

## Methoden

Sami Haddadin\*, Simon Haddadin, Augusto Khoury, Tim Rokahr, Sven Parusel, Rainer Burgkart, Antonio Bicchi und Alin Albu-Schäffer

# Biomechanisch sichere Geschwindigkeitsregelung für die Mensch-Roboter Interaktion

Biomechanically Safe Velocity Controller for Human-Robot Interaction

**Zusammenfassung:** In diesem Artikel befassen wir uns mit dem Problem eine für den Menschen sichere Robotergergeschwindigkeit zu erzeugen. Hierfür untersuchen wir die Relation zwischen Kollisionsmasse, -geschwindigkeit und -geometrie, sowie der damit verbundenen Verletzung im medizinischen Sinne. Diese Einsichten werden derart repräsentiert, dass ein biomechanisch sicherer Geschwindigkeitsregler abgeleitet werden kann. Hierfür wertet der Algorithmus die reflektierte Trägheit, Geschwindigkeit und Oberflächengeometrie an möglichen Kollisionspunkten entlang der Roboterstruktur in Echtzeit aus.

**Schlüsselwörter:** physikalische Mensch-Roboter Interaktion, Robotersicherheit, Geschwindigkeitsüberwachung, Verletzungsbiomechanik, Robotik.

**Abstract:** In this paper, we approach the problem of generating human safe robot velocities. For this, we analyze 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. For this, the algorithm takes into account the reflected inertia, velocity, and geometry at possible impact locations.

**Keywords:** Physical Human-Robot Interaction, Robot safety, Velocity control, Injury biomechanics, Robotics.

---

\*Korrespondenzautor: Sami Haddadin, Institut für Regelungstechnik, Leibniz Universität Hannover, Hannover, Deutschland, E-Mail: sami.haddadin@irt.uni-hannover.de

Augusto Khoury, Tim Rokahr, Sven Parusel, Alin Albu-Schäffer: Robotik und Mechatronik Zentrum, DLR, Oberpfaffenhofen, Deutschland

Augusto Khoury, Antonio Bicchi: Interdepartmental Research Center “E. Piaggio”, Universität Pisa, Pisa, Italien

Simon Haddadin: Klinik für Unfallchirurgie der Medizinischen Hochschule Hannover (MHH), Hannover, Deutschland

Rainer Burgkart: Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie, Klinikum Rechts der Isar, TUM, München, Deutschland

## 1 Einführung

Die Ermöglichung einer engen physikalischen Mensch-Roboter-Kooperation (pMRK) ist eine der großen Herausforderungen an die Robotikforschung. In der Tat haben bereits einige robotische Systeme die nötigen regelungstechnischen Fähigkeiten erlangt, um feinfühlig und komplexe Manipulationen sowie MRK-Aufgaben, welche den dynamischen Austausch von Kräften zwischen Roboter und Umgebung voraussetzen, durchzuführen [1, 15]. Dieser Schritt machte es zum Beispiel möglich, schwierige und bis dato manuell durchgeführte Montageaufgaben auch in realen industriellen Szenarien auszuführen. Im Besonderen helfen die erreichten sensitiven und schnellen Manipulationsfähigkeiten sowie die extreme Leichtbauweise dieser Roboter potentiell fragile Objekte nicht zu beschädigen. Überdies sind sie grundsätzlich weitaus weniger gefährlich für den Menschen als klassische starre und schwere Industrieroboter. Ziel der pMRK ist, dass Mensch und feinfühlig Roboter auch auf engem Raum interagieren sollen. Um derartige direkte physikalische Kooperationen zu ermöglichen, ist grundsätzlich sicherzustellen, dass ein Mensch selbst unter Worst-Case Bedingungen keine schwerwiegende Verletzung durch mögliche Kollisionen mit dem Roboter davonträgt.

Dieses neue Forschungsgebiet beinhaltet insbesondere die Entwicklung neuer Antriebstechnologien,

Interaktionsregelungsalgorithmen und Roboter-Mensch-Kollisionsverletzungsmodelle [2, 7, 10, 11, 13, 16–18]. Über die letzten Jahre haben wir einige der ersten Sicherheitsstudien in der Robotik durchgeführt [4–6, 12], welche wertvolle Einsichten in die potentiellen Verletzungen, die ein Mensch in Folge einer Kollision mit einem Roboter davontragen würde, geliefert haben. Diese Analysen brachten grundlegende Einsichten in die menschlichen Verletzungshergänge z.B. bei schnellen, stumpfen Einschlägen, dynamischen und quasistatischen Klemmungen oder Schnitten und Stichen durch scharfe Werkzeuge, hervor.

Ein weiteres offenes Problem der Sicherheitsthematik in der Robotik ist, wie man das eher allgemeine Verständnis zur Entstehung 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 ein gewisses Design einen vorteilhaften Einfluss auf mögliche Verletzungen während einer ungewollten Kollision hat. Insbesondere wurde Verletzungswissen bisher nicht ausdrücklich als eine einzuhalten dynamische Beschränkung in die Roboterregelung 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<sup>1</sup>. Die auftretenden Verletzungen werden nach der internationalen medizinischen AO-Klassifikation (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthese) eingeteilt [14], 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 Oberflächengeometrien entlang relevanter Kollisionsrichtungen. Unser Ansatz wird im Folgenden detaillierter dargelegt.

### Ansatz

Die grundlegende Motivation dieser Arbeit ist robotische Systeme für die MRK sicherer zu machen ohne einfach

nur pauschale Grenzen in bestimmten Kenngrößen einzuführen, die sich an keiner biomechanischen Grundlage orientieren und so einerseits die Performanz des Roboters unnötig einschränken, bzw. andererseits in bestimmten Situationen nicht restriktiv genug sind. Dies war z.B. der Fall in der ISO-10218-2006. Alle in diesem Artikel 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 der entsprechenden Kollisionsparameter 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 einen Algorithmus zu entwerfen, der es einem Roboter erlaubt 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 erhalten<sup>2</sup>.

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-Klassifikation ist die beobachtete Verletzung dann in standardisierte Verletzungsklassen eingeteilt worden. In diesem Artikel analysieren wir den Einfluss der Oberflächengeometrie beispielhaft anhand von drei ausgewählten Impaktor-Primitiven auf Basis von Hunderten Fallversuchen.

<sup>2</sup> 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.

<sup>1</sup> In [9] ist z.B. deren Eignung zur Versuchsdurchführung nachgewiesen.

Hiernach leiten wir Risikokurven für die gegebenen Primitive her, die die Verletzung in Abhängigkeit der relevanten Roboterparameter darstellen. Dies ermöglicht es eine einfache und intuitive Repräsentation der Beziehung (*Roboterparameter* → *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 wie z.B. [4–6, 12] nahtlos in diese Algorithmik integriert werden können.

## 2 Medizinische Auswertung

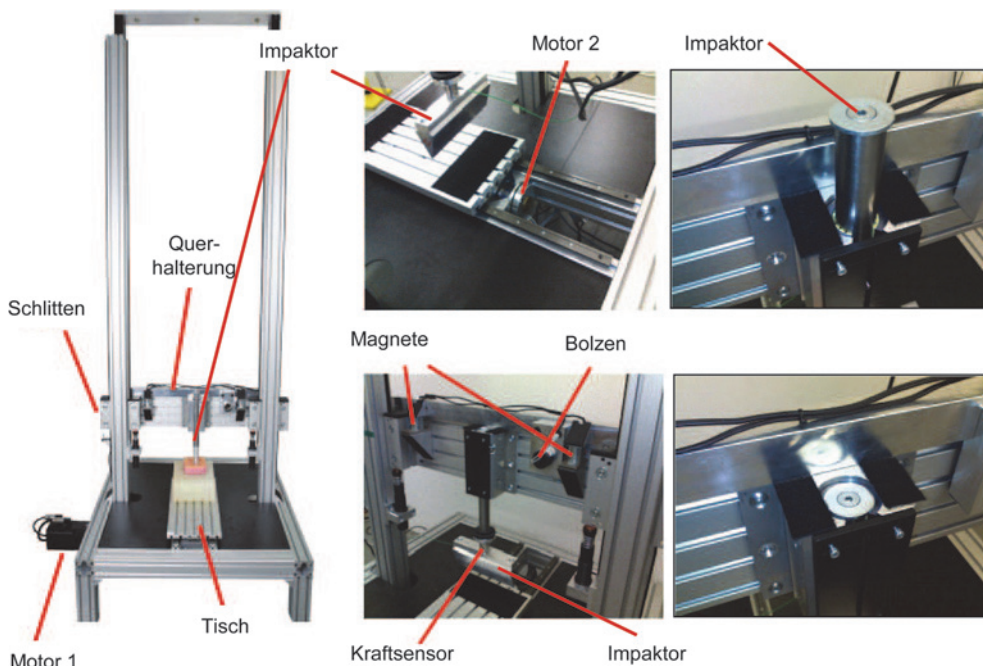
In diesem Kapitel werden die relevanten medizinischen Konventionen, die durchgeführten Fallversuchsexperimente, sowie die medizinische Kategorisierung und Beurteilung der beobachteten Verletzungen gegeben.

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

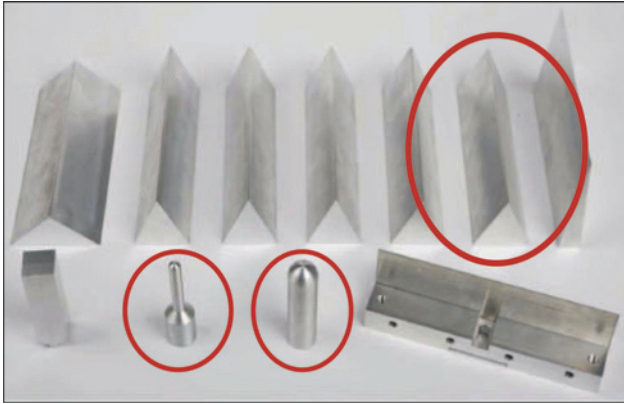
### 2.1 Fallversuchsexperimente

Für die experimentelle Verletzungsanalyse wurde ein Versuchsaufbau gewählt, der auf dem Prinzip des freien Falls basiert, siehe Abb. 1. Der Aufbau beinhaltet einen Kraftsensor zur Messung der Kontaktkraft sowie zwei Beschleunigungssensoren, die die Beschleunigung des Schlittens und des Impaktors (Kollisionskörper) messen. Auf Basis der Beschleunigung lässt sich ferner die Aufprallgeschwindigkeit des Impaktors bestimmen. Die kinetische Energie, die nach dem Kollisionsereignis noch im Impaktor vorhanden ist, wird über zwei passive Dämpfer, die den Kollisionsprozess nicht stören dissipiert.

Da eine große Zahl an Kontaktgeometrien für solche Versuche in Frage kommt, wurde eine repräsentative Auswahl 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



**Abbildung 1:** Fallversuch zur Untersuchung von Weichteilverletzungen. Motor 1 bewegt den Schlitten zu einer gewünschten Höhe (dies ist äquivalent zu einer gewünschten Kollisionsgeschwindigkeit), der im Anschluss über einen Magneten enkoppelt wird. Zusätzliche Kollisionsmassen werden direkt an den Impaktor geschraubt. Um den Schlitten während der Kollision vom Impaktor zu entkoppeln, ist dieser in einer Gleithülle gelagert, die eine reibungsfreie Bewegung in Kollisionsrichtung erlaubt. Motor 2 bewegt den Probenstisch derart, dass eine Serie von Kollisionstests autonom ausgeführt werden kann. Dafür wird das Testsubjekt nach jedem Fallversuch weitergeführt, so dass ein noch intakter Bereich als nächstes getroffen wird.



**Abbildung 2:** Auswahl an Kontaktprimitiven für Weichteilexperimente. Die eingezeichneten Primitive wurden experimentell untersucht.

mit einem Industriepartner, der kollaborative Arbeitsplätze plant. Insgesamt wurden mehr als 267 Einzelversuche durchgeführt, um jede Geschwindigkeit, Masse und Kontaktgeometrie miteinander zu kombinieren. Eine statistische Erzeugung der Daten übersteigt den Rahmen dieses Artikels und bedarf einer koordinierten internationalen Anstrengung von Forschungslaboren und Industrie.

Die Übertragbarkeit von Fallversuchsexperimenten auf die Robotik bedarf einer kurzen Erläuterung.

Grundsätzlich ist es so, dass jede Kollision zwischen Mensch und Roboter durch ein spezielles Kraftprofil charakterisiert wird, das sich aus zwei aufeinanderfolgenden Phasen zusammensetzt.

1. Phase I zeichnet sich durch einen typischerweise sehr kurzen Stoß, der zum großen Teil nur durch die Dynamik des Menschen und Roboters bestimmt wird.
2. Phase II ist im Vergleich zu Phase I ein quasistatischer Vorgang, dessen resultierende Kontaktkraft größtenteils aus den aktiven Antriebskräften stammt. Ohne Klemmung des Menschen handelt es sich um eine Druckkraft, bei Klemmung um eine Klemmkraft.

In diesem Artikel nehmen wir an, dass ein Roboter, der für den MRK-Einsatz konzipiert wurde in der Lage ist, Phase II z.B. durch eine schnelle Kollisionsdetektion und entsprechende -reaktion so zu beeinflussen, dass sie nicht mehr ins Gewicht fällt.

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

- Keil:  $45^\circ$  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 greifenden Gegenstände ab.

## 2.2 AO-Klassifikation & Makroskopische Analyse

In der Medizin werden leichte Verletzungen in der Regel als sekundäre Begleitverletzungen von Frakturen behandelt und beschrieben. In diesem Sinne ist die AO-Klassifikation der „Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesfragen“ [14] eine der international bedeutendsten. Diese Klassifikation zielt auf eine weltweit einheitliche und eindeutige Frakturbeschreibung des menschlichen Skeletts hin ab. Des Weiteren existiert eine Untergruppe in der AO-Klassifikation, die sich mit Begleitverletzungen, wie z.B. Haut- und Weichteilverletzungen (Muskeln, Bänder, Sehnen, Nerven und Gefäßen), beschäftigt. Wir haben diese Untergruppe gewählt, um unsere experimentell verursachten Verletzungen präzise und objektiv beschreiben zu können. Die AO-Klassifikation wurde aus dem Grund gewählt, dass sie die wichtigste, umfassende und am weitesten anerkannte Verletzungsbeschreibung in der Medizin ist. Die Gruppierungen der AO-Klassifikation, 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 Décollement
- IC4: Ausgedehntes, geschlossenes Décollement
- (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 Décollement mit Randprellung
- IO4: Hautverlust, tiefe Prellung, Abschürfung
- IO5: (Ausgedehntes Décollement)

### 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, Sehnendurchtrennungen)
- (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 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 cm<sup>3</sup>-Proben entnommen und für eine spätere mikroskopische Untersuchung 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. Detaillierte Darstellungen dieser sind in [3] zu finden.

## 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<sup>3</sup>. Abbildung 3 fasst

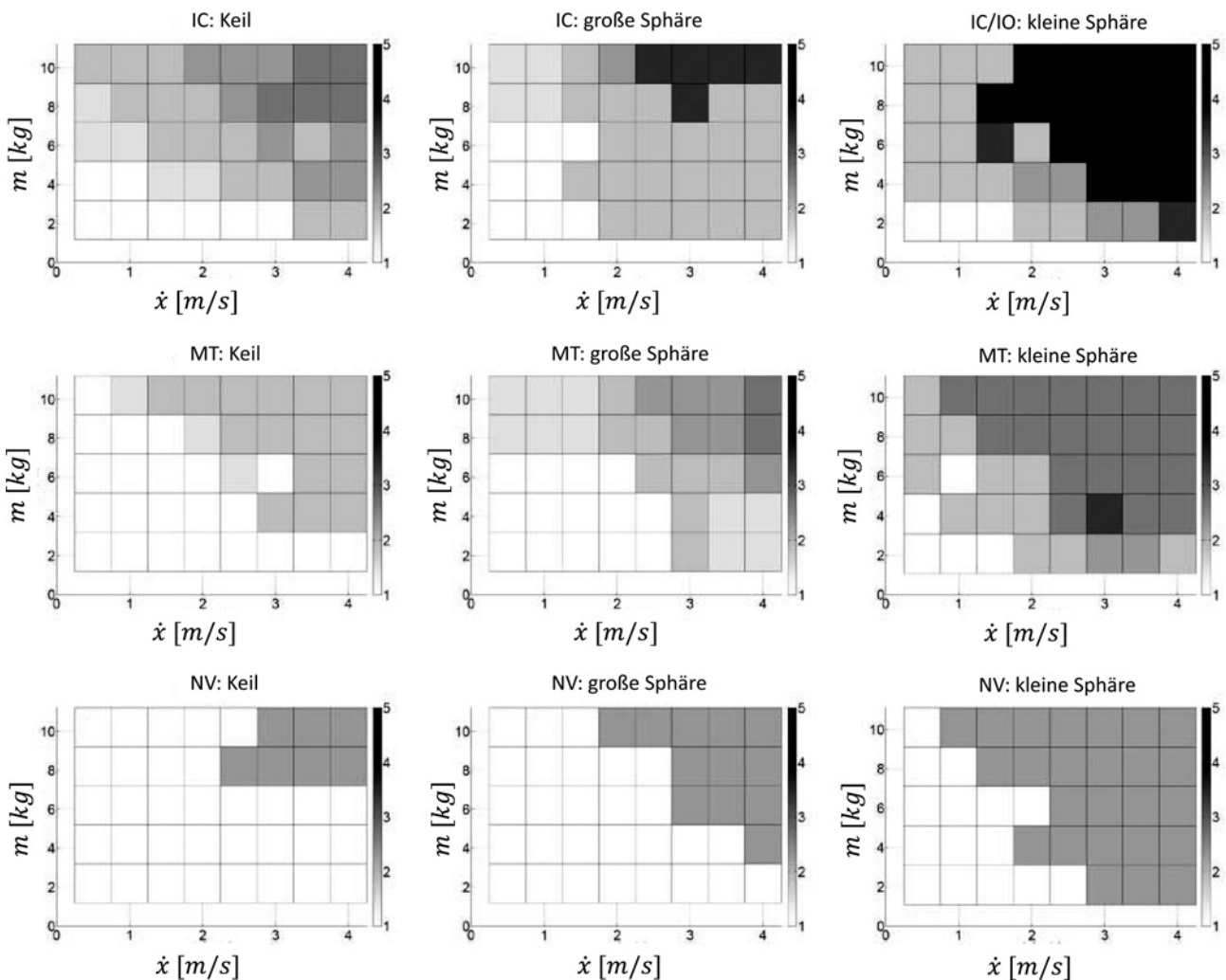
<sup>3</sup> Es ist zu beachten, dass die Evaluierung neurovaskulärer Schäden in [3] auf Basis sämtlicher verfügbarer Informationen (AO-Klassifikation sowie makro- und mikroskopische Analyse) durchgeführt wurde und daher konservativer ausfiel als im vorliegenden Artikel. Um die Analyse nun verständlicher zu gestalten, wird bei Beobachtung von MT  $\geq 3$  direkt von NV4 ausgegangen.

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 Prellung definiert. Diese Definition ist natürlich nicht ausreichend sobald die Haut zwar vollkommen intakt, unterliegendes Gewebe jedoch verletzt ist. Dies ist insbesondere 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.

In Abbildung 3 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 mit IC5 (Nekrose aufgrund tiefer Prellung). Detaillierte Interpretationen sind in [3] gegeben.

Es sollte beachtet werden, dass alle bisher durchgeführten Experimente bestimmten Bedingungen entsprechen, die von realen Mensch-Roboter Kollisionen abweichen. Diese können hauptsächlich der Verwendung von totem 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 stellen die durchgeführten Experimente und deren Ergebnisse eher ein Worst-Case-Szenario dar.

Im nächsten Kapitel werden die Sicherheitskurven für die biomechanisch sichere Geschwindigkeitsüberwachung abgeleitet. Im Anschluss werden Entwurf, Imple-



**Abbildung 3:** Abhängigkeit der AO-Klassifikation von Kollisionsmasse und -geschwindigkeit für den Keil (erste Spalte), die große Sphäre (mittlere Spalte) und die kleine Sphäre (rechte Spalte). Die AO-Abkürzungen (siehe Abschnitt 2.2) sind wie folgt. IC = injury closed, MT = muscle & tendon injury, NV = neurovascular injury.

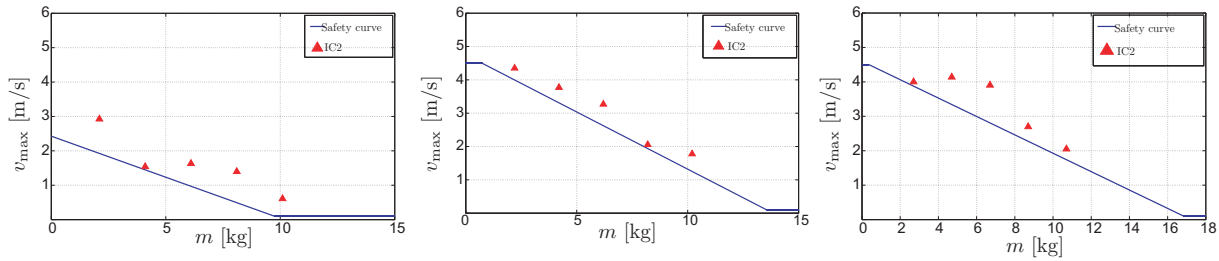
mentierung und experimentelle Performanz einer biomechanisch sicheren Geschwindigkeitssteuerung betrachtet.

## 3 Biomechanisch sichere Geschwindigkeit

### 3.1 Sicherheitskennlinien

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 erlauben. Insbesondere sind dies natürlich die Ge-

schwindigkeit 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 sämtliche Messungen physikalischer Größen während eines Versuchs als ergänzende Informationen angesehen werden. Sie werden jedoch nicht für



**Abbildung 4:** Konservative Sicherheitskennlinien für kleine Sphäre (links), große Sphäre (mitte) und Keil 45° (rechts), die in der Echtzeitsteuerung eingesetzt werden.

die Abbildung (*Masse, Geschwindigkeit, Geometrie*) → *Verletzung* (eines bestimmten Körperteils) erfordert.

Nachdem Masse und Geschwindigkeit zu „Schlüsselkollision“ für Experimente am Abdomen für die getesteten Primitive zugewiesen wurden, resultieren drei Regressionslinien in der Masse-Geschwindigkeits-Ebene als Sicherheitskennlinie für ein gegebenes Kontaktprimitiv, siehe Abb. 4 (alle drei getesteten Primitive für den abdominalen Bereich). Die maximal zulässige Geschwindigkeit kann folgendermaßen ausgedrückt werden.

$$v_{\max}(m) = \text{reg.lim} [c_1(i, \mathbf{a}_i)m + c_2(i, \mathbf{a}_i), v_1, v_2], \quad (1)$$

mit den Koeffizienten der Sicherheitskennlinien  $c_1(i, \mathbf{a}_i) < 0$  und  $c_2(i, \mathbf{a}_i)$  für das Primitiv  $i$ . Die Parameter  $v_1, v_2$  sind die minimal und maximal zulässige Geschwindigkeit, die die von oben und unten begrenzte lineare Regression *reg.lim* parametrisiert. Maximale Geschwindigkeiten wurden im Bereich 0.1 – 4.5 m/s evaluiert, siehe Abb. 3. 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 <sup>4</sup>.

<sup>4</sup> In vorherigen Arbeiten wurde gezeigt, dass  $\approx 2$  m/s eine angemessene Geschwindigkeitsgrenze ist. Diese Grenze wurde aus Experimenten zu stumpfen Kollisionen mit dem Kopf abgeleitet.

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 sind durch diesen Kommentar natürlich nicht behandelt. Es macht aber keinen Sinn die Geschwindigkeit unter einen gewissen Wert zu reduzieren oder gar die Bewegung aufgrund der Fahrt durch eine Singularität 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 Verletzungswissen zur dynamischen Geschwindigkeitslimitierung beweglicher Teile so einzusetzen, dass unabsichtliche Kollisionen mit dem Menschen 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*) → *beobachtete Verletzung* online verfügbar gemacht werden. Solch eine *Verletzungsdatenbank* speichert die Koeffizienten der Sicherheits-Kennlinien (1) für jedes bekannte 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 (variiierende) Geometrie aufweisen. Aufgrund der beliebig hohen Zahl von Endeffektoren ist es unpraktisch jeden End-

effektor/Roboter separat zu behandeln. Um ein methodisches Vorgehen zu entwickeln, werden Endeffektoren formal als Gruppe gekoppelter Primitive mit jeweiliger geometrischen, dynamischen und Sicherheitseigenschaften beschrieben (gewonnen aus CAD-Model, dynamischer Identifikation, Lernen, etc.), während die Roboterhülle adäquat repräsentiert wird. Jeder relevante Punkt, der überwacht werden soll, ist definiert als *point of interest* (POI). Jedes Primitivobjekt (deren Menge in *SoObjects* in (2) zusammengefasst ist) besteht aus einer Menge von POIs, dem Schwerpunkt  $^{Obj}x_{COG}$  (COG = center of gravity), der Masse  $m$ , dem Inertialtensor  $I$  und der relativen Position zum Endeffektor  $^{EE}T_{Obj}$ . Folgende Eigenschaften sind mit jedem POI assoziiert. Erstens, seine relative Pose in Relation zum Primitivobjekt-Referenzkoordinatensystem  $^{Obj}T_{POI}$ . Zweitens, eine Menge geometrischer Parameter *PARAMS*, die das Oberflächenprimitiv *SURFACE* repräsentieren. Drittens, ein Identifikator *SC – TYPE*, der die Art der Sicherheitskurve (in unserem Fall einfache Regression mit gedeckelter Geschwindigkeit, siehe Abb. 4) indiziert, wird eingeführt. Viertens, eine Menge an Koeffizienten *COEFF*, die die entsprechende Sicherheitskurve beschreiben. Zusammen bilden *COEFF*, *PARAMS* und *SC – TYPE* die Struktur *PRIMITIVE* für jeden POI. Die resultierende Datenbank ist wie folgt formuliert.

$$\begin{aligned}
SoEEs &= \{SoObjects^k \times \{^{EE}T_{Obj}\}^k\} \\
^{EE}T_{Obj} &\in SE(3) \\
SoObjects &= \{POI^m \times \mathbb{R}^3 \times \mathbb{R}^+ \times \mathbb{R}^{3 \times 3}\} \\
POI &= \{^{Obj}T_{POI} \times PRIMITIVE\} \\
^{Obj}T_{POI} &\in SE(3) \\
PRIMITIVE &= \{COEFF \times PARAMS \times SC - TYPE\} \\
COEFF &\in SoC(SC - TYPE) \\
PARAMS &\in SoP(SURFACE)
\end{aligned} \tag{2}$$

*SoEEs* ist die Menge von Endeffektoren und *SoObjects* ist die Menge von Primitivobjekten. 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 um die globalen Risikokurven anzuwenden. Im Anschluss dessen kann die Geschwindigkeit auf einen sicheren Wert im Sinne potentieller Verletzungsgefahr reduziert werden (siehe (1)).

### 3.2.1 Reflektierte Masse am POI

Die Dynamik eines starren Roboters im Gelenkraum ist beschrieben durch

$$M(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + C(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{g}(\mathbf{q}) = \boldsymbol{\tau}, \tag{3}$$

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 gegeben durch  $\dot{\mathbf{x}} = J(\mathbf{q})\dot{\mathbf{q}}$ , 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 [8]:  $\Lambda(\mathbf{x}) = (J(\mathbf{q})M(\mathbf{q})^{-1}J^T(\mathbf{q}))^{-1}$ . Dies Relation kann z.B. über das Prinzip der Energieerhaltung angewendet auf Gelenkraum und kartesischen Raum, sowie die Beziehung der Gelenkgeschwindigkeiten und der kartesischen Geschwindigkeiten hergeleitet werden. Basierend auf einer Zerlegung der kinetischen Energiematrix ergibt sich die Inverse des kartesischen Trägheitstensors

$$\Lambda^{-1}(\mathbf{q}) = \begin{bmatrix} \Lambda_v^{-1}(\mathbf{q}) & \bar{\Lambda}_{v\omega}(\mathbf{q}) \\ \bar{\Lambda}_{v\omega}^T(\mathbf{q}) & \Lambda_\omega^{-1}(\mathbf{q}) \end{bmatrix}. \tag{4}$$

Es ist zu beachten, dass die Jacobimatrix die entsprechende Schwerpunkts-Jacobi sein muss, oder ansonsten die vollständige Inverse des kartesischen Trägheitstensors herangezogen werden muss und nicht nur der translatorische Anteil.

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

$$m_u = [\mathbf{u}^T \Lambda_v^{-1}(\mathbf{q}) \mathbf{u}]^{-1} \tag{5}$$

Weitere Details zur kartesischen kinetischen Energiematrix sowie zu reflektierten Trägheiten finden sich in [8].

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. 4.

Als nächstes wird die maximal zulässige Geschwindigkeit eines kartesischen Punktes abgeleitet.

### 3.2.2 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),

$$\mathbf{u} = {}^0R_{POI}\mathbf{z}_{POI}, \quad (6)$$

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

2. Berechne  ${}^0\mathbf{v}_{POI}$  auf Basis von Endeffektorsollgeschwindigkeit  ${}^0\mathbf{v}_{EE_d} = \begin{bmatrix} {}^0\dot{\mathbf{x}}_{EE_d} \\ {}^0\boldsymbol{\omega}_{EE_d} \end{bmatrix}^T$ .

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

wobei  $\mathbf{p}_{POI} = [p_{x,POI} \ p_{y,POI} \ p_{z,POI}]^T$  der Positionsvektor des  $POI$  in Bezug auf  $\{EE\}$  ist. Die Matrix  $\hat{\mathbf{p}}_{POI}$  ist

$$\hat{\mathbf{p}}_{POI} = \begin{bmatrix} 0 & -p_{z,POI} & p_{y,POI} \\ p_{z,POI} & 0 & -p_{x,POI} \\ -p_{y,POI} & p_{x,POI} & 0 \end{bmatrix}. \quad (8)$$

3. Auswertung der Inversen der kartesischen kinetischen Energiematrix am  $POI$ :

$$\Lambda_{u,POI}^{-1} = J_{u,POI}M^{-1}J_{u,POI}^T \quad (9)$$

4. Reflektierte Trägheit in  $\mathbf{u}$ -Richtung durch (5):

$$m_{POI} = 1/(\mathbf{u}^T \Lambda_{u,POI}^{-1} \mathbf{u}) \quad (10)$$

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

$$v_{\max}(m) = \text{reg.lim} [c_1(i, \mathbf{a}_i)m + c_2(i, \mathbf{a}_i), v_1, v_2], \quad (11)$$

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

$${}^0\mathbf{v}'_{POI} = {}^0\mathbf{v}_{POI} \frac{\|\mathbf{v}_{\max}\|}{\|\mathbf{v}_{ort}\|}.$$

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

$${}^0\mathbf{v}_{EE} = \begin{bmatrix} {}^0\dot{\mathbf{x}}_{EE} \\ {}^0\boldsymbol{\omega}_{EE} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} I_3 & \hat{\mathbf{p}}_{POI} \\ 0_3 & I_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} {}^0\dot{\mathbf{x}}'_{POI} \\ {}^0\boldsymbol{\omega}'_{POI} \end{bmatrix}. \quad (12)$$

Diese Prozedur wird für jeden  $POI$  wiederholt. Die konservativste Geschwindigkeit  ${}^0\mathbf{v}_{EE}$  wird als  ${}^0\mathbf{v}'_{EE}$  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 Fallversuchsexperimente verwendet wurden.

### 3.3 Experimentelle Ergebnisse

Um die Leistungsfähigkeit des entwickelten verletzungs-basierten 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. 5-6 (links). Für diesen Endeffektor wurden vier POIs ausgewählt: Zwei auf den Spitzen der Sphären ( $POI1$  und  $POI4$  in Abb. 5) 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 ( $POI2'$  und  $POI3'$ ) 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.

Da der LBR-III explizit für feinfühlig und sichere Interaktion entwickelt wurde, ist die Leichtbauweise eine seiner wichtigsten Eigenschaften. Aufgrund seiner vorteilhaften Maximalgeschwindigkeit und Trägheitseigenschaften ist es jedoch nicht möglich, potentiell „unsichere“ Bewegungen für den gegebenen Endeffektor zu erzeugen. Mit anderen Worten würde eine abdominelle Kollision für dieses Experiment nach den Fallversuchsergebnissen zu keiner Verletzung führen. Daher werden die Sicherheits-

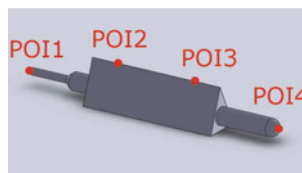
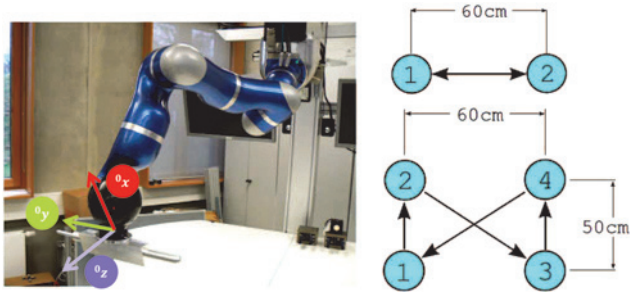


Abbildung 5: Endeffektor bestehend aus Kontaktprimitiven und assoziierten POIs.



**Abbildung 6:** DLR Leichtbauroboter III ausgestattet mit dem Endeffektor, der in den Experimenten verwendet wurde (links). Trajektorien des „Linientests“ (oben rechts) und „Ribbontests“ (unten rechts).

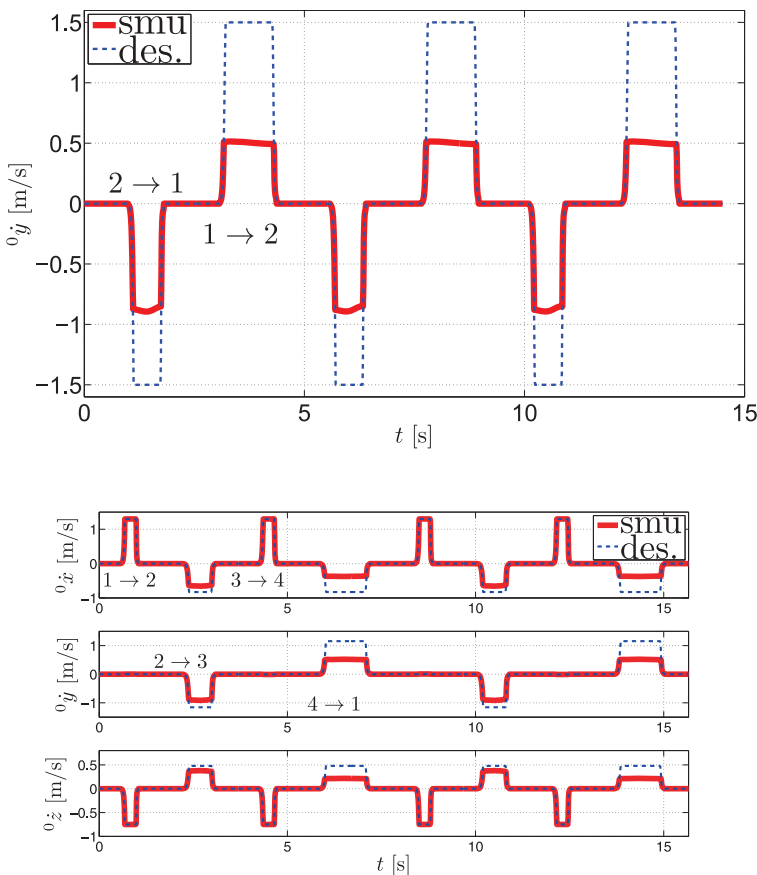
Kennlinien soweit verschoben, dass der Effekt der Geschwindigkeitsskalierung für diesen Manipulator sichtbar wird (Skalierungsfaktor 0.2!).

Es wurden Experimente für zwei verschiedene Bewegungsmuster durchgeführt. Die Implementierung des biomechanisch sicheren Geschwindigkeitsreglers wird mit Safe Motion Unit (SMU) bezeichnet. Im *Linientest*

(Abb. 6 (oben rechts)) bewegt sich der Endeffektor seitlich ( ${}^0y$ -Richtung) zwischen zwei Positionen. Im *Ribbontest* (Abb. 6 (unten rechts)) fährt der Roboter über Kreuz vier verschiedene Positionen an und kombiniert dabei vertikale und horizontale Bewegungen.

Abbildung 7 (oben) zeigt 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 ist als die große Sphäre. Somit begrenzt die SMU die maximale Geschwindigkeit stärker in positive  ${}^0y$ -Richtung.

In Abbildung 7 (unten) werden die Ergebnisse des *Ribbontests* dargestellt. Da das Koordinatensystem des Endeffektors ( $\{0\}$ -Koordinaten) gegenüber dem kartesischen Weltkoordinatensystem ( $\{W\}$ -Koordinatensystem) gedreht



**Abbildung 7:** 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.

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. 6 (unten rechts) positiver  $^0\dot{x}$  und negativer  $^0\dot{z}$ -Richtung in Abb. 7 (unten). Im Gegensatz hierzu entsprechen die Strecken 2 – 3 und 4 – 1 negativer  $^0\dot{x}$  und positiver  $^0\dot{z}$ -Bewegungen. Für seitliche Bewegungen bedeuten die Strecken 2 – 3 und 4 – 1 negative und positive  $^0\dot{y}$ -Bewegungen. In Abb. 7 (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 Schlussfolgerung und Ausblick

Der vorliegende Artikel stellt erstmals einen systematischen Zusammenhang zwischen der menschlichen Verletzungsbiomechanik und deren Anwendung in der Roboterregelung her. Der vorgestellte Algorithmus nutzt den hergeleiteten Zusammenhang von Roboterdynamik (reflektierte Trägheit an relevanten Strukturpunkten), Geschwindigkeit der Strukturpunkte, Oberflächeneigenschaften des Roboters, sowie der resultierenden Verletzung menschlicher Körperteile durch eine Kollision mit den Strukturpunkten, um eine biomechanisch sichere Geschwindigkeit in Realzeit zu erzeugen. Insbesondere er-

möglicht der Ansatz sowohl die systematische Integration experimenteller, als auch simulativer Erkenntnisse/Daten zur Verletzungsbiomechanik des Menschen in die modellbasierte Regelung des Roboters. Dadurch wird sichergestellt, dass auf Basis sämtlicher zugrundeliegender Verletzungsdaten selbst eine unvorhergesehene Kollision des Roboters mit dem Menschen zu keinerlei Verletzungen führt. Die Methode ist auf alle relevanten Robotertypen anwendbar und benötigt prinzipbedingt auch keine Messungen während der Inbetriebnahme einer Roboterzelle. Interessanterweise ist es sogar möglich das exakt gleiche Prinzip z.B. auf Basis des Schmerzlevels anstatt der Verletzung in den Sicherheitsfunktionen anzuwenden. Durch die praktische Relevanz und sehr einfache Anwendung der vorgestellten Systematik, haben die Ergebnisse bereits ihren Weg in die internationale Roboterstandardisierung gefunden. Überdies werden die Algorithmen zur sicheren Geschwindigkeitsüberwachung bereits in industriellen MRK-Pilotanwendungen genutzt.

In zukünftige Arbeiten sollen weitere Körperteile mit besonderem Fokus auf die Extremitäten (Hand und Unterarm im besonderen), sowie weitere Primitive wie z.B. spitze Ecken untersucht werden. Überdies soll eine experimentelle Vorgehensweise gemeinsam mit anderen Forschergruppen erarbeitet und verfügbar gemacht werden, die es auch Dritten (insbesondere Anwendern) erlaubt äquivalente Untersuchungen durchzuführen, so dass die statistische Relevanz und Breite der Daten und Ergebnisse erhöht werden.

**Danksagung:** Diese Arbeit wurde durch das *European Commission's Sixth Framework Programme* im Rahmen der Projekts SAPAHRI (grant no. 287513) gefördert.

Eingang 2. Januar 2013; angenommen 30. August 2013.

## Literatur

1. Alin Albu-Schäffer, Sami Haddadin, Christian Ott, Andreas Stemmer, Thomas Wimböck, and Gerd Hirzinger. The DLR Lightweight Robot Lightweight Design and Soft Robotics Control Concepts for Robots in Human Environments. *Industrial Robot Journal*, 34:376–385, 2007.
2. 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.
3. S. Haddadin, S. Haddadin, A. Khoury, T. Rokahr, S. Parusel, R. Burgkart, A. Bicchi, and A. Albu-Schäffer. On making robots understand safety: Embedding injury knowledge into control. *Int. J. of Robotics Research*, 2012.
4. 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.

5. 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.
6. 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.
7. 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.
8. Oussama Khatib. Inertial properties in robotic manipulation: an object-level framework. *Int. J. Robotics Research*, 14(1):19–36, 1995.
9. W. Meyer. Comments on the suitability of swine skin as a biological model for human skin (German). *Der Hautarzt*, 47(3):178–182, 1996.
10. 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.
11. J.-J. Park and Jae-Bok Song. Collision analysis and evaluation of collision safety for service robots working in human environments. In *International Conference on Advanced Robotics (ICAR2009), Munich, Germany*, pages 1–6, 2009.
12. 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.
13. 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.
14. Thomas P. Ruedi, Richard E. Buckley, and Christopher G. Morgan. *AO Principles of Fracture Management*. 2007.
15. D. Shin, I. Sardellitti, and O. Khatib. Hybrid actuation approach for human-friendly robot design. In *IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation (ICRA2008), Pasadena, USA*, pages 1741–1746, 2008.
16. 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.
17. 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.
18. 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.

**Prof. Dr.-Ing. Sami Haddadin**

Institut für Regelungstechnik, Leibniz Universität Hannover, Appelstr. 11, D-30167 Hannover, Tel: +49-(0)511-762-4512, Fax: +49-(0)511-762-4536

sami.haddadin@irt.uni-hannover.de

Direktor des Instituts für Regelungstechnik der Leibniz Universität Hannover. Hauptarbeitsgebiete: physikalische Mensch-Roboter-Interaktion, Realzeitplanung, Nichtlineare Regelung, Optimalsteuerung, Machinelles Lernen in der Robotik, Sicherheit in der Robotik, Roboter mit variabler Gelenkimpedanz, Assistenzsysteme.

**Dr. med. Simon Haddadin**

Unfallchirurgische Klinik, Medizinische Hochschule Hannover, Carl-Neuberg-Str. 1, 30625 Hannover, Tel: + 49-(0)176 153 23401, Fax + 49 (0)511 532 5877

haddadin.simon@mh-hannover.de

Arzt an der Klinik für Unfallchirurgie der Medizinischen Hochschule Hannover (MHH). Hauptarbeitsgebiete: Biomechanik, Verletzungsanalyse in der Robotik, Unfallmedizin, Sicherheit in der Robotik.

**M.Sc. Augusto Khoury**

Robotik und Mechatronik Zentrum, DLR, Oberpfaffenhofen, Deutschland; Interdepartmental Research Center “E. Piaggio”, Universität Pisa, Pisa, Italien

M.Sc. Augusto Khoury ist Qualitätsingenieur bei Enel Green Power s.p.a (Engineering & Construction Unit). Hauptarbeitsgebiete: Erneuerbare Energien, Robotik.

**Tim Rokahr**

Robotik und Mechatronik Zentrum, DLR, Oberpfaffenhofen, Deutschland

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

**Dipl.-Inf. (FH) Sven Parusel**

Robotik und Mechatronik Zentrum, DLR, Oberpfaffenhofen, Deutschland

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.

**PD. Dr. med., MD Rainer Burgkart**

Klinik und Poliklinik für Orthopädie und Sportorthopädie, Ismaninger Str. 22, D-81675 München, Tel.: + 49-(0)89/4140-5283, Fax: + 49-(0)89/4140-4045.

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.

**Prof. Dr. Antonio Bicchi**

Research Center “E. Piaggio”, Faculty of Engineering, University of Pisa, Largo Lucio Lazzarino 1, I-56122 Pisa, Italien, Tel. + 39 (0) 502217050, Fax + 39 (0) 502217051.

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.

**Prof. Dr. Alin-Albu-Schäffer**

Robotik und Mechatronik Zentrum, Deutsches Zentrum für Luft- und Raumfahrt e.V. (DLR), D-82234 Wessling, Tel: + 49-(0)8153-28-3689, Fax: + 49-(0)8153-28-1134.

[alin.albu-schaeffer@dlr.de](mailto:alin.albu-schaeffer@dlr.de)

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