mathbf{v}_{POI_{new}} = {}^0\mathbf{v}_{POI} \frac{v_{max}}{v_{ort}}$$

7. Schlussendlich ist die neue Geschwindigkeit ${}^0\mathbf{v}_{EE}$ des Endeffektors

$${}^0\mathbf{v}_{EE} = \begin{bmatrix} {}^0\dot{\mathbf{x}}_{EE} \\ {}^0\boldsymbol{\omega}_{EE} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} I_3 & \hat{\mathbf{p}}_{POI} \\ 0_3 & I_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} {}^0\dot{\mathbf{x}}_{POI_{new}} \\ {}^0\boldsymbol{\omega}_{POI_{new}} \end{bmatrix}. \quad (11)$$

Diese Prozedur wird für jeden POI wiederholt. Der konservativste wird als ${}^0v_{EE_{new}}$ ausgewählt.

Im folgenden werden einige Experimente diskutiert, die das Systemverhalten in einfachen *Von A Nach B*-Bewegungen verdeutlichen. Der verwendete Roboter ist mit einem Endeffektor ausgestattet, der aus den drei Primitiven zusammengesetzt ist, die zuvor für Fallversuchs-Experimente verwendet wurden.

3.3 Experimentelle Ergebnisse

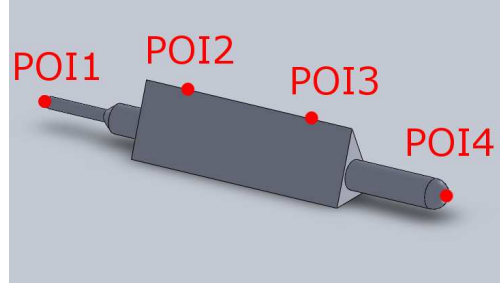


Bild 4: Endeffektor bestehend aus Kontaktprimitiven und assoziierten POIs.

Um die Leistungsfähigkeit des entwickelten verletzungsbasierten Algorithmus zu zeigen, wurde der DLR Leichtbauroboter III (LBR-III) mit einem Endeffektor ausgestattet, der aus den geometrischen Primitiven besteht, die für die Fallversuche zum Einsatz kamen, siehe Abb. 4-5 (links). Für diesen Endeffektor wurden vier POIs ausgewählt: Zwei auf den Spitzen der Sphären (POI1 und POI4 in Abb.4) und zwei auf dem Keil (POI2 und POI3). Für den Keil müssen zwei POIs verwendet werden, da die Breite des Keils einen signifikanten Einfluss während einer Drehbewegung hat. Wenn zwei POIs auf der Kante des Keils gewählt werden, dann ist einer von ihnen zweifellos der schnellste Punkt des Primitivs. Die bisher durchgeführten Experimente beinhalteten jedoch nicht die Ecken des Keils, weshalb für diese Punkte keine Aussage über die Verletzungswahrscheinlichkeit im Falle einer Kollision getroffen werden kann. Eine Analyse der Ecken steht deshalb noch aus. Als Kompromiss werden die beiden POI den distalen Enden des Primitivs zugewiesen, wobei die Geschwindigkeitsdifferenz im Vergleich zu den Ecken vernachlässigbar ist.

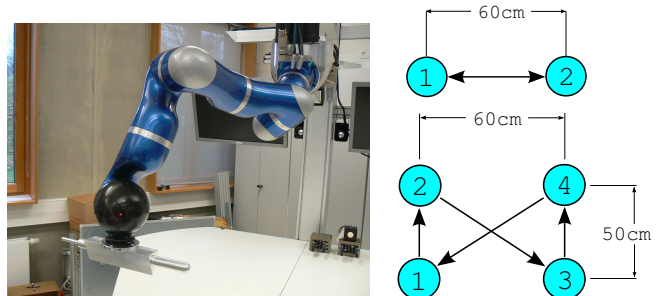


Bild 5: DLR Leichtbauroboter III ausgestattet mit dem Endeffektor, der in den Experimenten verwendet wurde (links). Trajektorien des "Linientests" (oben rechts) und "Ribbontests" (unten rechts).

Da der LBR-III explizit für feinfühlig und sichere Interaktion entwickelt wurde, ist die Leichtbauweise eine seiner wichtigsten Eigenschaften. Aufgrund der Maximalgeschwindigkeit und Trägheitseigenschaften des LBR-III ist es nun aber nicht möglich, potentiell "unsichere" Bewegungen für den gegebenen Endeffektor zu erzeugen. Daher werden die Sicherheits-Kennlinien soweit verschoben, dass der Effekt der SMU für diesen Manipulator sichtbar wird (Skalierungsfaktor 0.2!).

Es wurden Experimente für zwei verschiedene Bewegungsarten durchgeführt. Im *Linientest* (Abb. 5 (oben rechts)) bewegt sich der Endeffektor seitlich (0y -Richtung) zwischen zwei Positionen. Im *Ribbontest* (Abb. 5 (unten rechts)) fährt der Roboter über Kreuz vier verschiedene Positionen an und kombiniert dabei vertikale und horizontale Bewegungen.

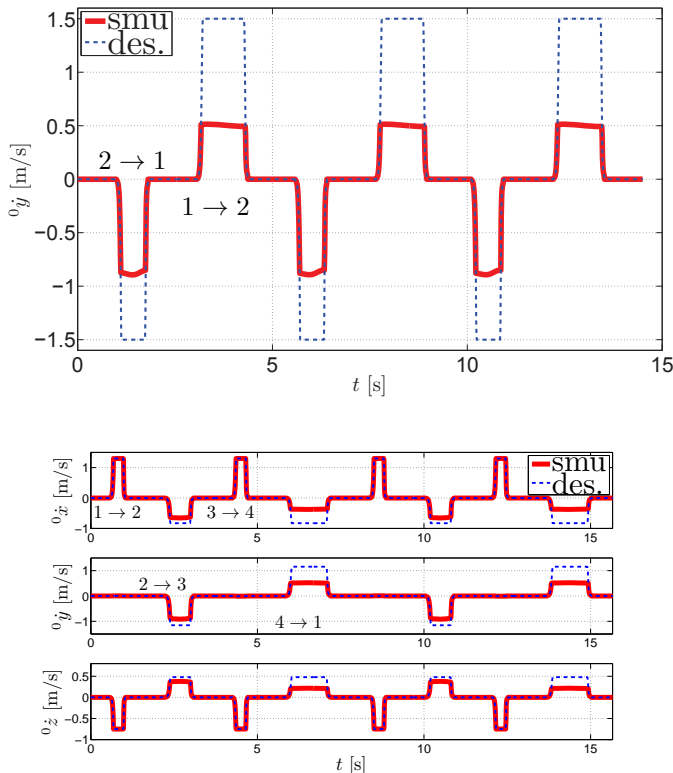


Bild 6: SMU Experimente mit dem "Ribbontest". Kartesische Bewegung entlang der Wz -Achse (0x und 0z -Achse auf dem Endeffektor-Koordinatensystem), und reflektierte Trägheit ausgewertet in Richtung jedes POIs.

Abbildung 6 (oben) stellt die Ergebnisse des *Linientests* dar. Der Endeffektor soll sich mit einer Geschwindigkeit von 1.5 m/s zwischen zwei Zielkonfigurationen bewegen. Die SMU limitiert jedoch die Geschwindigkeit in Abhängigkeit der reflektierten Trägheit und Bewegungsrichtung des Roboters. Während der Bewegung in positive 0y -Richtung ist POI1 der kritische POI und POI4 in negative Richtung. Die Sicherheits-Kennlinie, die POI1 zugewiesen ist, ist restriktiver als die von POI4, da die kleine Sphäre gefährlicher als die große Sphäre ist. So

mit begrenzt die SMU die maximale Geschwindigkeit stärker in positive 0y -Richtung.

In Abbildung 6 (unten) werden die Ergebnisse des *Ribbontests* dargestellt. Da das Koordinatensystem des Endeffektors ($\{0\}$ -Koordinaten) gegenüber dem kartesischen Weltkoordinatensystem ($\{W\}$ -Koordinatensystem) gedreht ist, wird die Geschwindigkeit für alle drei Dimensionen dargestellt. Seitliche Bewegungen werden als 0y -Richtung repräsentiert. Vertikale Bewegungen haben sowohl Einträge in 0x - als auch in 0z -Richtung. Demnach entsprechen die Strecken 1–2 und 3–4 in Abb. 5 (unten rechts) positiver 0x und negativer 0z -Richtung in Abb. 6 (unten). Im Gegensatz hierzu entsprechen die Strecken 2–3 und 4–1 negativer 0x und positiver 0z -Bewegungen. Für seitliche Bewegungen bedeuten die Strecken 2–3 und 4–1 negative and positive 0y -Bewegungen. In Abb. 6 (unten) kann beobachtet werden, dass die SMU die 4–1 Bewegung stärker einschränkt als die 2–3 Bewegung. Dies lässt sich erneut dadurch erklären, dass in dieser Richtung POI1 (kleine Sphäre) relevant ist. Nichtsdestotrotz tragen auch POI2 und POI3 zur Geschwindigkeitsbegrenzung bei. Aufgrund der Symmetrie des Endeffektors beeinflussen sie die Geschwindigkeitsgrenzen entlang 4–1 und 2–3 gleichermaßen. Abschließend kann beobachtet werden, dass die Geschwindigkeit in Aufwärtsbewegungen (1–2 und 3–4) bislang noch nicht vom Regler begrenzt wird. Dies lässt sich dadurch erklären, dass die POIs ausschließlich frontal und lateral zugewiesen wurden.

4 Zusammenfassung

Die Beiträge des vorliegenden Artikels sind wie folgt.

Erstens wurden Fallversuchsexperimente bei variierender Masse, Geschwindigkeit und Oberflächegeometrie mit abdominellem Schweinebauch durchgeführt. Der Zweck der Untersuchungen war grundlegende Verletzungsdaten zu erzeugen, die weder in der Biomechanik noch in der Forensik bisher existierten. Zweitens wurde eine Vorgehensweise zur medizinischen Bewertung und Klassifikation von menschlichen Weichteilverletzungen für die Erzeugung adäquater Repräsentationen dieser vorgeschlagen und so eine weitere algorithmische Prozessierung erlauben. Drittens wurden Risikographen entworfen, die eine sichere Geschwindigkeit gegeben eine instantane Konfiguration, Masse, Oberflächegeometrie und Kollisionskörperteil repräsentieren. Überdies wurde eine Realzeitverletzungsdatenbank-Architektur vorgeschlagen, die die erzeugten Ergebnisse in Echtzeit verfügbar macht. Schliesslich wurde ein Algorithmus zur sicheren biomechanischen Geschwindigkeitsüberwachung und -skalierung entworfen, der auch experimentell verifiziert wurde. Diese Methode erlaubt es auf Basis der Verletzungsdatenbank sicherzustellen, dass potentielle Kollisionen mit dem Menschen (in diesem Fall spezifischer dem menschlichen Abdomen) kei-

ne Verletzungen überhalb eines gewissen vordefinierten Grades erzeugen kann.

Danksagung

Diese Arbeit wurde durch das *European Commission's Sixth Framework Programme* im Rahmen der Projekts SAPAHRI (grant no. 287513) gefördert. Wir möchten uns herzlich bei der KUKA Roboter GmbH für die Unterstützung bedanken.

Literatur

- [1] A. Bicchi and G. Tonietti. Fast and soft arm tactics: Dealing with the safety-performance tradeoff in robot arms design and control. *IEEE Robotics and Automation Magazine*, 11(2):22–23, 2004.
- [2] S. Haddadin, S. Haddadin, A. Khoury, T. Rokahr, S. Parusel, R. Burgkart, A. Bicchi, and A. Albu-Schäffer. A truly safely moving robot has to know what injury it may cause. In *IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems (IROS2012)*, Vilamoura, Algarve, Portugal, pages 5406–5413, 2012.
- [3] Sami Haddadin, Alin Albu-Schäffer, Mirko Frommberger, Jürgen Roßmann, and Gerd Hirzinger. The “DLR Crash Report”: Towards a Standard Crash-Testing Protocol for Robot Safety - Part I: Results. In *IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation (ICRA2008)*, Kobe, Japan, pages 272–279, 2009.
- [4] Sami Haddadin, Alin Albu-Schäffer, and Gerd Hirzinger. Safety Evaluation of Physical Human-Robot Interaction via Crash-Testing. *Robotics: Science and Systems Conference (RSS2007)*, Atlanta, USA, 2007.
- [5] Sami Haddadin, Alin Albu-Schäffer, and Gerd Hirzinger. Requirements for Safe Robots: Measurements, Analysis & New Insights. *Int. J. of Robotics Research*, 28(11):1507–1527, 2009.
- [6] K. Ikuta, H. Ishii, and M. Nokata. Safety evaluation method of design and control for human-care robots. *The Int. J. of Robotics Research*, 22(5):281–298, 2003.
- [7] Oussama Khatib. Inertial properties in robotic manipulation: an object-level framework. *Int. J. Robotics Research*, 14(1):19–36, 1995.
- [8] W. Meyer. Comments on the suitability of swine skin as a biological model for human skin (German). *Der Hautarzt*, 47(3):178–182, 1996.
- [9] S. Oberer and R.-D. Schraft. Robot-dummy crash tests for robot safety assessment. In *IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation (ICRA2007)*, Rome, Italy, pages 2934–2939, 2007.
- [10] J.-J. Park and Jae-Bok Song. Collision analysis and evaluation of collision safety for service robots working in human environments. In *Advanced Robotics, 2009. ICAR 2009. International Conference on*, pages 1–6, 2009.
- [11] J.J. Park, S. Haddadin, J.B. Song, and A. Albu-Schäffer. Designing optimally safe robot surface properties for minimizing the stress characteristics of human-robot collisions. In *IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation (ICRA2011)*, Shanghai, China, pages 5413–5420, 2011.
- [12] B. Povse, D. Koritnik, R. Kamnik, T. Bajd, and M. Munih. Industrial robot and human operator collision. In *IEEE Int. Conf. on Systems Man and Cybernetics (SMC2010)*, Istanbul, Turkey, pages 2663–2668, 2010.
- [13] Thomas P. Rüedi, Richard E. Buckley, and Christopher G. Morgan. *AO Principles of Fracture Management*. 2007.
- [14] M. Wassink and S. Stramigioli. Towards a novel safety norm for domestic robots. *IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems (IROS2007)*, San Diego, USA, pages 3243–3250, 2007.
- [15] Y. Yamada, Y. Hirasawa, S. Huang, Y. Umetani, and K. Suita. Human-robot contact in the safeguarding

space. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2(4):230–236, 1997.

- [16] M. Zinn, O. Khatib, B. Roth, and J. K. Salisbury. A new actuation approach for human-friendly robot design. *International Journal of Robotics Research*, 23(4/5):379–398, 2005.

Manuskripteingang: 30.12.2012.

Dr.-Ing. Sami Haddadin Wissenschaftlicher Koordinator und Leiter der “Human-Centered Robotics”-Gruppe am Robotik und Mechatronik Zentrum des DLR und Lehrbeauftragter an der TUM. Hauptarbeitsgebiete: physikalische Mensch-Roboter-Interaktion, Realzeitplanung, Regelung und Lernen, Sicherheit in der Robotik, Roboter mit variabler Gelenkimpedanz.

Adresse: Institut für Robotik und Mechatronik, Deutsches Zentrum für Luft- und Raumfahrt e.V. (DLR), D-82234 Wessling, Tel: + 49-(0)8153-28-1047, Fax: + 49-(0)8153-28-1134, E-Mail: sami.haddadin@dlr.de

dr.-med. Simon Haddadin wissenschaftlicher Mitarbeiter des Robotik und Mechatronik Zentrum des DLR. Hauptarbeitsgebiete: medizinische Verletzungsanalyse in der Robotik, Unfallmedizin, Sicherheit in der Robotik.

Adresse: s.o.

Dipl.-Ing. Augusto Khoury CV-Augusto

Adresse: s.o.

Tim Rokahr technischer Mitarbeiter des Robotik und Mechatronik Zentrum des DLR. Hauptarbeitsgebiete: Sicherheit in der Mensch-Roboter Interaktion, Crashtests in der Robotik.

Adresse: s.o.

Dipl.-Inf. Sven Parusel Wissenschaftlicher Mitarbeiter des DLR Robotik und Mechatronik Zentrum. Hauptarbeitsgebiete: physikalische Mensch-Roboter-Interaktion und reaktive Planung für Roboter in unstrukturierter Umgebung und in direkter Interaktion mit dem Menschen.

Adresse: s.o.

PD. Dr.-med., MD Rainer Burgkart Leiter der muskuloskelettalen Forschung und Lehre, Medizinischer Leiter der Abteilung für Biomechanik. Hauptarbeitsgebiete: innovative chirurgische roboter-/navigationsunterstützte Intervention, Kombination biomechanischer Gewebetechnik und VR-Technologie, Simulationstechnik, haptische Displaytechnologie und fortgeschrittene Ausbildungsgeräte.

Adresse: s.o.

Prof. Dr. Antonio Bicchi Direktor des Interdepartmental Research Center “E. Piaggio” der Universität Pisa, Adjunct Professor der Fakultät für Psychologie der Universität Florenz und Senior Scientist des Istituto Italiano di Tecnologia, Genova. Hauptarbeitsgebiete: Robotik, Haptik und multimodale Interfaces, Regelung Hybrid kontinuierlicher/symbolischer dynamischer Systeme.

Adresse: s.o.

Dr.-Ing. Alin-Albu-Schäffer Direktor des Instituts für Robotik und Mechatronik im Robotik und Mechatronik Zentrum des DLR und Lehrbeauftragter der TUM. Hauptarbeitsgebiete: Roboterregelung und -modellierung, nichtlineare Regelung, Roboter mit elastischen Gelenken, Impedanz- und Kraftregelung, physikalische Mensch-Roboter-Interaktion, Entwurf mechatronischer Systeme, Roboter mit variabler Gelenkimpedanz.

Adresse: s.o.