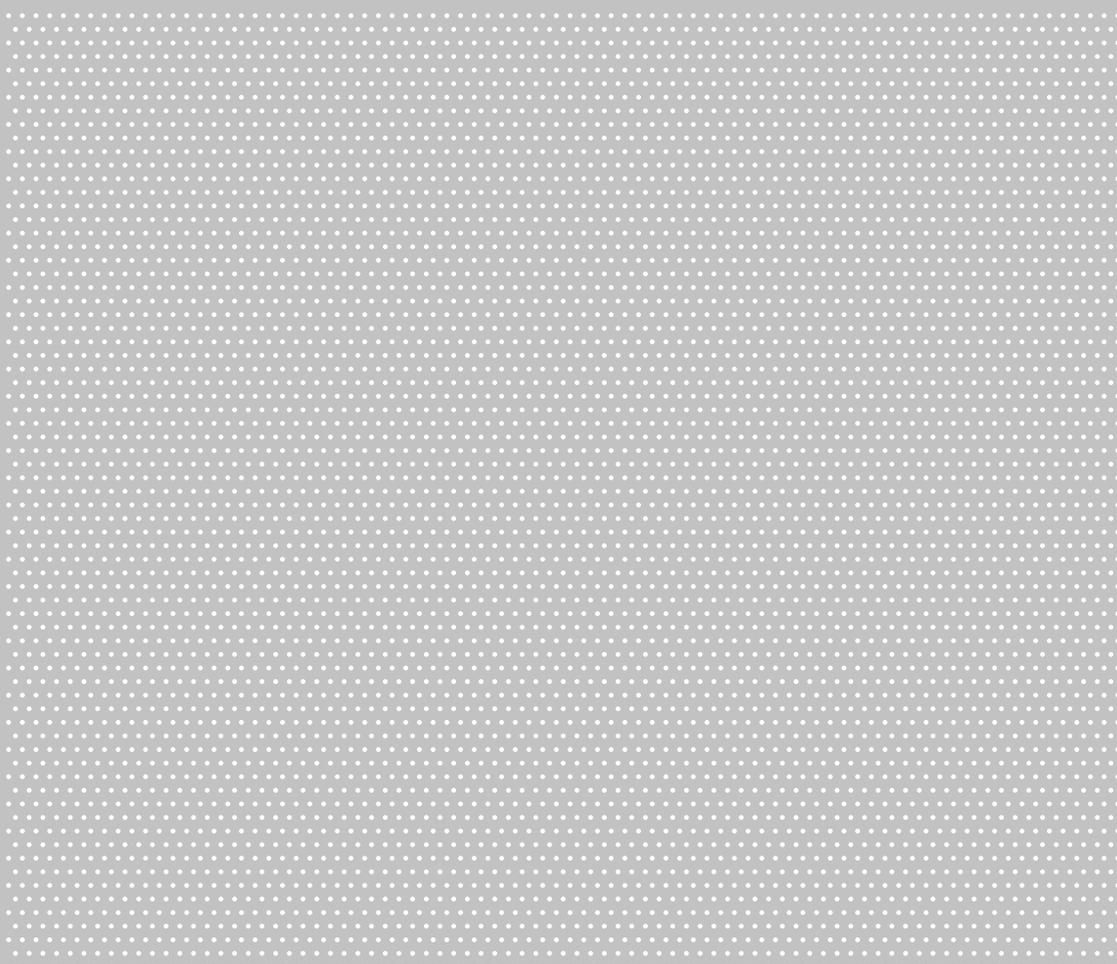


**2/2022**

## **IFA Report**



**Bestimmung biomechanischer Korridore  
zur Bewertung von mechanischen  
Gefährdungen und Ableitung von  
Steifigkeitsparametern für zukünftige  
Messmittel**



Verfasst von: Dr. Roland Behrens  
Fraunhofer-Institut für Fabrikbetrieb und -automatisierung (IFF), Magdeburg

Jan Zimmermann  
Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (IFA),  
Sankt Augustin

Herausgegeben von: Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung e. V. (DGUV)  
Glinkastr. 40  
10117 Berlin  
Telefon: 030 13001-0  
Internet: [www.dguv.de](http://www.dguv.de)  
E-Mail: [info@dguv.de](mailto:info@dguv.de)

– April 2022 –

Publikationsdatenbank: [www.dguv.de/publikationen](http://www.dguv.de/publikationen)

ISBN (online): 978-3-948657-43-7  
ISSN: 2190-7994

## Kurzfassung

### Bestimmung biomechanischer Korridore zur Bewertung von mechanischen Gefährdungen und Ableitung von Steifigkeitsparametern für zukünftige Messmittel

Das Fraunhofer-Institut für Fabrikbetrieb und -automatisierung (IFF) führte von 2015 bis 2019 im Auftrag der Berufsgenossenschaft Holz und Metall (BGHM) und mit Forschungsmitteln der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (DGUV) mehrere Probandenstudien durch. In diesen Studien wurden die Reaktionen von über 100 Personen auf Stoß- und Klemmbelastungen, die mit einem Pendel und einem Algometer ausgeübt wurden, untersucht. Mit den Daten aus den Studien konnten Druck- und Kraftgrenzwerte für quasistatische und transiente Mensch-Roboter-Kontakte für alle 29 in der ISO/TS 15066 aufgeführten Körperteile berechnet werden. Neben den biomechanischen Grenzwerten war es für eine korrekte Beurteilung erforderlich, neue Steifigkeitsparameter zu bestimmen, die auf denselben Daten basieren.

Die in Zusammenarbeit zwischen Fraunhofer IFF und dem Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (IFA) umgesetzte Studie umfasste die folgenden Arbeitspakete:

- Entwicklung von biomechanischen Korridoren, die die natürliche biomechanische Reaktion der in ISO/TS 15066 aufgeführten Körperstellen beschreiben,
- Integration eines statistischen Modells, das die Kurven der Korridore mit bestimmten Perzentilen in Beziehung setzt,
- Entwicklung einer abschnittswise linearen Approximation an die Referenzkurven der Korridore zur Ableitung von Steifigkeitsparametern für zukünftige Messgeräte,
- Clusterung der Steifigkeitsparameter, um deren Anzahl zu reduzieren.

Das Ziel war, aus den Daten von Probandenstudien biomechanische Reaktionskorridore zu entwickeln und aus diesen Korridoren Steifigkeitsparameter für künftige Kraft-Druck-Messgeräte abzuleiten, mit denen Cobots im Hinblick auf biomechanische Grenzwerte getestet werden können.

## Abstract

### **Determination of Biomechanical Corridors for the Evaluation of Mechanical Hazards and Estimation of Stiffness Parameters for Future Measurement Devices**

Fraunhofer IFF conducted several human subject studies from 2015 to 2019 on behalf of the Institution for the Woodworking and Metalworking Industries (BGHM) and with research funding from the German Social Accident Insurance (DGUV). These studies examined the responses of over 100 subjects to impact and pinching loads applied with a pendulum and an algometer. With the data from the studies, pressure and force limits for quasi-static and transient human-robot contacts could be calculated for all 29 body parts listed in ISO/TS 15066. In addition to the biomechanical limit values, it was necessary to determine new stiffness parameters based on the same data for a correct assessment.

This study implemented in collaboration between the Fraunhofer IFF and the Institute for Occupational Safety and Health (IFA) included the following work packages:

- development of biomechanical corridors describing the natural biomechanical response of the body locations listed in ISO/TS 15066,
- integration of a statistical model that relates corridors' curves to specific percentiles,
- development of a piecewise linear approximation of corridors' reference curves to derive stiffness parameters for future measuring instruments,
- clustering of the stiffness parameters to reduce their number.

The objectives were to develop biomechanical response corridors from human subject study data and derive stiffness parameters from these corridors for future pressure-force measurement devices that can be used to test cobots with respect to biomechanical limits.

## Résumé

### Détermination de corridors biomécaniques destinés à l'évaluation de risques mécaniques et à la déduction de paramètres de rigidité de futurs instruments de mesure

À la demande de la Berufsgenossenschaft Holz und Metall (Organisme d'assurance sociale allemande des accidents du travail et des maladies professionnelles des secteurs du bois et du métal) et grâce à une aide à la recherche de la Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (Assurance sociale allemande des accidents du travail et maladies professionnelles), le Fraunhofer-Institut für Fabrikbetrieb und -automatisierung (Institut Fraunhofer pour l'exploitation et l'automatisation des usines) a mené plusieurs études de sujets volontaires entre 2015 et 2019. Ces études ont analysé les réactions de plus de 100 personnes à une série de chocs et de contraintes exercés à l'aide d'un pendule et d'un algomètre. Les données issues de ces études ont permis de calculer les valeurs limites de pression et de force des contacts homme-robot quasi-statiques et transitoires pour les 29 parties du corps énumérées par la norme ISO/TS 15066. Outre la définition de limites de tolérance biomécaniques, une évaluation correcte a nécessité celle de nouveaux paramètres de rigidité fondés sur les mêmes données.

Cette étude, fruit d'une collaboration entre le Fraunhofer IFF et l'Institut de santé et de sécurité au travail de l'assurance sociale allemande des accidents du travail et

des maladies professionnelles), comprenait les modules de travail suivants:

- Développement de corridors biomécaniques décrivant la réaction biomécanique naturelle des parties du corps énumérées par la norme ISO/TS 15066,
- Intégration d'un modèle statistique mettant en relation les courbes des corridors avec certains centiles,
- Développement d'une approximation linéaire par morceaux des courbes de référence des corridors, afin de déduire les paramètres de rigidité destinés aux futurs appareils de mesure,
- Regroupement des paramètres de rigidité afin d'en réduire le nombre.

L'objectif consistait à développer des corridors de réaction biomécanique à partir des données d'études de sujets volontaires, puis à déduire de ces corridors des paramètres de rigidité destinés à de futurs appareils de mesure de force et de pression, permettant ainsi l'expérimentation de cobots en tenant compte de limites de tolérance biomécaniques.

## Resumen

### **Determinación de corredores biomecánicos para la evaluación de peligros mecánicos y la deducción de parámetros de rigidez para futuros equipos de medición**

El Instituto Fraunhofer de Operación y Automatización de la Fábrica (IFF) realizó diversos estudios con sujetos de prueba desde el 2015 al 2019 por encargo de la Asociación Profesional de Madera y Metal (BGHM) y con fondos de investigación del Instituto de la Seguridad Laboral del Seguro de Accidentes Legal Alemán (DGUV). En dichos estudios se analizaron las reacciones de más de 100 personas a cargas de impacto y de apriete, para las que se emplearon un péndulo y un algómetro. Con los datos de los estudios pudieron calcularse valores límites de presión y fuerza para contactos persona-robot cuasi estáticos y transitorios para todas las partes del cuerpo que figuran en la norma ISO/TS 15066. Además de los valores límite biomecánicos, para una evaluación correcta fue necesario determinar nuevos parámetros de rigidez basados en los mismos datos.

El estudio, llevado a cabo en colaboración entre el Instituto Fraunhofer IFF y el Instituto de la Seguridad Laboral del Seguro de Accidentes Legal Alemán (IFA), comprendía los siguientes paquetes de actividades:

- Desarrollo de corredores biomecánicos que describan la reacción biomecánica natural de las partes del cuerpo que figuran en la norma ISO/TS 15066.
- Integración de un modelo estadístico que relacione las curvas de los corredores con determinados percentiles.
- Desarrollo de una aproximación lineal por secciones a las curvas de referencia de los corredores para deducir parámetros de rigidez para futuros dispositivos de medición.
- Agrupación de los parámetros de rigidez para reducir su número.

El objetivo era desarrollar corredores de reacción biomecánicos a partir de los datos de los estudios con sujetos de prueba y deducir a partir de dichos corredores parámetros de rigidez para futuros dispositivos de medición de fuerza y presión, con los que se puedan probar cobots en relación a valores límite biomecánicos.

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einführung</b> .....	<b>8</b>
<b>2</b>	<b>Methoden und Materialien</b> .....	<b>9</b>
2.1	Stand der Technik .....	9
2.2	Modifizierte Entwicklungstechnik.....	11
2.2.1	Kraftnormalisierung.....	11
2.2.2	Statistisches Modell.....	11
2.2.3	Korridorentwicklung.....	13
2.2.4	Abschnittsweise lineare Approximation.....	13
2.3	Clusterung.....	14
2.4	Vorhandene Daten.....	15
2.4.2	Skalierung.....	16
<b>3</b>	<b>Ergebnisse</b> .....	<b>19</b>
3.1	Biomechanische Korridore.....	19
3.2	Steifigkeitsparameter .....	20
3.3	Clusterung von Steifigkeitsparametern .....	20
<b>4</b>	<b>Diskussion</b> .....	<b>24</b>
4.1	Verarbeitete Daten.....	24
4.2	Modifizierung der Entwicklungstechnik.....	24
4.3	Approximation der Korridorkurven und Clusterung.....	24
4.4	Druckmessung.....	25
4.5	Skalierung und effektive Clusterwerte .....	25
<b>5</b>	<b>Zusammenfassung</b> .....	<b>27</b>
	<b>Anhang: Biomechanische Korridore für alle Körperstellen</b> .....	<b>28</b>
	<b>Literatur</b> .....	<b>36</b>

# 1 Einführung

Das Fraunhofer-Institut für Fabrikbetrieb und -automatisierung (IFF) führte von 2015 bis 2019 im Auftrag der Berufsgenossenschaft Holz und Metall (BGHM) und mit Forschungsmitteln der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (DGUV) mehrere Probandenstudien durch. Sie untersuchten die Reaktionen von über 100 Personen auf Stoß- und Klemmbelastungen, die mit einem Pendel und einem Algometer ausgeübt wurden. Mit diesen Daten berechnete das Fraunhofer IFF Druck- und Kraftgrenzwerte für quasistatische und transiente Mensch-Roboter-Kontakte für alle 29 in der ISO/TS 15066 aufgeführten Körperteile. Die Grenzwerte ermöglichen es den Nutzern von Cobots, das Gefährdungspotenzial ihrer Roboter zu beurteilen, die ohne Schutzzäune in der Nähe von Menschen arbeiten. Darüber hinaus stellen die neuen Grenzwerte vielversprechende Nachfolger der in ISO/TS 15066 aufgeführten vorläufigen Grenzwerte dar, da die bisherigen Grenzwerte auf einer Literaturstudie beruhen und nie anhand von Versuchen mit menschlichen Probanden überprüft worden sind.

Neben den biomechanischen Grenzwerten legt die ISO/TS 15066 auch eine Reihe von Steifigkeitsparametern fest, die Geräte zur Messung des Gefahrenpotenzials von kollaborierenden Robotern (Cobots) erfüllen müssen. Die Parameter gewährleisten, dass die Geräte die biomechanische Reaktion des menschlichen Körpers auf Stoß- und Klemmbelastungen korrekt wiedergeben. Da die Steifigkeitsparameter aus derselben Literaturstudie stammen wie die aktuellen Grenzwerte der ISO/TS 15066, wurden sie nie experimentell überprüft. Die Ersetzung

der vorläufigen Grenzwerte ist biomechanisch nur sinnvoll, wenn auch die Steifigkeitsparameter ersetzt werden. Andernfalls würden Tests von Cobots bei Verwendung der neuen Grenzwerte mit den alten Steifigkeitsparametern gewiss falsche Ergebnisse liefern. Dies könnte letztlich ein ernstes Gesundheitsrisiko für Menschen darstellen, die mit Cobots arbeiten.

Das Fraunhofer IFF hat in Zusammenarbeit mit der BGHM und dem Institut für Arbeitsschutz der Deutschen Gesetzlichen Unfallversicherung (IFA) eine Folgestudie durchgeführt, um neue Steifigkeitsparameter zu bestimmen, die auf denselben Daten basieren, die zur Festlegung der neuen Grenzwerte verwendet wurden. Die Studie umfasste die folgenden Arbeitspakete:

- Entwicklung von biomechanischen Korridoren, die die natürliche biomechanische Reaktion der in ISO/TS 15066 aufgeführten Körperstellen beschreiben,
- Integration eines statistischen Modells, das die Kurven der Korridore mit bestimmten Perzentilen in Beziehung setzt,
- Entwicklung einer abschnittsweisen linearen Approximation an die Referenzkurven der Korridore zur Ableitung von Steifigkeitsparametern für zukünftige Messgeräte,
- Clusterung der Steifigkeitsparameter, um deren Anzahl zu reduzieren.

## 2 Methoden und Materialien

Als Grundlage für die neuen Steifigkeitsparameter dienen biomechanische Korridore, d. h. Deformations-Kraft-Kurven, die die Reaktion des Menschen auf eine Stoßbelastung anzeigen. Das Fraunhofer IFF hat zunächst eine Methode entwickelt, um solche Korridore anhand von Daten aus Probandenstudien zu erstellen. Die Methode umfasst ein statistisches Modell, das es uns ermöglicht, die Kurven der Korridore mit bestimmten Kraft- und Deformationsperzentilen in Beziehung zu setzen. Darüber hinaus wurde eine Approximationsmethode entwickelt, um die gewünschten Steifigkeitsparameter aus den Kurven der Korridore zu schätzen, die die Reaktion des Perzents einer Zielpopulation beschreiben. Abschließend analysierten IFA und Fraunhofer IFF die aus den Korridoren gewonnenen Steifigkeitsparameter auf Gemeinsamkeiten. Alle ähnlichen Parametersätze wurden anschließend geclustert. Alle in dieser Studie verarbeiteten Daten stammen aus den Probandenstudien.

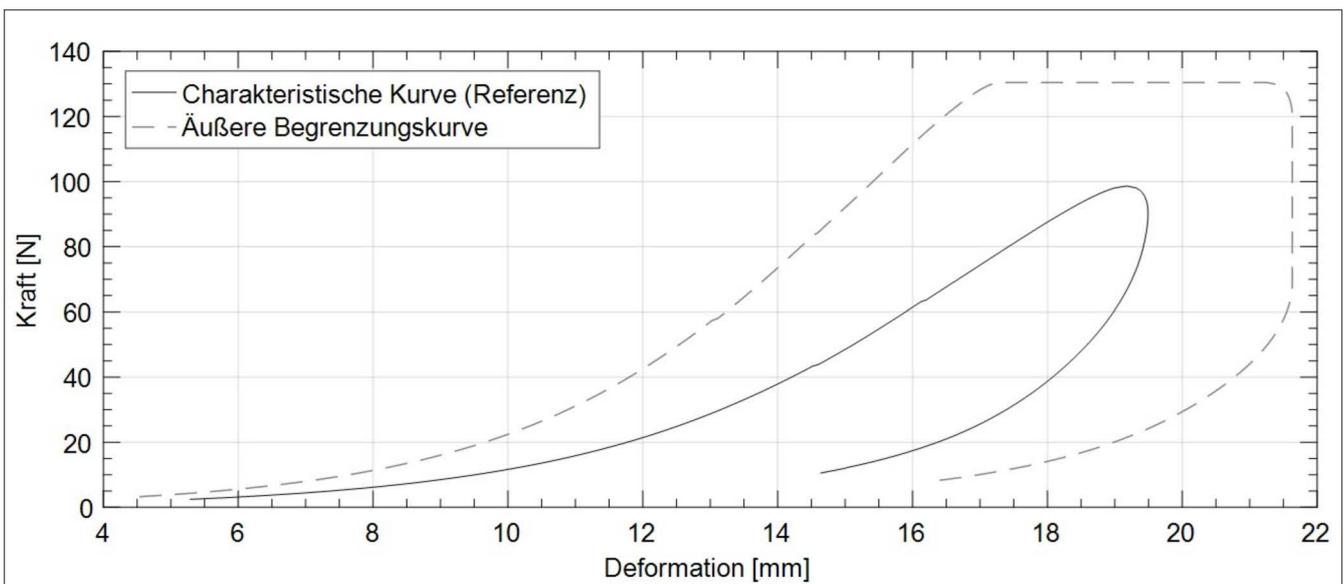
### 2.1 Stand der Technik

Biomechanische Korridore bilden die Kontaktkraft über die Gewebeverformung ab, um die Deformation eines menschlichen Körperteils unter Belastung zu beschreiben. Ein einzelner Korridor ist immer mit bestimmten Belastungsbedingungen verbunden, zu denen die Form des kraftausübenden Objekts oder die Verformungsgeschwindigkeit gehören. Solche Korridore dienen in der Regel als Referenz für anthropomorphe Prüfgeräte (ATD, Test-Dummys), um sicherzustellen, dass diese bei einer Stoßbelastung eine menschenähnliche

Reaktion zeigen. Wie das Beispiel in **Abbildung 1** zeigt, hat ein biomechanischer Korridor typischerweise eine innere und eine äußere Begrenzungskurve, die die Varianzen der Daten angeben, aus denen der Korridor erstellt wurde. Korridore können auch eine weitere Kurve innerhalb der Begrenzungskurven aufweisen, die in der Regel den gemittelten Kraft- oder Deformationsdaten entspricht, um die charakteristische Reaktion zu veranschaulichen. Addiert bzw. subtrahiert man ihre Standardabweichungen zur bzw. von der Kennkurve, erhält man die innere und die äußere Begrenzungskurve [1].

Es gibt mehrere Methoden zur Entwicklung biomechanischer Korridore. Die meisten lassen sich in drei separate Schritte unterteilen, wobei in jedem Schritt eine bestimmte Technik zur Verarbeitung der Studiendaten eingesetzt wird. Wesentlich bei allen Methoden ist, die Daten so zu verarbeiten, dass die Form der einzelnen Reaktionskurven erhalten bleibt [2] und Diskontinuitäten in den Korridorkurven vermieden werden. Der erste Schritt befasst sich mit der Variabilität der individuellen Körperparameter und ist besonders wichtig, wenn experimentelle Ergebnisse aus Tests an menschlichen Probanden mit der Reaktion eines ATD verglichen werden oder umgekehrt [3]. Die von *Eppinger et al.* [4] entwickelte Skalierungstechnik wird zu diesem Zweck am häufigsten verwendet. Sie reduziert die Variabilität zwischen einzelnen Probanden durch Faktoren, die die experimentellen Daten verschiedener Probanden mit individuellen geometrischen und inertialen Eigenschaften in eine Standard-Anthropometrie umrechnen.

**Abbildung 1**  
Biomechanischer Korridor mit typischer Hysterese



Im zweiten Verarbeitungsschritt werden die bei den Probandentests aufgezeichneten Kraft- und Deformationssignale aneinander ausgerichtet. Es gibt mehrere Kriterien für die Signalausrichtung. Andere Studien verwenden überwiegend das Null-Kraft-Kriterium. Dieses verändert die Zeitachsen der Signale so, dass der Zeitpunkt des ersten Kontakts in allen Signalen mit dem Zeitpunkt Null zusammenfällt [5]. Das Spitzenwertkriterium verschiebt die Zeitinkremente des Signals so, dass alle Spitzen des Signals mit Zeitpunkt Null zusammenfallen. Bei einer modifizierten Variante des Spitzenwertkriteriums wird das erste Auftreten eines bestimmten Prozentsatzes der Spitzenwerte für die Ausrichtung herangezogen. Das dritte Kriterium ist die Kreuzkorrelation [6; 7]. Es optimiert alle Signale gleichzeitig, bis sie gleichphasig sind und die kumulative Varianz zwischen allen Paaren minimal ist (global kleinste quadratische Differenz). *Maltese et al.* [6] modifizierten das Kriterium. Anstatt die Signale paarweise zu vergleichen, werden sie bei dieser Technik an einem Basissignal ausgerichtet, das alle übrigen Signale am besten repräsentiert. *Nusholtz et al.* [7] verbesserten die Ausrichtungstechnik dahingehend, dass zunächst nach einem Paar von Signalen mit dem höchsten Kreuzkorrelationskoeffizienten gesucht wird. Da keine Grundlinie mehr ausgewählt werden muss, wird der Einfluss der getroffenen Wahl auf die endgültige Form des Korridors kompensiert [8]. Sobald das Paar mit der besten Kreuzkorrelation identifiziert wurde, werden die Zeitachsen der gepaarten Signale ausgerichtet und gemittelt, um ein neues Signal zu synthetisieren. Dann ersetzt das neue Signal die gepaarten Signale in der Menge aller Signale. Das Verfahren wird so lange wiederholt, bis die Menge nur noch ein letztes Signal enthält. Anschließend werden alle Signale so an das letzte Signal angepasst, dass die Summe der Kreuzkorrelationskoeffizienten das Maximum ergibt. Danach wird das gesamte Verfahren – von der Identifizierung der Paare bis zum Abgleich der Signale mit dem letzten Signal – so lange wiederholt, bis die Summe der Korrelationskoeffizienten konvergiert. Andere Verfahren für die Signalausrichtung, z. B. das von *Sun et al.* [9], sind in der biomechanischen Forschung nicht weit verbreitet und werden daher hier nicht diskutiert.

Im dritten Schritt werden schließlich die Korridorkurven erstellt. *Cavanaugh et al.* [10] und *Morgan et al.* [3] beschreiben zu diesem Zweck eine zeitbasierte Technik. Nach der Ausrichtung der Kraft-Zeit-Signale anhand des Kraft-Null-Kriteriums werden der Mittelwert und die Standardabweichung der Kraftwerte bei jedem Zeitschritt in den Signalen berechnet. Die Technik muss auch auf die Deformations-Zeit-Signale angewandt werden, um zwei separate zeitbasierte Korridore für

Kraft und Deformation zu erhalten. Bei Auftragung der Kraft als Funktion der Deformation innerhalb eines Kraft-Deformations-Diagramms entsteht schließlich der gesuchte Korridor. *Maltese et al.* [6] zeigten, dass die von *Cavanaugh et al.* [10] entwickelte zeitbasierte Technik mit einem Korrelationskriterium kombiniert werden kann, um exaktere Korridore zu erhalten.

*Lessley et al.* [5] und *Shaw et al.* [1] kritisieren, dass die zeitbasierte Technik nicht in der Lage ist, die charakteristische Form der natürlichen menschlichen Reaktion zu erhalten, und schlagen daher eine verformungs-basierte Technik vor. In einem ersten Schritt werden die Deformations-Zeit-Signale normalisiert, indem alle abgetasteten Deformationswerte durch die maximale Deformation geteilt werden, sodass der Wertebereich aller Signale zwischen 0 und 1 liegt. Eine Interpolationsmethode stellt sicher, dass die normalisierten Signale nur aus äquidistanten normalisierten Deformationswerten bestehen, d. h. der Abstand von einem normalisierten Deformationswert zu den beiden Nachbarwerten ist immer gleich und konstant. Anschließend werden die Werte der Kraft-Zeit-Signale gemittelt, die mit den Zeitpunkten übereinstimmen, an denen die normalisierten Deformationssignale einen bestimmten normalisierten Deformationswert erreichen. Wiederholt man die Mittelwertbildung für eine Reihe von aufsteigenden normalisierten Deformationswerten zwischen 0 und 1, erhält man eine Liste von Kraftwerten. Anschließend werden die gemittelten Kraftwerte in Abhängigkeit von der normalisierten Deformation, multipliziert mit dem Mittelwert aller aus den nicht normalisierten Signalen abgeleiteten maximalen Deformationswerten, dargestellt. Die Darstellung liefert schließlich die Kennkurve des Korridors. Die innere und äußere Begrenzungskurve werden aus der punktwweisen Standardabweichung der Kraft- und Deformationswerte abgeleitet. Anders als bei der zeitbasierten Technik ist hierbei keine Signalausrichtung erforderlich (d. h. kein zweiter Verarbeitungsschritt; siehe oben). Andere Entwicklungsmethoden, die für die Studie weniger relevant sind, finden sich in Artikeln von *Bolte et al.* [11], *Stemper et al.* [12] und *Raymond et al.* [13].

Die Punkte, die die Kennkurve definieren, entsprechen in der Regel dem Mittelwert der Eingangsdaten. Die Punkte, die die innere und äußere Begrenzungskurve definieren, sind jedoch nicht genau festgelegt. Sie können entweder aus einem rechteckigen oder einem elliptischen Bereich um die Punkte der Kennkurven extrahiert werden. Die Dimensionen der beiden Bereiche werden durch die Standardabweichungen der Kraft und der Gewebedeformation definiert. Für einen rechteckigen Bereich

geben die Standardabweichungen die Seitenlängen des Rechtecks vor. Beim Ellipsenansatz werden die Standardabweichungen als die beiden Radien einer Ellipse verwendet, die den entsprechenden Punkt der Kennkurve umschließt. Die beiden äußersten Punkte des Rechtecks oder der Ellipse entsprechen je-weils einem Punkt an der äußeren und inneren Begrenzungskurve des Korridors.

## 2.2 Modifizierte Entwicklungstechnik

Die Korridore dieser Studie sollen die biomechanische Reaktion von Personen im arbeitsfähigen Alter beschreiben, da diese am ehesten mit Cobots arbeiten. Die Daten stammen aus Untersuchungen mit Personen aus dieser Zielgruppe und wurden zu Korridoren verarbeitet, ohne sie auf eine bestimmte anthropomorphe Referenz zu skalieren.

### 2.2.1 Kraftnormalisierung

Da die Literaturstudie (siehe Abschnitt 2.1) ergab, dass nur die von Lessley et al. [5] erstmals vorgestellte deformationsbasierte Technik die Form der biomechanischen Korridore erhält, haben wir uns für deren Technik entschieden. Die verformungsbasierte Technik musste jedoch modifiziert werden, um eine perfekte Übereinstimmung zu gewährleisten. Anstelle der Deformationssignale normalisiert unsere modifizierte Technik die Kraftsignale  $F_i(t)$ , indem es ihre diskret abgetasteten Werte  $F_i(t_k)$  punktweise durch die Maximalwerte  $\hat{F}_i = F_i(\hat{t}_i) = \max F_i(t)$  dividiert,

$$F_i^*(t_k) = \frac{F_i(t_k)}{\hat{F}_i}$$

wobei  $F_i^*(t_k) \in [0;1]$ . Von diesem Zeitpunkt an ist der Entwicklungsprozess identisch mit der Verformungstechnik. Mittels einer Interpolationsmethode wurde  $t_k \rightarrow t_k^*$  das  $F_i^*(t_k)$  neu abgetastet, sodass alle Werte in  $F_i^*(t_k^*)$  einen konstanten Abstand von  $\Delta F^*$  zu ihren Nachbarn hatten

$$F_i^*(t_k) - F_i^*(t_{k-1}) = \Delta F^*$$

Eine zweite Interpolationsmethode stellte die ursprünglichen Verformungssignale  $d_i(t)$  und Kraftsignale  $F_i(t)$  zu den neuen Zeitinkrementen  $t_k^*$  dar

$$d_i(t_k) \rightarrow d_i(t_k^*) \quad \text{und} \quad F_i(t_k) \rightarrow F_i(t_k^*)$$

Wir erhalten eine Reihe von  $N$  Zeitinkrementen  $t_{p,i}$  mit  $i \in \{1;2; \dots N\}$  aus  $F_i^*(t_k^*)$  für einen bestimmten Prozentwert  $p \in \{0;\Delta F^*;2\Delta F^* \dots 1\}$

$$F_i^*(t_{p,i}) = p$$

Die Zeitinkremente  $t_{p,i}$  können dann verwendet werden, um eine Reihe von Deformationswerten  $d_{p,i}$  und Kraftwerten  $F_{p,i}$  aus  $d_i(t)$  bzw.  $F_i(t)$  zu ermitteln (**Abbildung 2**). Alle Werte  $d_{p,i}$  und  $F_{p,i}$  gehören zur Kompressionsphase (d. h. der Phase vom ersten Kontakt bis zur maximalen Kraft), wenn ihre entsprechenden Zeitinkremente  $t_{p,i}$   $t_{p,i} \leq \hat{t}_i$  erfüllen. Alle anderen gehören zur Restitutionsphase (d. h. der Phase vom Kraftmaximum bis zum Ende des Kontakts) und entsprechenden Zeitschritten  $t_{p,i}$ , die  $t_{p,i} > \hat{t}_i$  erfüllen. Wenn die Kurve eines Kraftsignals lokale Minima enthält, können mehrere Zeitinkremente  $t_{p,i}$  zu mehreren Deformationswerten für denselben Wert  $p$  führen. Der Mittelwert dieser Deformationswerte wurde als Korridorpunkt verwendet, um diese Mehrdeutigkeit aufzulösen.

### 2.2.2 Statistisches Modell

Jeder beliebige Wert  $p$  von  $N$  ergibt individuelle Deformations- und Kraftwerte sowohl für die Kompressions- als auch für die Restitutionsphase. Im Gegensatz zu anderen Techniken wurden die Werte eines bestimmten  $p$  als Stichprobe mit zufällig verteilten Beobachtungen behandelt. In den Probandenstudien haben wir nachgewiesen, dass die Daten lognormalverteilt sind mit dem Mittelwert  $\mu_x$  und der Standardabweichung  $\sigma_x$

$$\ln X \sim N(\mu_x, \sigma_x^2)$$

Wir gehen davon aus, dass dies auch für die in Stichproben aufgeteilten Daten gilt. Ein Anderson-Darling-Test bestätigte unsere Annahme für die Mehrzahl der Stichproben. Wir verwendeten die Maximum-Likelihood-Schätzung, um  $\mu_x$  und  $\sigma_x$  aus den Stichproben sowohl für die Kraft  $X \leftrightarrow F_{p,i}$  als auch für die Durchbiegung  $X \leftrightarrow d_{p,i}$  zu schätzen,

$$[\tilde{\mu}_x, \tilde{\sigma}_x] = \arg \max_{\mu_x, \sigma_x} \prod_{i=1}^N f(x_i; \mu_x, \sigma_x)$$

mit der Normalverteilungsfunktion

$$f(x_i; \mu_x, \sigma_x) = \frac{1}{\sigma_x} \varphi\left(\frac{\ln x_i - \mu_x}{\sigma_x}\right).$$

Die Schätzungen  $\tilde{\mu}_x$  und  $\tilde{\sigma}_x$  können dann verwendet werden, um die entsprechenden Quantilwerte für das 25., 50. und 75. Perzentil aus der inversen kumulativen Verteilungsfunktion zu berechnen

$$\mathcal{F}(x_i; \mu_x, \sigma_x) = \Phi\left(\frac{\ln x_i - \mu_x}{\sigma_x}\right).$$

Abbildung 2

Stichprobentechnik zur Berechnung bestimmter Datenpunkte der Korridorkurve

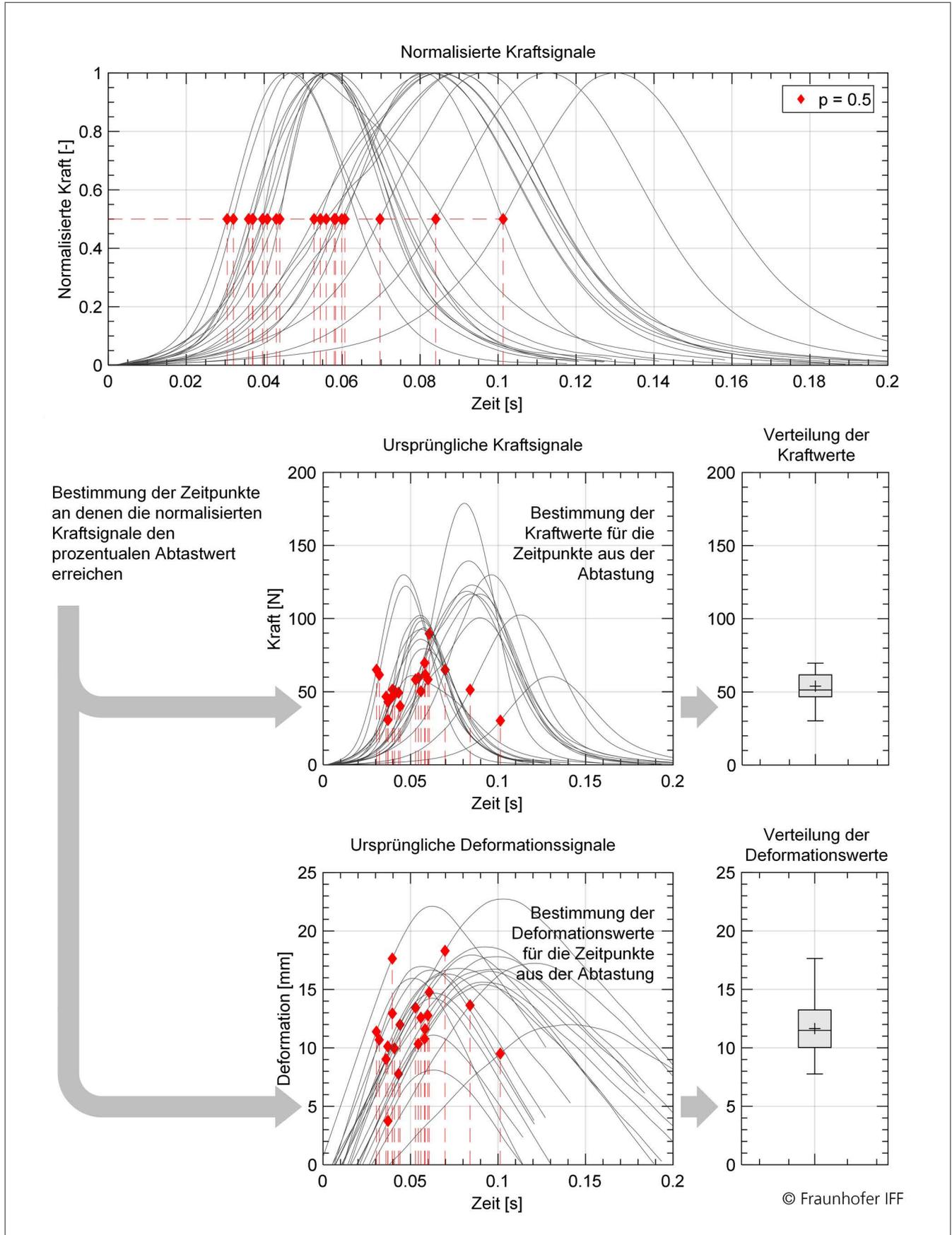
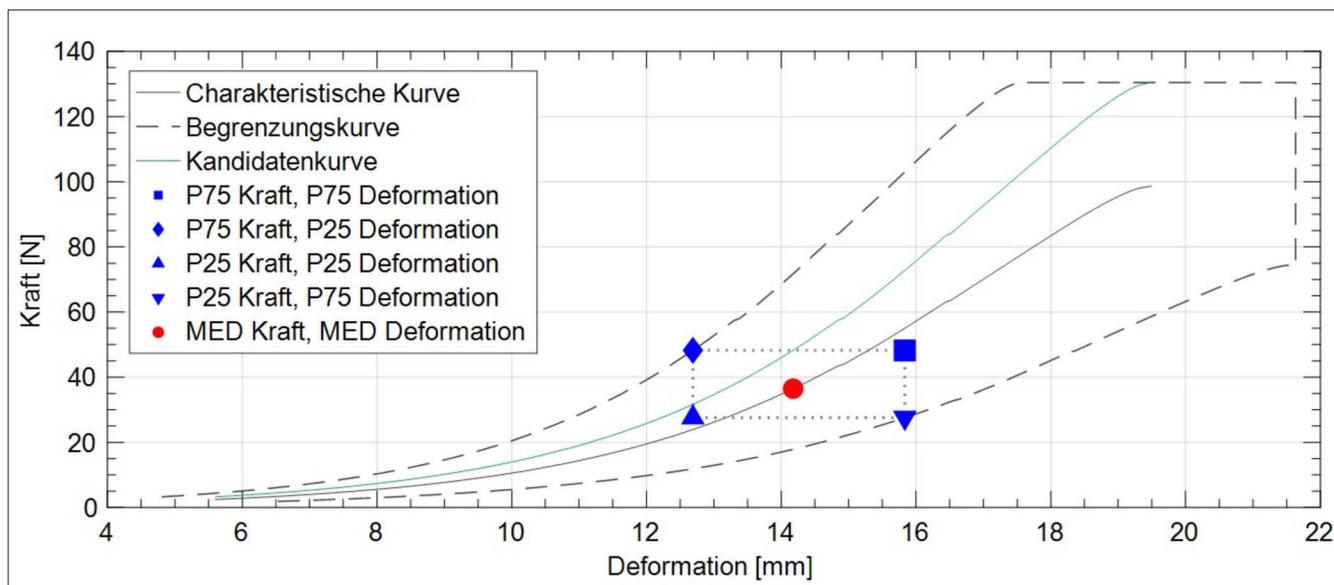


Abbildung 3

Entwicklung der Grenzkurven eines Korridors



Da wir dasselbe Verteilungsmodell wie bei den Probandenstudien verwendet haben, entsprechen die maximalen Kraftwerte der Korridore den kraftbasierten Grenzwerten. Diese Übereinstimmung konnte nur durch eine Normalisierung des Kraftsignals anstelle der Verformungssignale erreicht werden, wie *Lessley et al.* [5] es vorschlagen.

### 2.2.3 Korridorentwicklung

Die mit dem statistischen Modell berechneten Perzentilwerte können dann zur Darstellung des Korridors in der Deformations-Kraft-Ebene verwendet werden. Wie bei anderen Entwicklungstechniken wird die Kennkurve des Korridors aus den Punkten des 50. Perzents berechnet. An jedem Punkt der Kennkurve kann ein Rechteck gezeichnet werden. Der Abstand zwischen den Seiten des Rechtecks und dem Punkt auf der Kennkurve entspricht dem 25. und 75. Perzentil derselben Kraft- und Deformationsdaten, aus denen der Punkt auf der Kennkurve berechnet wurde. Die äußersten Punkte aller Rechtecke, die entlang der Kennkurve gezogen werden können, ergeben die innere und äußere Begrenzungskurve des Korridors. Zu Beginn der Kompressionsphase entsprechen z. B. die Kraftwerte für das 75. Perzentil und die Deformationswerte für das 25. Perzentil den Punkten an der äußeren Begrenzungskurve, bis die Kennkurve ihr Maximum erreicht. Umgekehrt werden die Punkte an der inneren Begrenzungskurve in der Regel aus den Kraftwerten für das 25. Perzentil und aus Deformationswerten für das 75. Perzentil ermittelt. **Abbildung 3** zeigt die Entwicklung der Korridorkurven.

Die Kurve, die den Median der Deformationswerte und das 75. Perzentil der Kraftwerte beschreibt, ist eine

geeignete Kandidatenkurve, die Geräte zur Kollisionsmessung nachbilden sollten, um sich wie der menschliche Körper zu verhalten, wenn er von einem Roboter getroffen wird.

### 2.2.4 Abschnittsweise lineare Approximation

Die allgemeine Form der Kandidatenkurve muss analysiert werden, um daraus Steifigkeitsparameter zu erhalten. Wie **Abbildung 3** zeigt, bestehen die Kurven der Kompressionsphase typischerweise aus einem nichtlinearen Kurvenfuß, gefolgt von einem annähernd linearen Kurvenabschnitt. Die Kraft als Funktion der Deformation steigt im Bereich des Kurvenfußes progressiv an, bis ein Übergangspunkt erreicht ist. Jenseits dieses Punktes wird das Verhältnis zwischen Deformation und Kraft proportional und bleibt es auch, bis die Kraft ihren Höchstwert erreicht (**Abbildung 4**). Die Verwendung zweier stückweise linearer Geraden zur Approximation beider Kurvenabschnitte ergibt eine hinreichend genaue Darstellung der gesamten Kandidatenkurve,

$$F_c(d_j) \approx F_c^*(d_j; c_1, c_2, d_T, F_T) = \begin{cases} c_1(d_j - d_T) + F_T & d_0 \leq d_j < d_T \\ c_2(d_j - d_T) + F_T & d_T \leq d_j \end{cases}$$

wobei  $d_0$  die anfängliche Deformation des Kurvenfußes und  $(d_T, F_T)$  den Übergangspunkt angibt, an dem die Kurve linear wird. Die Parameter  $c_1$  und  $c_2$  sind die Steigungsparameter der Approximations-Geraden. Ihre Steigungsparameter und ihr Schnittpunkt (Übergangspunkt) sollten eine minimale quadratische Abweichung ergeben, wenn sie mit der Kandidatenkurve verglichen werden. Unter der Annahme, dass der lineare Teil der Kurve bei  $d_e$  endet,

ergibt der folgende Ausdruck eine optimale Lösung für den Bereich  $d_0 \leq d_j < d_e$

$$\eta = \arg \min_{\eta} \sum_{j=1}^N \{F_C(d_j) - F_C^*(d_j; \eta)\}^2$$

wobei  $\eta$  für die Steigungsparameter und den Übergangspunkt steht

$$\eta = [c_1 \ c_2 \ d_T \ F_T].$$

Wie bereits erwähnt, bezeichnet  $d_e$  einen zweiten Übergangspunkt, an dem die Kurve wieder nichtlinear wird. Im Gegensatz zu  $d_T$  kann der Wert von  $d_e$  nicht automatisch, z. B. durch Optimierung, bestimmt werden, da die Form der Korridore bei allen untersuchten Körperteilen sehr unterschiedlich ist. Es wurde daher beschlossen,  $d_e$  manuell als Grenzbedingung für die Ermittlung von  $\eta$  zu wählen.

Nach der Bestimmung der Parameter wurde der Nullpunkt der Kurve so verschoben, dass die lineare Approximation der Spitze bei  $d = 0$  beginnt. Die Verschiebung  $\Delta d$  wird angegeben durch:

$$\Delta d = d_T - \frac{F_T}{c_1}.$$

Die Anpassung ist linear und hat keinen Einfluss auf die Steigungen der Approximations-Geraden (siehe Abbildung 4, rechts). Sie dient lediglich dazu, die erste Kontaktphase zu verkürzen, die durch den flachen Kurvenfuß beschrieben wird. Die Entfernung dieses Teils der Kurve ist für Roboter technisch irrelevant, da ihre

Kollisionssensoren und Sicherheitsfunktionen nicht in der Lage sind, die geringen Kräfte zu erkennen, die während dieser Kontaktphase auftreten.

### 2.3 Clustering

Körperstellen mit ähnlichen Steigungsparametern sollten in Gruppen geclustert werden, um die Anzahl der Parameter zu reduzieren, die später die Eigenschaften der Messgeräte bestimmen. Technisch gesehen korrespondiert der Kurvenfuß der Kandidatenkurve mit einer geringen Energiemenge, die der Roboter bei einer Kollision auf den Menschen überträgt. Aus diesem Grund hat der Parameter  $c_1$  nur einen geringen Einfluss auf das gesamte Kontaktereignis oder die maximale Kontaktkraft. Das Hauptziel der Clustering bestand also darin, eine Mindestanzahl von Klassen zu ermitteln, denen die verschiedenen Werte des Parameters  $c_2$  zugeordnet werden können. Jede Klasse ist mit einer Federrate verbunden. Immer wenn der relative Fehler zwischen dem zugehörigen Wert  $c_2$  und einer der klassenbestimmenden Federraten minimal war, ordneten wir die individuelle Körperstelle, die mit  $c_2$  assoziiert war, dem Cluster mit der am besten passenden Federrate zu. Außerdem sollte der relative Fehler nie mehr als 25 % betragen, um optimistische Zuordnungen zu vermeiden (d. h. die zugeordnete Körperstelle ist tatsächlich 25 % steifer als die klassenbestimmende Federrate, die die Körperstelle abbilden sollte). Abschnitt 3.3 enthält die Klassenwerte, denen wir die aus den Kandidatenkurven abgeleiteten Werte  $c_2$  zugeordnet haben.

Abbildung 4

Abchnittsweise lineare Approximation der Reaktionskurve durch zwei Geraden (links); Nullpunkt-Korrektur durch Verschiebung aller Kurven (rechts), sodass die Approximation des Kurvenfußes den Ursprung der Deformations-Kraft-Ebene schneidet

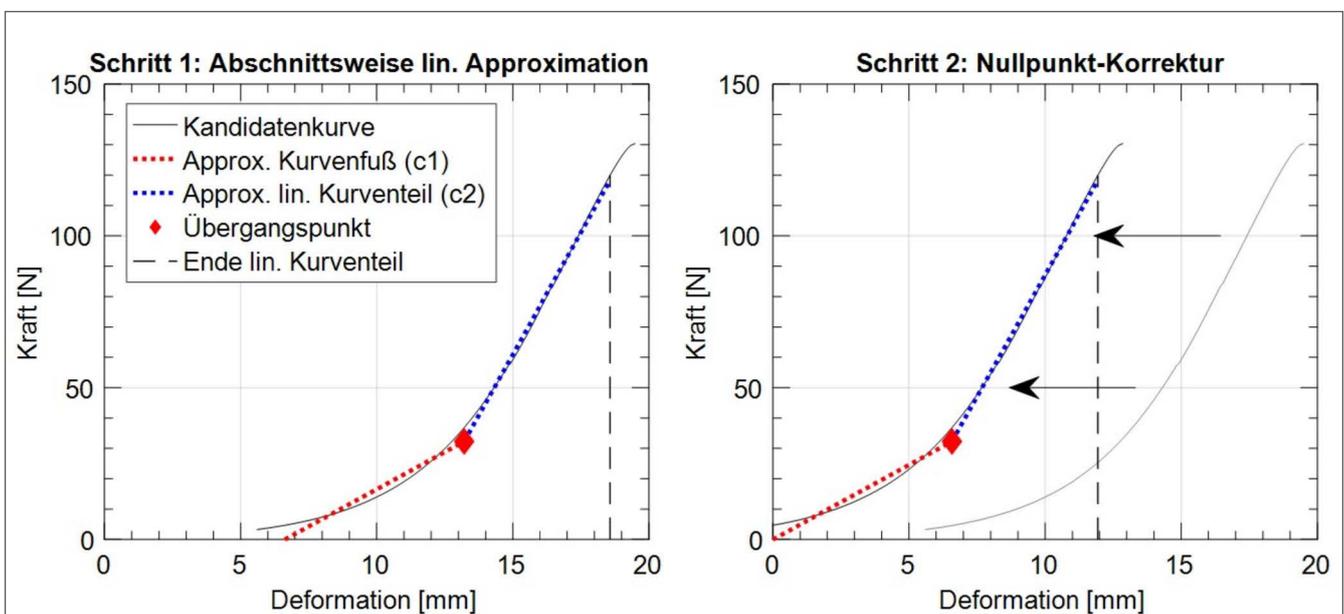


Tabelle 1

Der Arbeitsplan für alle von 2015 bis 2019 durchgeführten Studien (nnd. = nur Körperstellen an der nicht-dominanten Hand)

Studie Nr.	1		2	3		
	#1	#2	#3	#4	#4	#5
Größe der Probandengruppe	40	20	20	20	20	10
Körperstellen (siehe Abbildung 6)	(6) bis (29)	(6) (7) (11) bis (29)	(6) (7) (11) bis (29) nnd.	(1) bis (3) (5)	(1) bis (3) (5) (8) bis (10)	(1) bis (3) (5) bis (29)
<b>Art der Belastung</b>						
Quasistatisch (Klemmen)	✓			✓		✓
Transient (Stoßen)		✓	✓		✓	
<b>Kontaktkörper (siehe Abbildung 5)</b>						
F-Q10 (Druckgrenzen)		✓*	✓*		✓*	✓
F-Z30 (Kraftgrenzen)	✓	✓	✓	✓	✓	
<b>Stoßmasse (nur für Stoßversuche)</b>						
~6,5 kg		✓	✓		✓	
~16,5 kg		✓	✓		✓	
<b>Wiederholungen</b>	<b>5</b>	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>3</b>	<b>1</b>	<b>3</b>
<b>Gemessene Werte</b>						
Kontaktkraft	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Deformationsweg	✓	✓	✓	✓	✓	✓
Kontaktdruck		(✓)	(✓)		(✓)	✓

## 2.4 Vorhandene Daten

**Tabelle 1** zeigt den Arbeitsplan für die vom Fraunhofer IFF durchgeführten Studien. Die Daten aus Experimenten mit über 100 menschlichen Probandinnen und Probanden umfassen die Kontaktkraft und den Deformationsweg, jeweils gemessen über die Zeit. Aufgrund verschiedener, weiter unten erläuterter Einschränkungen konnten nicht alle Daten zur Erstellung der Korridore verwendet werden. Insbesondere eine Einschränkung beeinträchtigte die Gültigkeit der Korridore und musste daher durch eine Skalierung der Korridorkurven nach deren Erstellung ausgeglichen werden.

### 2.4.1 Einschränkungen

Für die Entwicklung von Korridoren konnten wir nur die Daten aus Stoßversuchen mit dem F-Q10-Kontaktkörper (**Abbildung 5**) verwenden. Die Daten aus den Tests mit F-Z30 konnten nicht verwendet werden, da dieser aus nachgiebigem Schaumstoff bestand. Die gemessenen

Deformationswege enthielten somit auch die Deformation von F-Z30, die sich nachträglich nicht kompensieren ließ.

Die Daten aus den Klemmversuchen, die mit F-Q10 durchgeführt wurden, wurden ebenfalls nicht berücksichtigt. Die bei diesen Tests angewandten niedrigen Eindringgeschwindigkeiten führten zu flacheren Korridoren und niedrigeren Steigungsparametern. Dies könnte daran liegen, dass die Viskosität von Weichgewebe eine Beziehung zwischen der Steigung der Kontaktkraft (in Abhängigkeit von der Zeit) und der Eindringgeschwindigkeit (Deformationsgeschwindigkeit) herstellt. Die Kraftsignale aus den Pendelversuchen weisen wesentlich höhere Steigungen auf, da die biomechanische Reaktion des Weichgewebes dehratenabhängig ist. Die Daten aus Stoßversuchen mit F-Q10 bilden daher die einzige Grundlage für die Erstellung der Korridorkurven, aus denen sich konservative Steifigkeitsparameter ableiten lassen, die bei der Bewertung eines Cobots nie zu optimistischen Ergebnissen (z. B. geringere Kontaktkräfte) führen. Da die Daten darauf hindeuten, dass die Stoßmasse keinen Ein-

fluss auf die Form der Korridore hat, konnten die Daten von Tests mit unterschiedlichen Massen zusammengeführt werden.

### 2.4.2 Skalierung

Die Versuche mit F-Q10 wurden ausschließlich zur Bestimmung der Druckgrenzen durchgeführt. Zu diesem Zweck wurden Größe und Form von F-Q10 speziell so gestaltet, dass er halbscharfe Kontakte nachbildet, bei denen der Spitzendruck für den Schmerzeintritt relevanter ist als die Kraft. Die Kraftgrenzen wurden jedoch aus den mit dem F-Z30 gewonnenen Daten berechnet, der über eine größere Kontaktfläche verfügt. Die maximalen Kräfte, die bei den Untersuchungen mit dem F-Q10 erreicht werden, sind aufgrund der unterschiedlichen Größe der Kontaktkörper deutlich geringer als bei den Untersuchungen mit dem F-Z30.

Wie im vorangegangenen Abschnitt erwähnt, können Signale aus Untersuchungen mit F-Z30 nicht zur Entwicklung der gewünschten Korridore verwendet werden. Die Entwicklung muss mit F-Q10-Daten erfolgen und liefert Korridore mit Maximalkräften, die zwangsläufig unter den Kraftgrenzen liegen. Dies macht es notwendig, die Kandidatenkurven so zu transformieren, dass ihre maximalen Kraftwerte genau den zugehörigen Kraftgrenzen entsprechen.

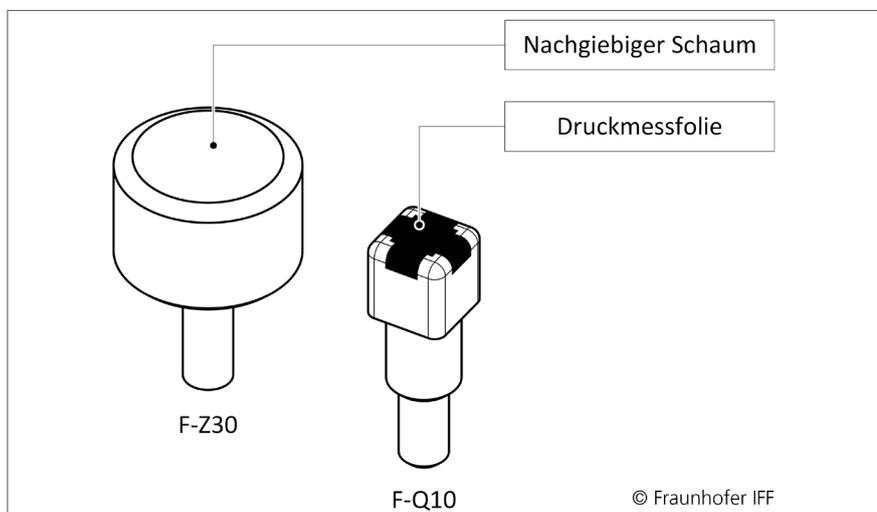
Im Jahr 2019 führte das Fraunhofer IFF im Auftrag der Fa. Panasonic eine Probandenstudie durch, um die Auswirkungen der Größe eines Kontaktkörpers auf die Druckschmerzschwelle des Menschen zu untersuchen [14]. Die Probanden wurden durch verschiedene Kontaktkörper (F-Q5, F-Q10 und F-Q20), die wie F-Q10 geformt waren,

aber unterschiedliche Dimensionen aufwiesen, Stoß- und Klemmbelastungen ausgesetzt. Die Analyse der Daten ergab, dass die gemittelten maximalen Deformationen für alle Kontaktkörper ähnlich waren, während sich die gemittelten maximalen Kräfte deutlich unterschieden. Es stellte sich heraus, dass die Größe der Kontaktkraft von der Größe des Kontaktkörpers abhängt. Auf der Grundlage dieser Erkenntnisse können wir davon ausgehen, dass das Ausmaß der Deformation darüber entscheidet, ob die Belastung eines Körperteils Schmerzen verursacht oder nicht. Mit anderen Worten: Die Größe des Objekts, das mit dem menschlichen Körper in Berührung kommt, nimmt Einfluss auf die maximal zulässige Kontaktkraft zu haben, nicht aber auf die maximale Deformation.

Angesichts dieser Erkenntnisse müssen die aus den F-Q10-Daten entwickelten Kandidatenkurven in Kurven umgewandelt werden, die die Reaktion für einen starren Kontaktkörper mit F-Z30-Form beschreiben, und zwar durch Multiplikation mit dem Faktor

$$\beta_i = \frac{\hat{F}_i}{\hat{F}_i^{FQ10}}$$

wobei  $\hat{F}_i$  den Kraftgrenzwert für transiente Kontakte (Stöße) aus den Probandenstudien,  $\hat{F}_i^{FQ10}$  den Kraftgrenzwert für transiente Kontakte aus den F-Q10-Daten und  $i$  die Identifikationsnummer der in ISO/TS 15066 festgelegten Körperstelle bezeichnet (**Abbildung 6**). Die Kandidatenkurven wurden zunächst transformiert und dann mit der in Abschnitt 2.2.4 vorgestellten Methode approximiert. **Abbildung 7** zeigt die Ergebnisse der Transformation der Kandidatenkurven für die Körperstelle 15 (Unterarmmuskel).

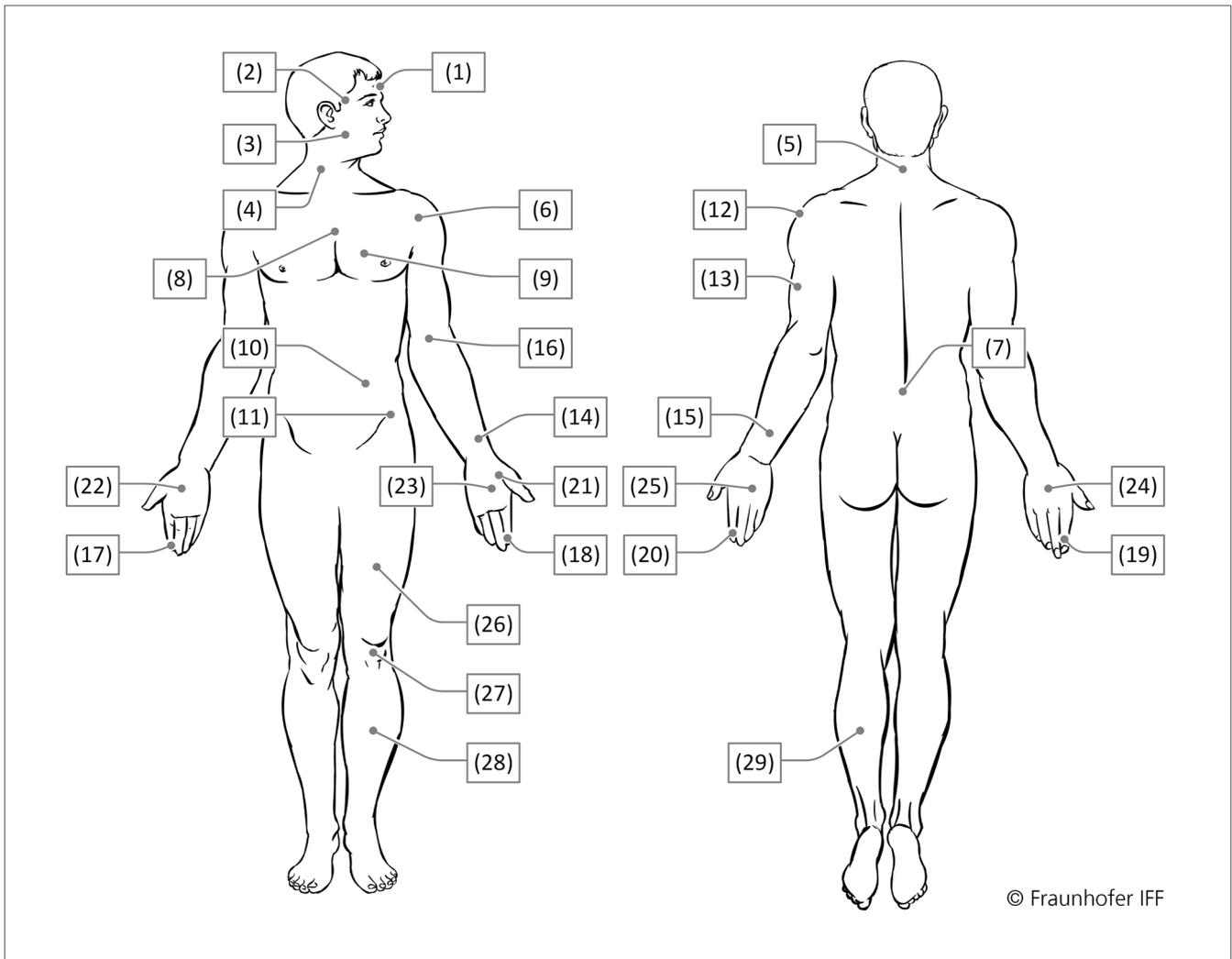


**Abbildung 5**

Verwendete Kontaktkörper (F-Z30 aus nachgiebigem Schaumstoff hat eine zylindrische Fläche von 30 mm Durchmesser; F-Q10 aus Aluminium hat eine rechteckige Fläche von 14 × 14 mm. Alle Kanten und Ecken wurden mit einem Radius von 2 mm abgerundet).

Abbildung 6

Körperstellen, für die Grenzwerte benötigt werden, um FBHM 080 und ISO/TS 15066 zu präzisieren



© Fraunhofer IFF

### Kopf und Hals

- (1) Stirnmitte
- (2) Schläfe
- (3) Kaumuskel
- (4) Halsmuskel
- (5) 7. Halswirbel

### Rumpf

- (6) Schultergelenk
- (7) 5. Lendenwirbel
- (8) Brustbein
- (9) Brustmuskel
- (10) Bauchmuskel
- (11) Hüftknochen

### Obere Extremität

- (12) Deltamuskel
- (13) Oberarmknochen
- (14) Speichenknochen
- (15) Unterarmmuskel
- (16) Ellenbogengrube

### Hand und Finger

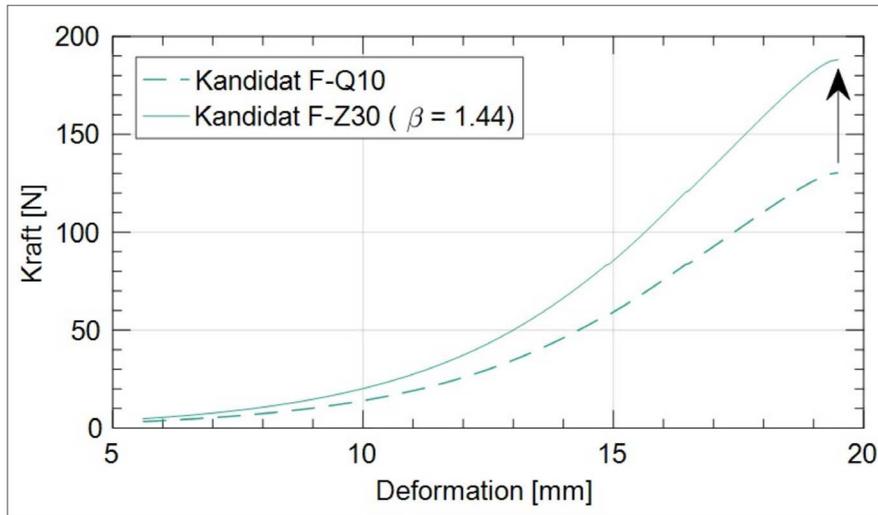
- (17) Zeigefingerkuppe (dominant, D)
- (18) Zeigefingerkuppe (nicht-dominant, ND)
- (19) Zeigefingerendgelenk (D)
- (20) Zeigefingerendgelenk (ND)
- (21) Daumenballen
- (22) Handinnenfläche (D)
- (23) Handinnenfläche (ND)
- (24) Handrücken (D)
- (25) Handrücken (ND)

### Untere Extremität

- (26) Oberschenkelmuskel
- (27) Kniescheibe
- (28) Schienbeinkante
- (29) Wadenmuskel

Abbildung 7

Transformation der Kandidatenkurven durch Skalierung auf die Kraftgrenze (hier von 118 N auf 170 N)



### 3 Ergebnisse

Aus den Studiendaten haben wir biomechanische Korridore für insgesamt 24 Körperstellen entwickelt: Daten von dominanten (D) und nicht-dominanten (ND) Körperstellen wurden zusammengefasst. Anschließend haben wir aus den Kandidatenkurven aller Korridore Steifigkeitsparameter abgeleitet. Ein MATLAB-Programm hat die Daten automatisch verarbeitet. Das Programm implementierte die Verfahren zur Kraftnormalisierung und zur Neuab-tastung der Daten sowie das statistische Modell, das wir entwickelt haben, um aus den neu abgetasteten Kraft- und Deformationswerten spezifische Perzentilwerte zu berechnen. Zusätzlich wurden die nichtlinearen Kandidatenkurven mit zwei Geraden approximiert und die Steigungsparameter der zweiten Gerade mit bestimmten Federraten geclustert. Im Folgenden wird ein kurzer Überblick über unsere Ergebnisse gegeben.

#### 3.1 Biomechanische Korridore

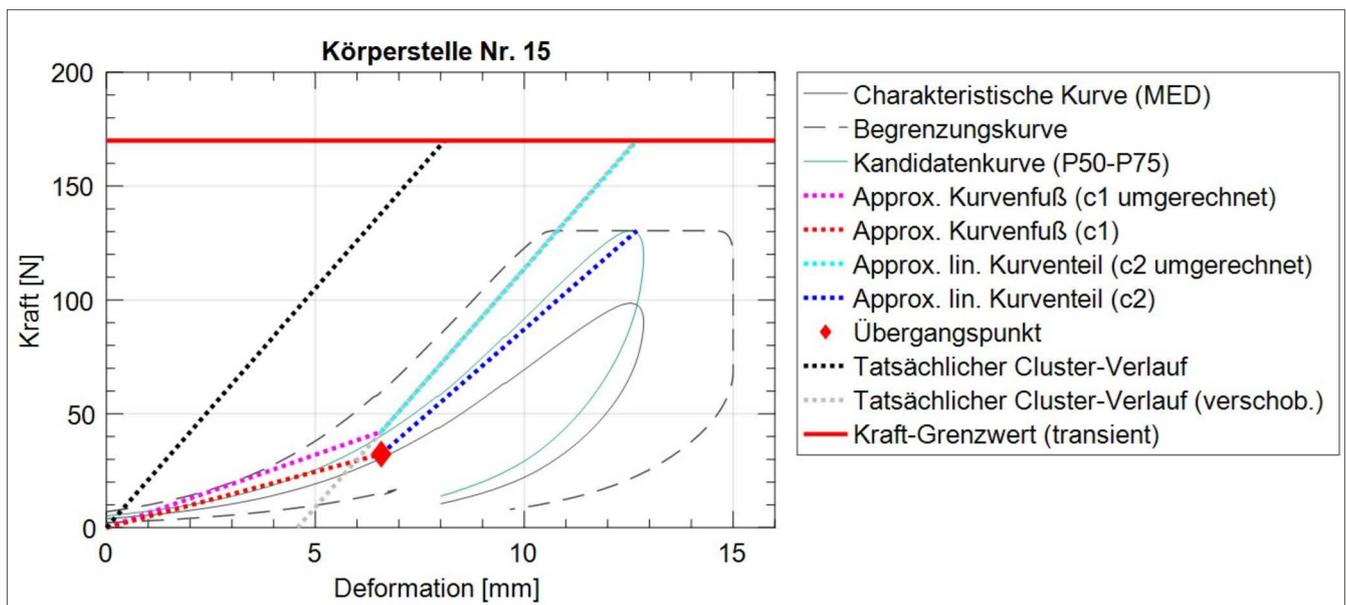
In dieser Studie war nur die Kompressionsphase der biomechanischen Reaktion von Interesse, da die Restitutionsphase für die Konstruktion eines Kraft-Druck-Messgeräts (KDMG) irrelevant ist. Die Punkte auf den Kennkurven der mit dem statistischen Modell entwickelten Korridore entsprechen dem Median der neu abgetasteten Kraft- und Deformationssignale. Die Datenpunkte auf ihren Begrenzungskurven entsprechen den äußersten Punkten der Rechtecke, die sich entlang der Kennkurven ergeben, wobei die Seitenlängen der Rechtecke der Permutation des 25. und 75. Perzentsils

der neu abgetasteten Kraft- und Deformationssignale entsprechen. Die Kandidatenkurven der Korridore entsprechen dem 75. Perzentil der Kraft und dem 50. Perzentil (Median) der Deformation. Sie beschreiben die erwünschte Reaktion, die künftige KDMG nachbilden müssen. Wir haben das 75. Perzentil für die Kraft gewählt, damit die maximale Kraft der Kandidatenkurven mit den Kraftgrenzen aus den Probandenstudien übereinstimmt.

**Abbildung 8** zeigt den Korridor, den wir für Körperteil 15 (Unterarmmuskel) entwickelt haben. Die Graphen aller Korridore finden sich im Anhang A. Bei näherer Betrachtung der Graphen fällt auf, dass der lineare Abschnitt am Ende der Kompressionsphase bei einigen Korridoren weniger deutlich ausfällt oder nicht die maximal Kraft erreicht, wie dies beispielsweise bei den Körperstellen 12 (Deltamuskel) oder 28 (Schienbeinkante) der Fall ist. Dies ist höchstwahrscheinlich darauf zurückzuführen, dass die Körperteile während der Versuche nicht vollständig gesichert werden konnten, und deutet darauf hin, dass die Stoßkräfte eine leichte Bewegung des zu prüfenden Körperteils verursachten. Die Deformationssignale aus solchen Versuchen umfassen folglich neben der Deformation des Gewebes auch die Verschiebung von Körperteilen. Die Verschiebung konnte nicht kompensiert werden, da das Prüfsystem nur einen Positionssensor hatte. In den Tests haben wir jedoch beobachtet, dass sich schwer zu sichernde Körperteile erst zu bewegen begannen, nachdem die Kontaktkraft den linearen Abschnitt der Reaktion überschritten hatte.

Abbildung 8

Kompressionsphase des biomechanischen Korridors aus Untersuchungen an Körperstelle 15 (Unterarmmuskel), einschließlich der abschnittswise linearen Approximation der Kandidatenkurve



### 3.2 Steifigkeitsparameter

Die durch die optimale und abschnittsweise lineare Approximation der Kandidatenkurven gewonnenen Steigungsparameter lieferten die gewünschten Steifigkeitsparameter für das Kraft-Druck-Messgerät. Zusammen mit den Steifigkeitsparametern wurden bei der Approximation Übergangspunkte ermittelt, an denen sich die durch die Steigungsparameter definierten Approximationslinien schneiden. Die Kandidatenkurve korreliert mit dem 50. Perzentil der Deformation und dem 75. Perzentil der in den Untersuchungen an Menschen gemessenen Kräfte. Die biomechanischen Grenzwerte basieren auf denselben Perzentilen. Die maximalen Kontaktkräfte der meisten Kandidatenkurven weichen jedoch leicht von den Kraftschwellenwerten ab, da diejenigen mit stark schiefen Kurven als Ausreißer behandelt wurden, die eliminiert werden mussten, um Diskontinuitäten in den Kandidatenkurven zu vermeiden. **Tabelle 2** enthält die Steigungsparameter und den Übergangspunkt aus der abschnittsweisen linearen Approximation der Kandidatenkurven. Der Übergangspunkt wurde entlang der Abszisse so verschoben, dass die erste durch  $c_i$  definierte Linie den Ursprung der Ebene schneidet (siehe Abbildung 4).

### 3.3 Clusterung von Steifigkeitsparametern

Die genaue Nachbildung der approximierten Kandidatenkurven hätte die Kombination einer mechanischen Feder mit einer weichen Schaumstoffschicht oder einem anderen hochflexiblen Material erfordert. Die Nachgiebigkeit ist jedoch eingeschränkt, wenn der Druck gemessen werden muss. Die bei einer Druckmessung eingesetzten Folien müssen auf der Oberseite der weichen Schicht angebracht werden, um optimale Messungen durchzuführen. Es ist zu verhindern, dass sich die Folien stark verformen, damit das Sensormaterial keine Falten wirft und somit genaue Messungen gewährleistet sind. Diese Einschränkung führt direkt zu einer Einschränkung der Nachgiebigkeit der weichen Schicht. Der Verzicht auf eine weiche Schaumstoffschicht ist nicht empfehlenswert, da die Folie dann auf dem Metallstoßkörper des KDMG befestigt werden müsste, was zu unbrauchbaren Messungen führen würde. Wir haben Kollisionsexperimente mit verschiedenen Materialien durchgeführt und Druckmessungen vorgenommen, um eine Mindestnachgiebigkeit der weichen Schicht zu ermitteln. Die Tests ergaben, dass Materialien mit einer Shore-Härte A von 70 (SH70) und einer Dicke von 7 mm die Faltenbildung der Druckfolien verhindern.

Die in **Tabelle 3** aufgeführten handelsüblichen Federn  $N = 5$  definieren die möglichen Cluster. Der in Abschnitt 2.3 erwähnte Optimierungsalgorithmus wird verwendet, um

eine Teilmenge mit  $n \leq N$  dieser Federn mit den Raten  $C$  zu ermitteln, die die Werte  $c_i$  der Kandidatenkurven am besten repräsentieren. Bei der Optimierung muss berücksichtigt werden, dass die Gesamtsteifigkeit  $C^*$  (effektive Rate) eines KDMG von der Rate der eingebauten Feder abweicht, wenn der Stoßplatte des KDMG eine weiche Schicht hinzugefügt wird. Wir haben Kompressionsversuche durchgeführt, um  $C^*$  zu ermitteln, die den Einfluss der in **Tabelle 3** aufgeführten Federn und einer SH70-Schicht beinhaltet. Das zu prüfende KDMG wurde einer durch F-Q10 aufgebrachten Druckbelastung ausgesetzt. Die Kraft wurde auf 500 N bei einer konstanten Verformungsgeschwindigkeit von 1 mm/s erhöht. Da die aufgezeichneten Kräfte und Verformungen darauf hindeuten, dass das KDMG unter Belastung nahezu linear reagiert, kann ein einziger Wert für  $C^*$  die effektive Rate jeder Kombination ausdrücken. Die gemessenen Werte  $C^*$  sind deutlich niedriger als die Federraten (siehe Tabelle 3). Eine separate Messung mit einer SH70-Schicht allein ergab eine Materialsteifigkeit von 130 N/mm.

**Tabelle 3**

Steifigkeitsparameter  $C$  von handelsüblichen Federn und ihre effektive Federrate  $C_i^*$  in Kombination mit einer weichen SH70-Schicht (Shore-A-Härte von 70) und einer Dicke von 7 mm

$i$	$C_i$ [N/mm]	$C_i^*$ [N/mm]
1	10	9,3
2	25	21,0
3	40	30,6
4	75	47,5
5	150	73,9

Alle Werte  $C^*$  gelten nur für Druckbelastungen, die von einem Kontaktkörper mit F-Q10-Form übertragen werden. Wir beschließen, nur eine SH70-Schicht zu verwenden, um Druckmessungen zukünftig zu ermöglichen. Obwohl bei der Verwendung weicher Schaumstoffschichten mit niedrigeren Shore-Härte-Werten die natürlichen biomechanischen Reaktionen genauer nachgebildet worden wären, hatte die Notwendigkeit, den Druck bei Roboterkontakten messen zu können, höhere Priorität.

Unter der Annahme, dass die Dimensionen typischer Kollisionspunkte auf einem Robotersystem in der Regel größer sind als die Dimensionen von F-Q10, müssen bei der Optimierung die effektiven Clusterwerte  $C^*$  anstelle von  $C$  verwendet werden. Bevor der Algorithmus eine Mindestanzahl von sinnvollen Clustern bestimmen konnte, musste er außerdem ein Tupel von Werten  $C^*$

Tabelle 2

Steigungsparameter und Übergangspunkt, die sich aus der Approximation der Korridorkandidatenkurven ergeben (entwickelt aus dem 50. Perzentil der Deformationswerte und dem 75. Perzentil der Kraftwerte, jeweils gemessen in den Probandenversuchen des Fraunhofer IFF)

Körperteil	Körperstelle	$c_1$ [N/mm]	$c_2$ [N/mm]	$d_T$ [mm]	$F_T$ [N]	$\hat{F}$ [N]
<b>Kopf und Hals</b>	(1) Stirnmitte	90,1	232,6	0,3	29,0	130
	(2) Schläfe	10,6	35,6	1,3	13,2	80
	(3) Kaumuskel	4,3	16,0	3,2	13,8	70
	(4) Halsmuskel*	5,2	22,9	3,2	16,6	80
	(5) 7. Halswirbel	5,7	19,2	2,9	16,6	80
<b>Rumpf</b>	(6) Schultergelenk	5,1	18,4	3,3	16,8	110
	(7) 5. Lendenwirbel	11,6	37,8	4,9	56,7	200
	(8) Brustbein	10,9	25,6	1,3	13,8	110
	(9) Brustmuskel	3,5	9,0	6,1	21,0	120
	(10) Bauchmuskel	1,1	1,7	20,2	22,1	80
	(11) Hüftknochen	18,5	78,2	1,8	33,4	150
<b>Obere Extremitäten</b>	(12) Deltamuskel	2,9	10,8	8,7	25,3	130
	(13) Oberarmknochen	7,6	23,7	3,9	29,6	160
	(14) Speichenknochen	15,2	27,2	3,1	47,0	190
	(15) Unterarmmuskel	6,4	20,9	6,6	42,1	170
	(16) Ellenbogengrube	5,2	18,0	8,6	45,2	150
<b>Hand und Finger</b>	(17)/(18) Zeigefingerkuppe	23,4	66,5	3,4	78,1	410
	(19)/(20) Zeigefingerendgelenk	39,1	89,2	2,2	87,6	400
	(21) Daumenballen	10,7	29,5	7,3	78,4	260
	(22)/(23) Handinnenfläche	15,5	52,0	6,4	99,2	360
	(24)/(25) Handrücken	28,2	48,0	2,5	69,5	250
<b>Untere Extremitäten</b>	(26) Oberschenkelmuskel	4,4	12,3	17,1	74,9	220
	(27) Kniescheibe	36,1	72,4	1,2	44,0	310
	(28) Schienbeinkante	38,7	143,5	1,2	46,1	270
	(29) Wadenmuskel	5,5	14,6	17,8	98,2	280

\*) Geschätzt (siehe Abschnitt 4.1);  $c_1$  ist der Steigungsparameter der den Kurvenfuß der Korridorkurve darstellt;  $c_2$  ist der Steigungsparameter der Gerade, die den linearen Abschnitt der Korridorkurve darstellt;  $d_T$  und  $F_T$  geben den Übergangspunkt zwischen beiden Geraden an;  $\hat{F}$  ist die Kraftgrenze für transiente Kontakte.

ermitteln, die zu einer minimalen kumulativen quadratischen Abweichung führen,

$$(\check{C}_{i_1}^*, \dots, \check{C}_{i_n}^*) = \arg \min \sum_{b=1}^{N_B} e_b^2(C_{i_1}^*, \dots, C_{i_n}^*)$$

wobei  $N_B$  die Anzahl der verschiedenen Körperstellen und  $e_b$  der minimale individuelle relative Fehler ist

$$e_b = (C_{i_1}^*, \dots, C_{i_n}^*) = \min \{ \varepsilon(C_{i_1}^*, c_2^b), \dots, \varepsilon(C_{i_n}^*, c_2^b) \}$$

bei

$$\varepsilon(\gamma_0, \gamma_1) = \frac{\gamma_1}{\gamma_0} - 1.$$

Eine weitere Einschränkung für die Optimierung war, dass  $e_b$  niemals eine Fehlerschwelle von 25 % überschreiten darf, auch wenn dies zu einem höheren kumulativen Fehler führen würde. Diese Einschränkung verhinderte, dass die effektive Federrate  $C^*$  eines Clusters wesentlich nied-

riger war als die Werte  $c_2$ , die diesem Cluster durch den Optimierungsalgorithmus zugeordnet wurden.

Wenn  $n$  Cluster durch  $n$  effektive Federraten  $C^*$  beschrieben werden, hat der Abtastraum folgende Form:

$$\Omega = \{(C_{i_1}^*, \dots, C_{i_n}^*) \mid i_1, \dots, i_n \in \{1, \dots, N\} \\ \text{mit } i_l \neq i_m \text{ für } l \neq m.\}$$

**Tabelle 4** zeigt die Ergebnisse für verschiedene Anzahlen von Clustern, wobei  $E$  die kumulative quadratische Abweichung für das gegebene Tupel  $\Gamma = (C_{i_1}^*, \dots, C_{i_n}^*)$  ist, das die effektiven Clusterwerte zusammenfasst, die am genauesten mit den Werten  $c_2$  aller Körperstellen korrelieren. Die Werte für  $E$  zeigen, dass das Gesamtergebnis umso genauer wird, je mehr Cluster vorhanden sind. Dies ist zwar nicht überraschend, erschwert aber die Festlegung einer Mindestanzahl von Clustern. In **Tabelle 5** sind alle Ergebnisse aufgeführt, ohne dass eine Priorisierung vorgenommen wurde.

**Tabelle 4**

Die Ergebnisse des Optimierungsalgorithmus für unterschiedlich große Cluster

n	E	$C_1$ [N/mm]	$C_2$ [N/mm]	$C_3$ [N/mm]	$C_4$ [N/mm]	$C_5$ [N/mm]
2	3,00	25	150	-	-	-
3	2,78	25	40	150	-	-
4	2,64	10	25	40	150	-
5	2,60	10	25	40	75	150

Tabelle 5

Den Körperstellen zugeordnete Clusterwerte für verschiedene Clustergrößen  $n = \{2, \dots, 5\}$ 

Körperstelle	$C_{(n=2)}$ [N/mm]	$C_{(n=3)}$ [N/mm]	$C_{(n=4)}$ [N/mm]	$C_{(n=5)}$ [N/mm]
<b>Kopf und Hals</b>				
(1) Stirn	150	150	150	150
(2) Schläfe	150	40	40	40
(3) Kaumuskel	25	25	25	25
(4) Halsmuskel	25	25	25	25
(5) 7. Halswirbel	25	25	25	25
<b>Rumpf</b>				
(6) Schultergelenk	25	25	25	25
(7) 5. Lendenwirbel	150	40	40	75
(8) Brustbein	25	40	40	40
(9) Brustmuskel	25	25	10	10
(10) Bauchmuskel	25	25	10	10
(11) Hüftknochen	150	150	150	150
<b>Obere Extremitäten</b>				
(12) Deltamuskel	25	25	10	10
(13) Oberarmknochen	25	25	25	25
(14) Speichenknochen	150	40	40	40
(15) Unterarmmuskel	25	25	25	25
(16) Ellenbogengrube	25	25	25	25
<b>Hand und Finger</b>				
(17)/(18) Zeigefingerkuppe	150	150	150	150
(19)/(20) Zeigefingerendgelenk	150	150	150	150
(21) Daumenballen	150	40	40	40
(22)/(23) Handinnenfläche	150	150	150	75
(24)/(25) Handrücken	150	150	150	75
<b>Untere Extremitäten</b>				
(26) Oberschenkelmuskel	25	25	25	25
(27) Kniescheibe	150	150	150	150
(28) Schienbeinkante	150	150	150	150
(29) Wadenmuskel	25	25	25	25

## 4 Diskussion

Die in dieser Studie verwendeten Techniken und Daten können die Qualität der entwickelten Korridore auf verschiedene Weise beeinflussen. Im Folgenden werden die Auswirkungen der Techniken auf die Korridore analysiert und die Einschränkungen untersucht, die die Gesamtgenauigkeit der Steifigkeitsparameter beeinflussen.

### 4.1 Verarbeitete Daten

Unsere Daten stammen aus Stoßuntersuchungen, die wir zwischen 2015 und 2019 mit Probandinnen und Probanden durchgeführt haben. Da wir uns wegen der ernststen Gesundheitsrisiken gegen die Durchführung von Stoßuntersuchungen am Halsmuskel (4) entschieden haben, mussten wir die Daten von *Melia et al.* [15] analysieren, um die gewünschten Steifigkeitsparameter für den Halsmuskel (4) zu schätzen. Die Daten aus den Tests an Kaumuskel (3) und Halsmuskel (4) sind ähnlich verteilt. Lediglich die Mittelwerte unterscheiden sich geringfügig. Insbesondere der Mittelwert für den Halsmuskel (4) ist 1,2 mal größer als der Mittelwert vom Kaumuskel (3). Aufgrund dieser Feststellung gehen wir davon aus, dass sich die Steifigkeitsparameter und der Übergangspunkt für Kau- (3) und Halsmuskel (4) in ähnlicher Weise voneinander unterscheiden.

In der Studie wurden nur Daten von Stoßuntersuchungen mit dem Kontaktkörper F-Q10 verarbeitet (siehe Abbildung 5). Die ermittelten Korridore und Parameter gelten daher nur für Belastungen, die von diesem Kontaktkörper ausgehen. Sollten die Studienergebnisse später zur Überprüfung der Reaktion eines KDMG verwendet werden, muss ein Kontaktkörper verwendet werden, der in Form, Material und Dimensionen mit dem F-Q10 identisch ist.

### 4.2 Modifizierung der Entwicklungstechnik

Wie Abschnitt 2.2 erläutert, wies keine der untersuchten Entwicklungstechniken mit Ausnahme der von *Lessley et al.* [5] Ähnlichkeiten mit der Technik auf, die wir in einer früheren Studie zur Berechnung biomechanischer Grenzwerte eingesetzt hatten. Anstelle von normalisierten Deformationssignalen haben wir deshalb normalisierte Kraftsignale mit der von *Lessley et al.* entwickelten Technik verarbeitet, um Zeitinkremente für eine Liste von äquidistanten und aufsteigenden normalisierten Kraftwerten zu extrahieren. Anschließend haben wir die Zeitinkremente verwendet, um die zugehörigen Kraft- und Deformationswerte aus den Originalsignalen zu ermitteln. Durch die Normalisierung der Kraftsignale wurde sichergestellt, dass die für  $p = 1$  extrahierten Zeitinkremente (100 % ist der Maximalwert aller normalisierten Kraftsignale) den maximalen Kraftwerten der ursprünglichen (nicht normalisier-

ten) Kraftsignale entsprechen, aus denen die Grenzwerte in der anderen Studie berechnet wurden.

Die Deformations- und Kraftwerte, die für einen bestimmten Prozentwert abgetastet wurden, dienten zur Schätzung der Parameter einer log-normalen kumulativen Verteilungsfunktion (CDF). Anschließend berechneten wir das 25., 50. und 75. Perzentil der Deformations- und Kraftwerte aus der invertierten CDF. Anschließend wurden die Perzentile auf die Deformations-Kraft-Ebene übertragen, um die Korridorkurven und die Kandidatenkurve darzustellen. Soweit wir wissen, wurde noch nie ein statistisches Modell in eine biomechanische Korridor-entwicklungstechnik auf diese Weise integriert. Anstelle von Perzentilen werden bei den meisten Verfahren der Mittelwert und die Standardabweichung der abgetasteten Verformungs- und Kraftwerte verwendet. Die CDF macht es sehr einfach, die gewünschte Kandidatenkurve mit beliebigen Perzentilen in Beziehung zu setzen. Die Daten müssen jedoch zwei Bedingungen erfüllen. Erstens muss die Anzahl der abgetasteten Deformations- und Kraftwerte ausreichen, um Verteilungsparameter zu schätzen. Zweitens müssen die abgetasteten Werte der erwarteten Verteilung entsprechen (hier: logarithmische Normalverteilung). Die in dieser Studie untersuchten Werte für normalisierte Kräfte im Bereich von 10 % bis 100 % erfüllen beide Bedingungen. Ein Anderson-Darling-Test wurde durchgeführt, um zu bestätigen, dass die Werte einer logarithmischen Normalverteilung entsprechen.

Die Konfidenzintervalle der Perzentile wurden in dieser Studie nicht berücksichtigt. Wir erwarten, dass das Konfidenzintervall des 50. Perzentils Grenzkurven ergibt, die sich von den Grenzkurven unterscheiden, die aus dem 25. und 75. Perzentil entwickelt wurden. Die Konfidenzintervalle der Perzentile, die die Kandidatenkurve beschreiben, könnten ein nützliches Maß für die Spezifizierung der zulässigen Abweichung der Deformations-Kraft-Reaktion eines KDMG sein.

### 4.3 Approximation der Korridorkurven und Clusterung

Die Steifigkeitsparameter und Übergangspunkte, die aus der abschnittsweise linearen Approximation der Kandidatenkurven abgeleitet wurden, sind zwar als vereinfachte Darstellung der nichtlinearen Kandidatenkurven zu betrachten, deren Anstiege jedoch die erforderliche Steifigkeit künftiger Kraft-Druck-Messgeräte angibt. Die Hersteller müssen daher sicherstellen, dass ihre Geräte die Reaktion auf Stöße übertragen mit F-Q10 genau nachbilden (siehe Abschnitt 4.1). Eine KDMG-Konfiguration für eine bestimmte Körperstelle ist nur dann akzeptabel,

wenn ihre Deformations-Kraft-Kurve mit den zugehörigen Approximationslinien (siehe Anhang A) übereinstimmt oder über ihnen liegt. Andernfalls wird es die menschliche Biomechanik nicht mit ausreichender Genauigkeit nachbilden und könnte zu falschen Ergebnissen führen.

Die Werte für  $c_2$  sind nicht gleichmäßig im Lösungsraum verteilt, der von den Raten der handelsüblichen Federn aufgespannt wird. Körperstellen mit niedrigen und hohen Werten  $c_2$  sind in der Tat dominanter als solche mit Werten dazwischen. Der für die Optimierung verwendete Gesamtfehler spiegelt diese ungleiche Verteilung folglich nicht wider. Die Berücksichtigung der Verteilung hätte eine Gewichtung der einzelnen relativen Fehler vor deren Aufsummierung erfordert. Die Frage nach der geeigneten Gewichtungstechnik ist allerdings noch offen. Da wir uns in dieser Studie entschieden haben, alle Einzelfehler ohne Gewichtung zusammenzufassen, unterscheidet sich der Gesamtfehler für  $n = 4$  und  $n = 5$  nur um 1,5 %. Auch wenn der Unterschied gering ist, empfehlen wir, alle verfügbaren Federn ( $n = 5$ ) zu verwenden, um einen optimalen Kompromiss zwischen Sicherheit und Effizienz zu erzielen.

#### 4.4 Druckmessung

Die Druckmessung ist für die Bewertung des Verletzungsrisikos bei Mensch-Roboter-Kollisionen von entscheidender Bedeutung, insbesondere wenn die Kontaktflächen klein sind und tendenziell Bereiche mit hoher Normalspannung (Spitzendruck) entstehen. Die derzeit verfügbaren Drucksensoren verwenden in der Regel dünne, empfindliche Folien, um die Kraftverteilung in Kontaktflächen zu messen. Solche Folien dürfen keine Falten werfen oder knittern, um zu verhindern, dass sie unrealistisch hohe Spitzendrücke messen, die über dem liegen, was bei einem Kontakt tatsächlich entstehen würde. Eine genaue Nachbildung der approximierten oder ursprünglichen Kandidatenkurve würde jedoch voraussetzen, dass die Stoßplatte des KDMG mit einer nachgiebigen weichen Schicht versehen wird. Leider sind die weichen Schichten, die für eine präzise Nachbildung erforderlich sind, derart nachgiebig, dass sie nicht verhindern können, dass die Druckfolien knittern. Nur SH70-Materialien (siehe Abschnitt 3.3) ermöglichen sowohl eine Nachgiebigkeit als auch eine genaue Druckmessung. Solche Materialien sind jedoch zu steif, um den Kurvenfuß einer Korridorcurve nachzubilden. Da der Druck auf nachgiebigen weichen Schichten nicht gemessen werden kann, sind der Parameter  $c_1$  und der Übergangspunkt  $(d_T, F_T)$  als zukünftige Vorgaben für ein KDMG zu vernachlässigen.

Die Nichtberücksichtigung der Kurvenfüße der Kandidatenkurven verringert die Energiemenge, die ein KDMG bei Kollisionstests absorbieren kann. Je mehr

Energie ein KDMG absorbiert, desto höher kann die biomechanisch sichere Geschwindigkeit eines Roboters sein. Obwohl der Verlust an absorbierbarer Energie gering ist, führt die Nichtberücksichtigung des Kurvenfußes zu einer weiteren Vereinfachung der menschlichen Biomechanik, die die Gesamteffizienz der Cobots mindert. Wir empfehlen daher die Erforschung alternativer Druckmesstechniken, die große Verformungen verkraften können. Größere Verformungen würden es einem KDMG letztlich ermöglichen, mehr Energie zu absorbieren und damit den Nutzerinnen und Nutzern ermöglichen, ihre Cobots schneller zu betreiben, ohne die Sicherheit zu beeinträchtigen.

#### 4.5 Skalierung und effektive Clusterwerte

Bevor wir die Parameterwerte aus der Approximation den Clusterwerten zuordnen konnten, mussten wir die Gesamtsteifigkeit (oder effektive Steifigkeit) der weichen Schicht und der Feder bestimmen. Die beiden nachgiebigen Elemente können als zwei in Reihe geschaltete Federn betrachtet werden. Da ein KDMG in der Lage sein muss, Druck zu messen, muss das Material der weichen Schicht mindestens eine Shore-A-Härte von 70 (SH70) aufweisen. Die effektive Steifigkeit  $C^*$  wurde für ein SH70-Material berechnet, das durch den F-Q10 belastet und mit einer Auswahl an handelsüblichen Federn kombiniert wurde. Die Gesamtsteifigkeit würde nämlich anders ausfallen, wenn ein anderer Kontaktkörper das SH70-Material belastet hätte, da die effektive Steifigkeit eines weichen Materials auch von der Kontaktfläche beeinflusst wird, auf die die Last aufgebracht wird. Da wir die aus der Approximation gewonnenen Parameterwerte skaliert haben (siehe Abschnitt 2.4.2), ist es fraglich, ob der F-Q10, der den halbscharfen Kontakt nachbildet, überhaupt der richtige Kontaktkörper für die Bestimmung von  $C^*$  ist.

Durch Skalierung der Parameterwerte wurden diese in Werte umgewandelt, die die biomechanische Reaktion auf stumpfen Kontakt beschreiben. In der Probandenstudie haben wir einen nachgiebigen Kontaktkörper (F-Z30) verwendet, um stumpfe Kontakte nachzubilden. Die aus diesen Tests gewonnenen Daten können nicht zur Entwicklung von Korridoren verwendet werden, da die mit dem F-Z30 aufgezeichneten Deformationssignale auch die Verformung des Kontaktkörpers selbst beinhalten, die wir weder messen noch kompensieren konnten. Wir haben uns bei der Bestimmung der Gesamtsteifigkeit  $C^*$  für den F-Q10 entschieden, weil er kleinere Kontaktflächen, wie sie in der Industrie üblich sind, gut nachbildet. Da jede Kontaktfläche mit größeren Dimensionen als F-Q10 höhere Werte  $C^*$  ergibt, können die mit F-Q10 gemessenen Werte  $C^*$  als konservativ angesehen werden.

Ein weiterer kritischer Punkt ist die Auswahl der Federn und der Bedingungen für die Zuordnung der Werte  $c_2$

und der zugehörigen Körperstellen zu den Clustern. Wie bereits erwähnt, haben wir nur handelsübliche Federn untersucht. Wenn der Fehler  $e_b$  nicht zwischen  $-25\%$  und  $25\%$  lag, wurde die betreffende Körperstelle einem Cluster zugeordnet, dessen Federrate deutlich über dem Wert  $c_2$  der Körperstelle lag. Bei  $n = 4$  Clustern gibt es fünf Körperstellen mit Fehlern unter  $-25\%$ . Die Federraten von Clustern, die die Werte  $c_2$  der entsprechenden Körperstellen um mehr als  $25\%$  überschreiten, werden als konservative Ersatzwerte für die Körperstellen behandelt. Wir haben nur drei Fälle für  $n = 5$  Cluster. Die Fehlerschwelle und die verwendeten handelsüblichen Federn sind die Hauptgründe für den wesentlichen Unterschied zwischen dem KDMG und der natürlichen Reaktion des Menschen. Möglicherweise lassen sich die Ungenauigkeiten kompensieren, indem die biomechanischen Grenzwerte an die unterschiedlichen Energien angepasst werden, die ein KDMG und ein Mensch aufnehmen können.

## 5 Zusammenfassung

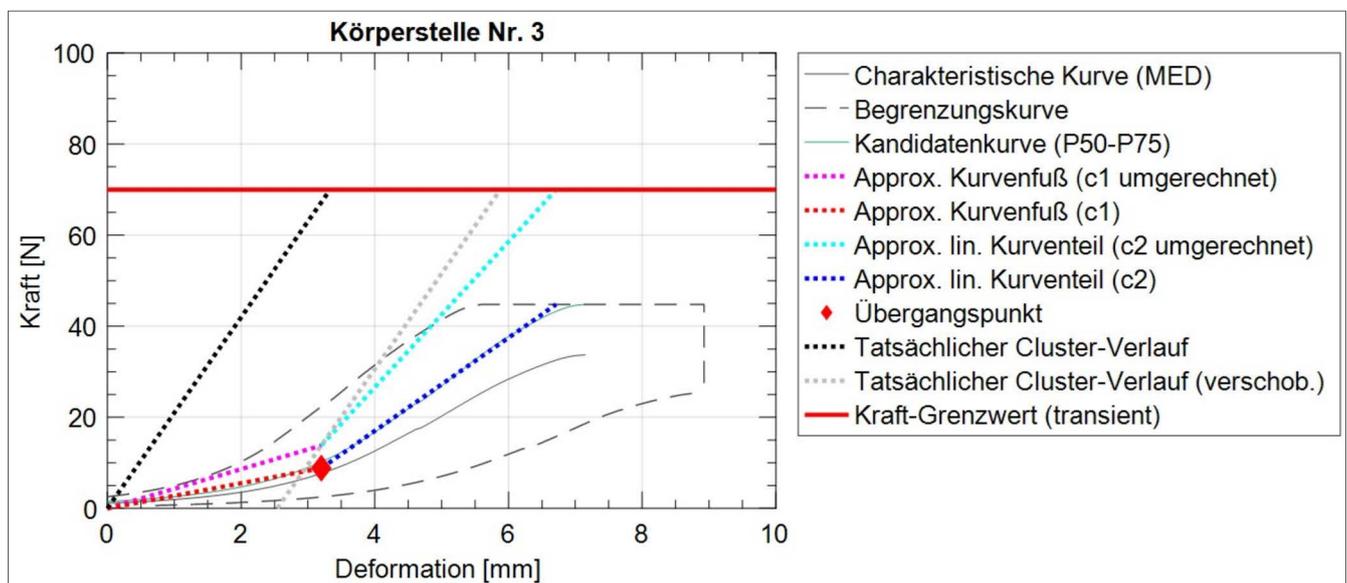
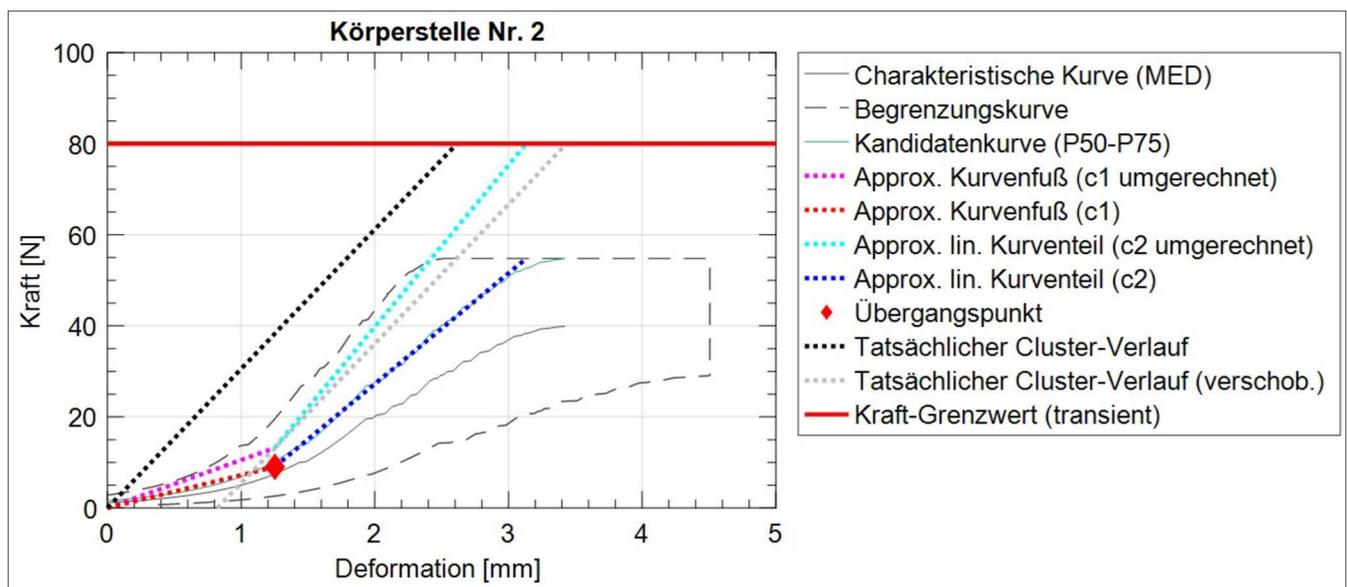
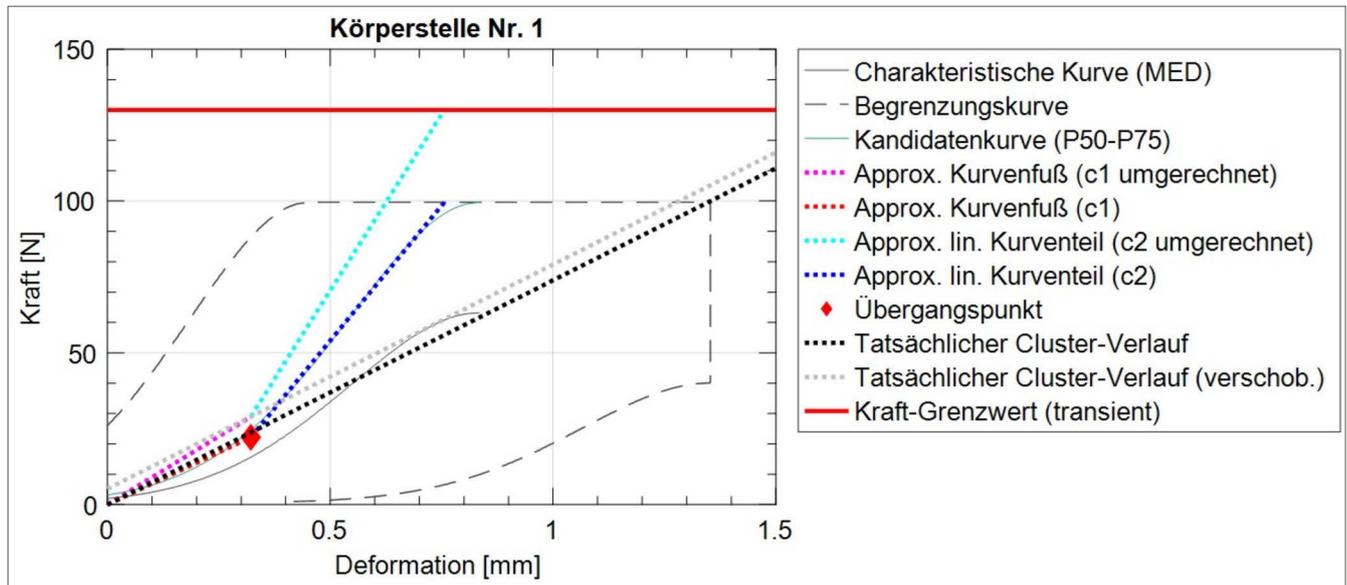
In diesem Bericht haben wir eine Studie vorgestellt, deren Ziel es war, aus den Daten von Probandenstudien biomechanische Reaktionskorridore zu entwickeln und aus diesen Korridoren Steifigkeitsparameter für künftige Kraft-Druck-Messgeräte abzuleiten, mit denen Cobots im Hinblick auf biomechanische Grenzwerte getestet werden. Wir haben die von *Lessley et al.* [5] entwickelte Technik zur Entwicklung der Korridore übernommen, da sie es uns ermöglicht, dasselbe statistische Modell zu verwenden, das wir in den Probandenstudien zur Berechnung der biomechanischen Grenzwerte verwendet haben. Die von uns entwickelten Korridore umfassen eine Kandidatenkurve, die das 75. Perzentil der Kraftwerte und das 50. Perzentil der Deformationswerte entsprechen, die in den Probandenstudien gemessen wurden. Die Kandidatenkurven wurden dann durch zwei Geraden angenähert. Die erste Gerade gibt den Kurvenfuß der Kandidatenkurve wieder, die zweite den darauf folgenden linearen Abschnitt. Beide Geraden sind durch Steigungsparameter definiert, die den Steifigkeitsparametern entsprechen. Da die verarbeiteten Daten aus Versuchen mit einem halbscharfen Kontaktkörper stammen, mussten sie durch Skalierung der Parameterwerte auf stumpfe Kontakte umgerechnet werden. Wir haben beschlossen, uns auf die Steigungsparameter des approximierten linearen Kurvenabschnitts zu konzentrieren, um die gewünschten Steifigkeitsparameter für zukünftige KDMG zu vereinfachen. Dann haben wir diese Steigungsparameter in Gruppen zusammengefasst, wobei jede Gruppe durch die effektive Steifigkeit eines SH70-Materials und einer Feder in Reihe definiert ist.

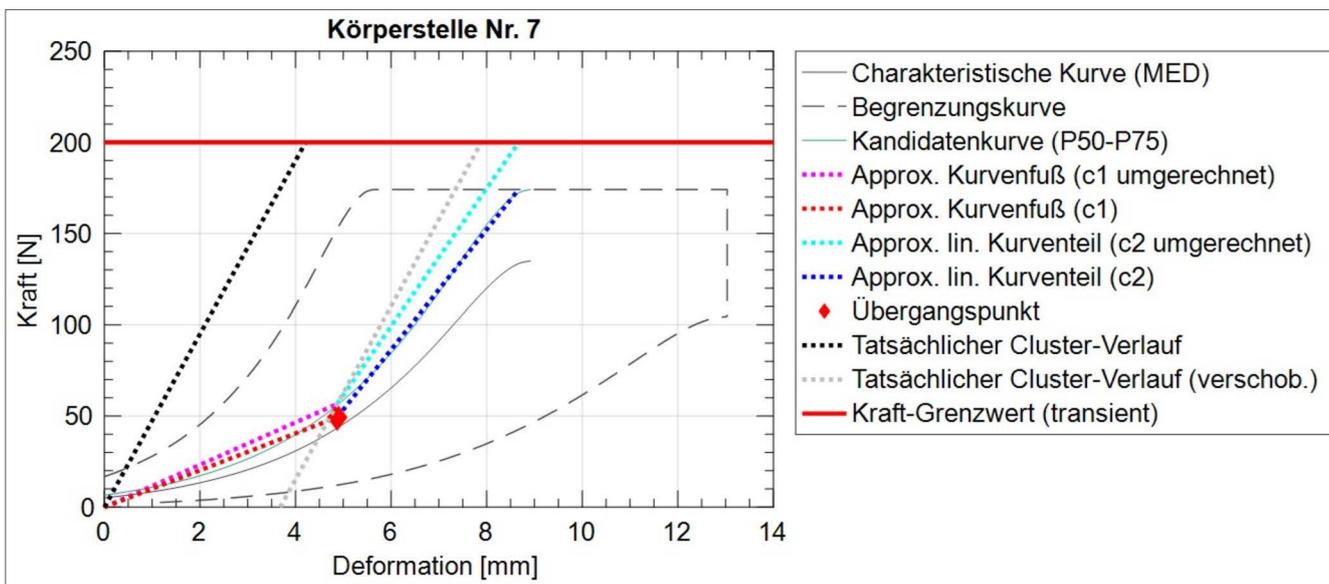
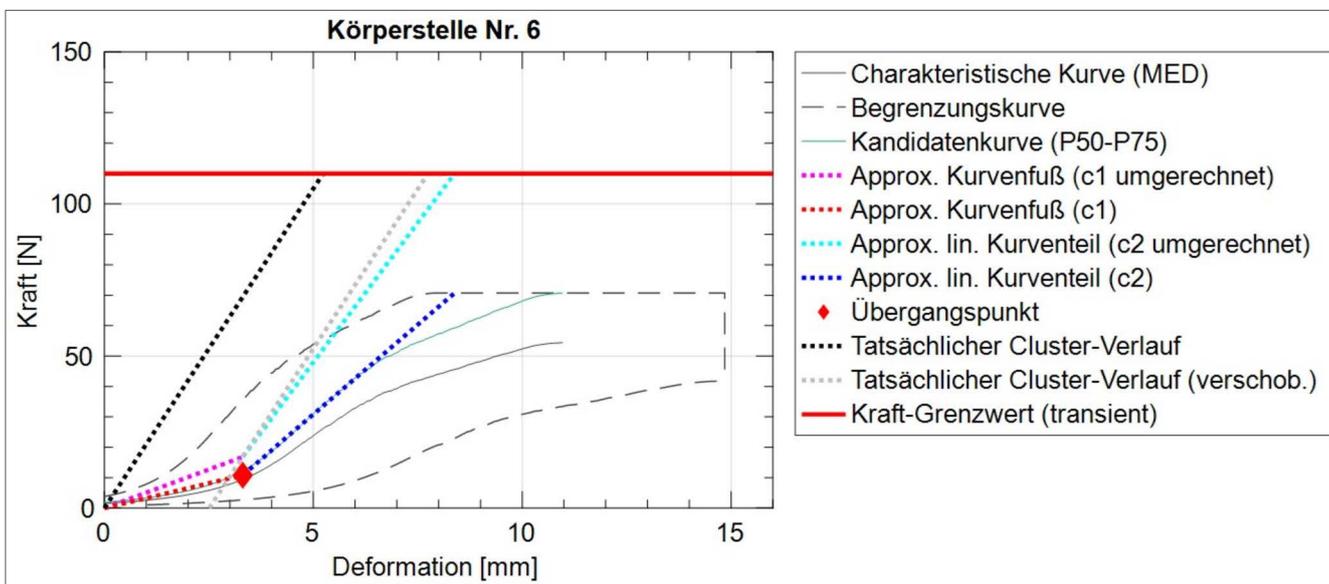
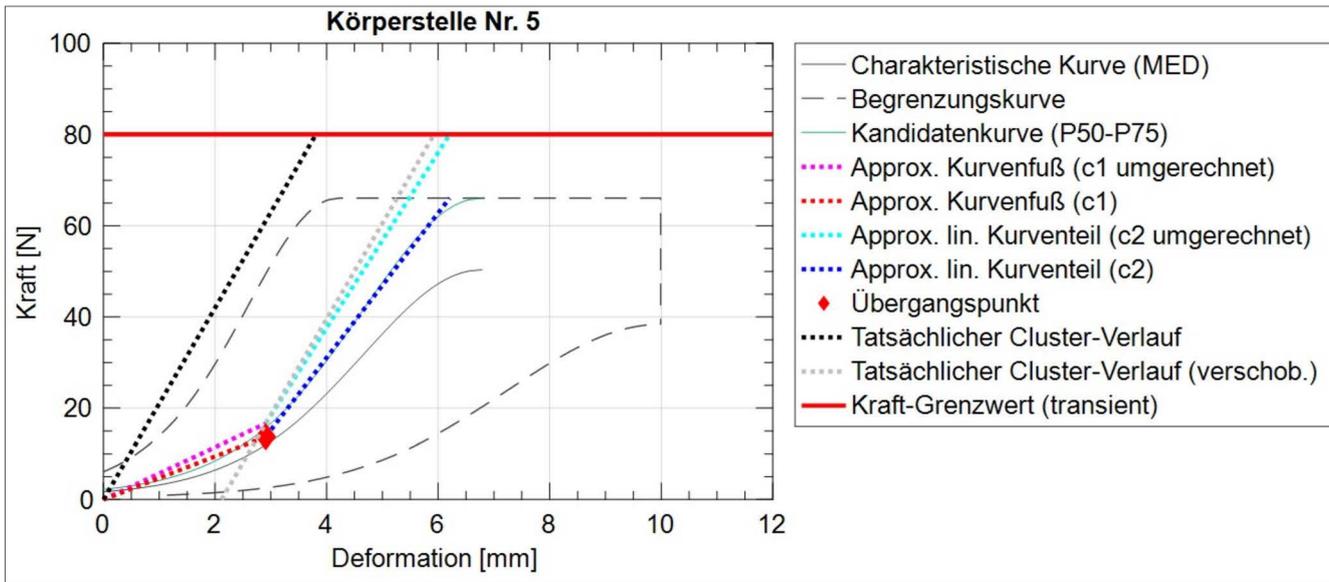
Wir haben festgestellt, dass sich die Genauigkeit verbessert, wenn die Anzahl der verschiedenen Cluster zunimmt. Auch da die höchste Genauigkeit wünschenswert erscheint, empfehlen wir, die Ergebnisse zu verwenden, die wir mit  $n=5$  Clustern erhalten haben, die fünf Federn mit unterschiedlichen Raten entsprechen.

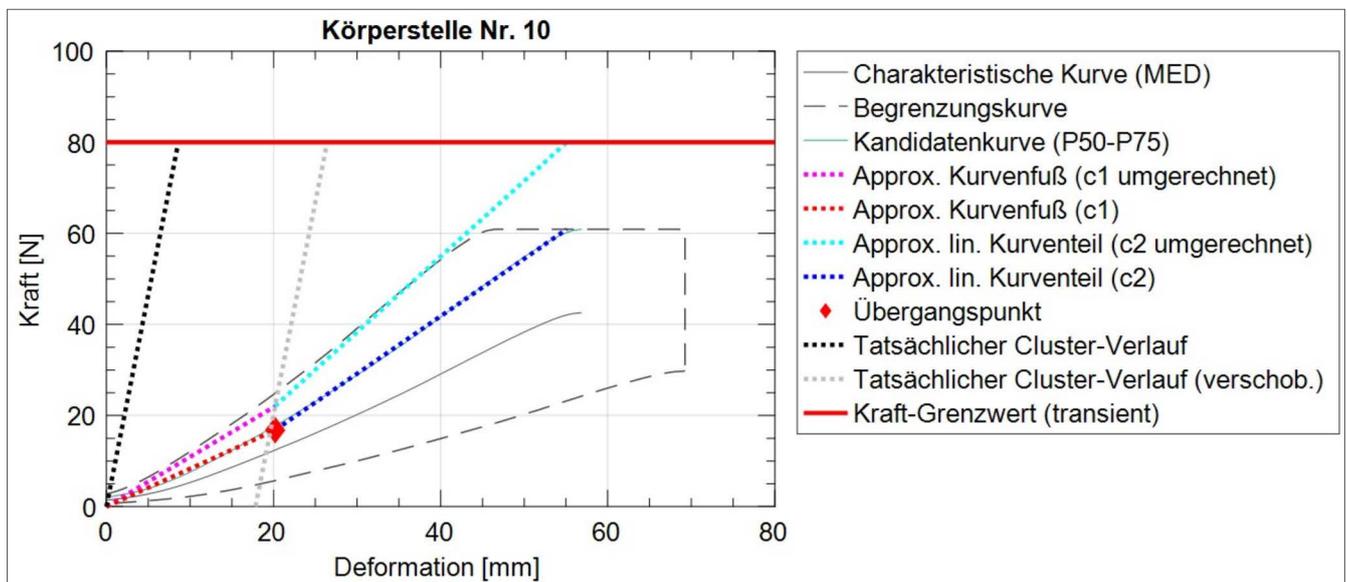
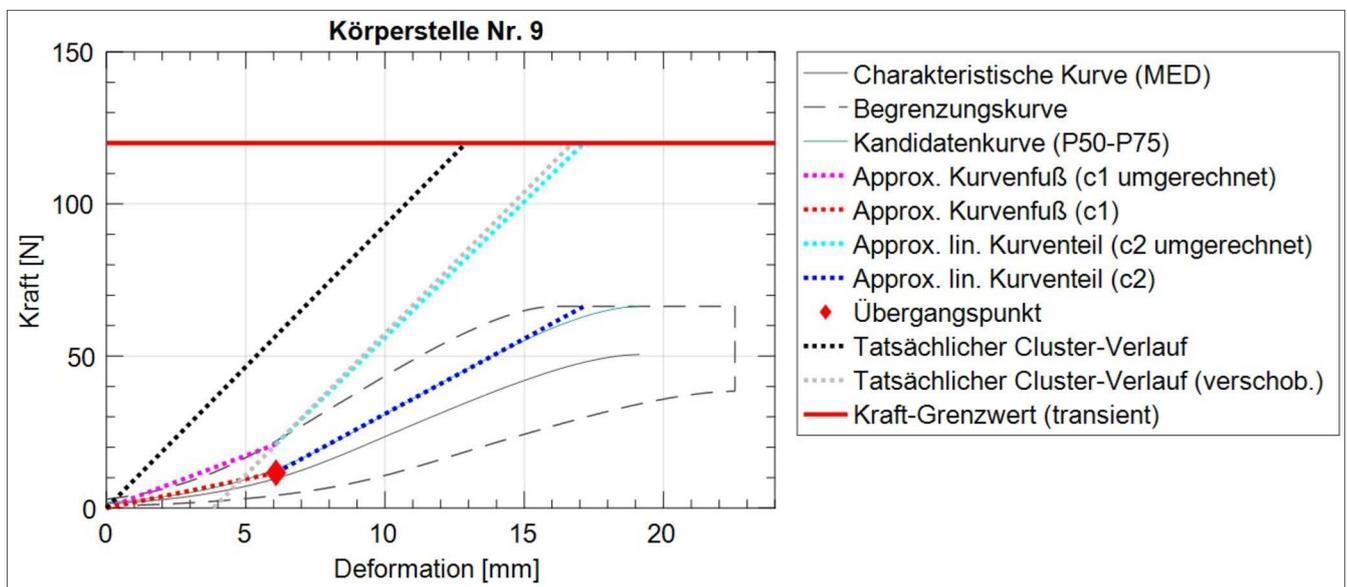
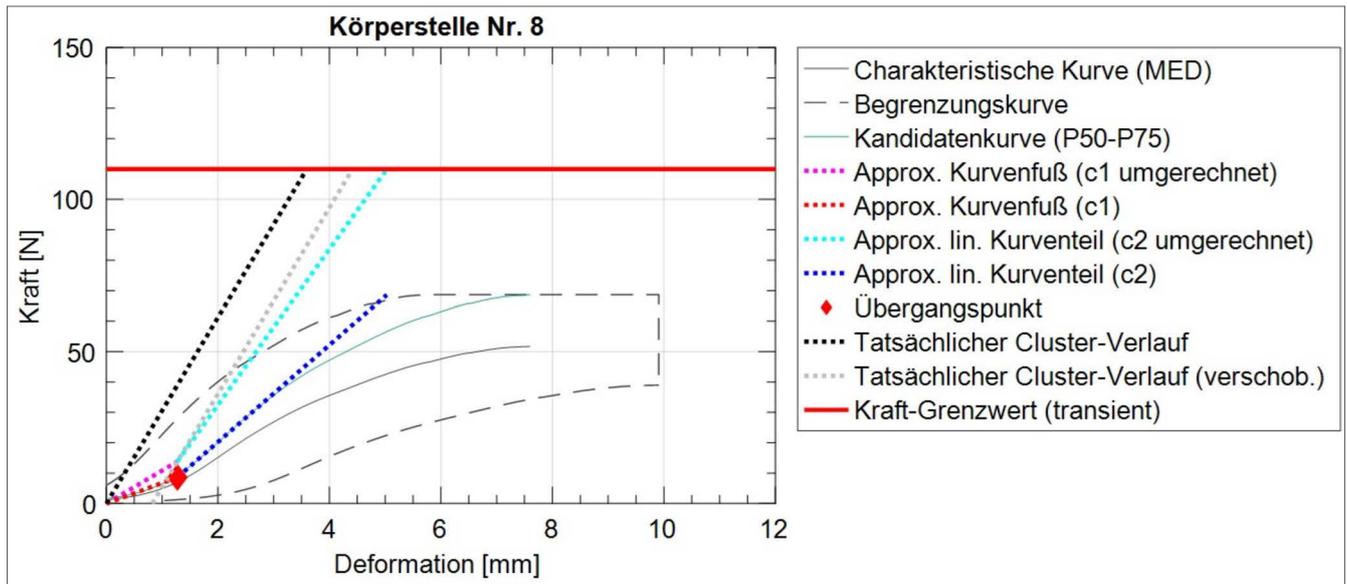
Wir haben einige Vereinfachungen vorgenommen, um sicherzustellen, dass ein KDMG einfach zu bedienen ist und Druckmessungen durchgeführt werden können. Jede Vereinfachung wirkte sich negativ auf die Genauigkeit aus, mit der die endgültigen Clusterwerte die biomechanische Reaktion des Menschen an den untersuchten Körperstellen wiedergeben. Der Verlust an Genauigkeit führt direkt zu einer Verringerung der Effizienz von Cobots, die durch Messungen mit einem KDMG validiert werden. Verschiedene technische Einschränkungen schließen die Entwicklung eines KDMG aus, das auf durch Roboter verursachte Stöße genauso reagiert wie der Mensch. Ein KDMG mit einer weichen Schicht und einer Feder, die die menschliche Biomechanik nachahmen, wird immer nur ein unvollkommener Ersatz für den Menschen sein. Eine Möglichkeit zur Verringerung der Effizienzverluste besteht darin, die Grenzwerte so anzupassen, dass ein KDMG so viel Energie absorbieren kann wie die Kandidatenkurven des Korridors.

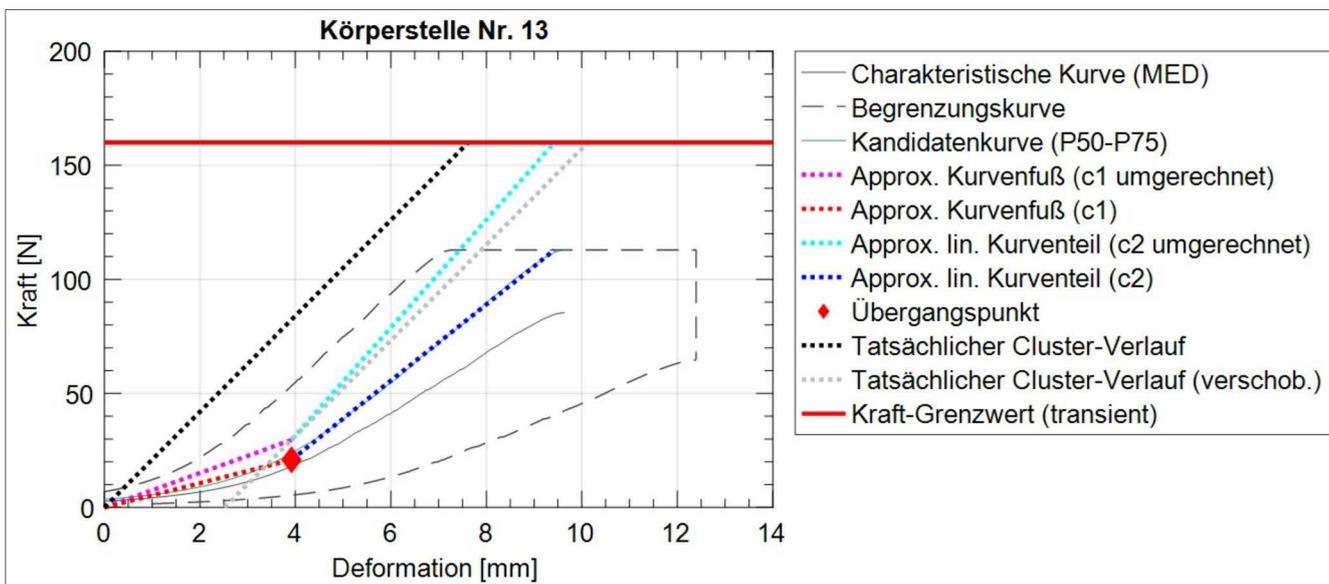
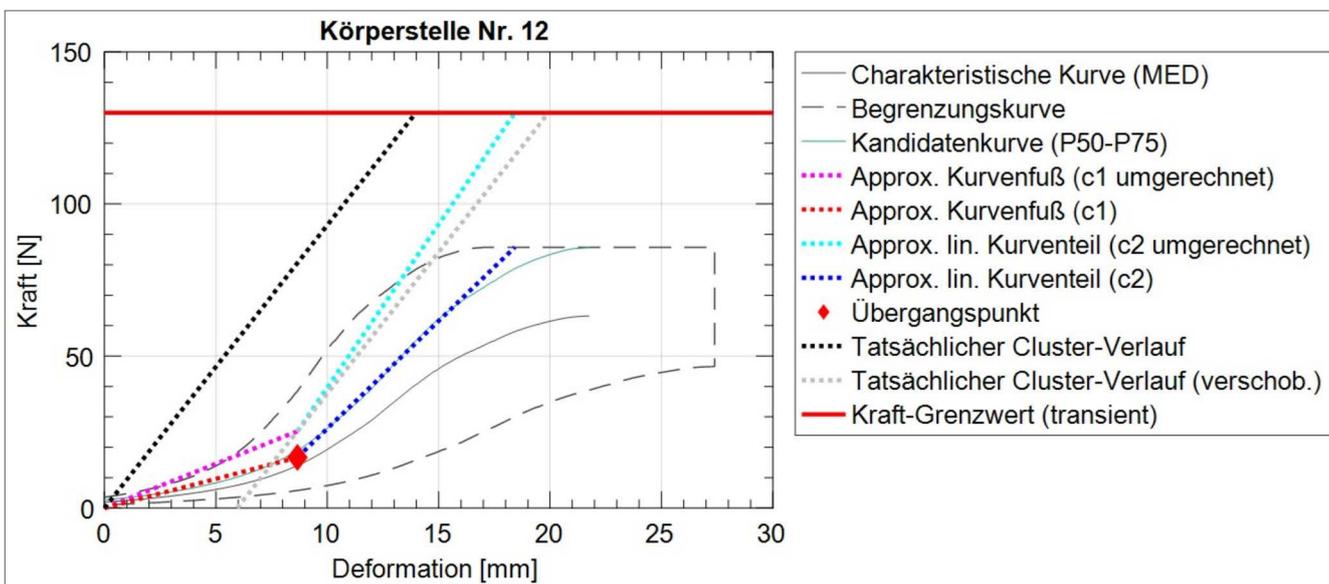
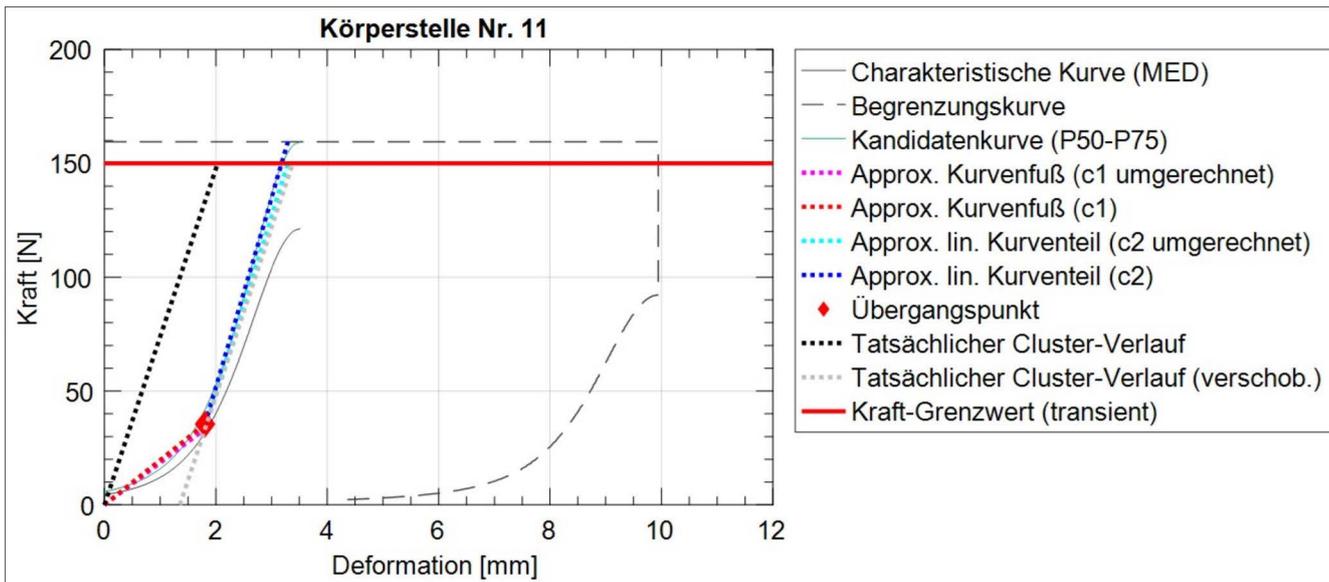
# Anhang: Biomechanische Korridore für alle Körperstellen

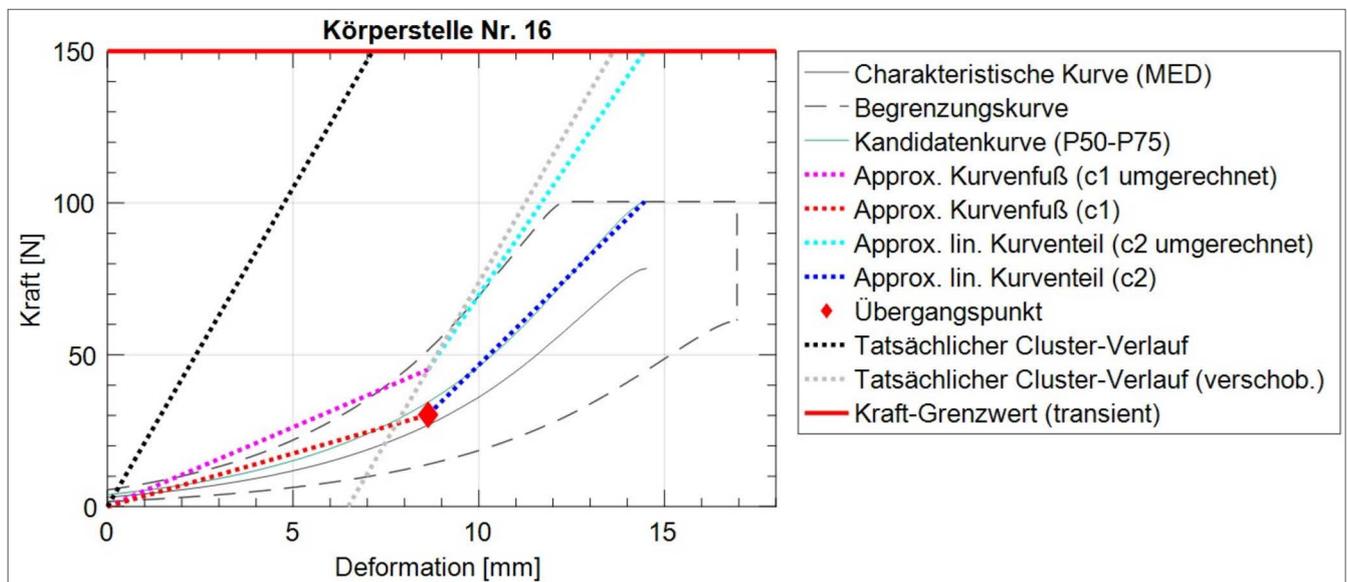
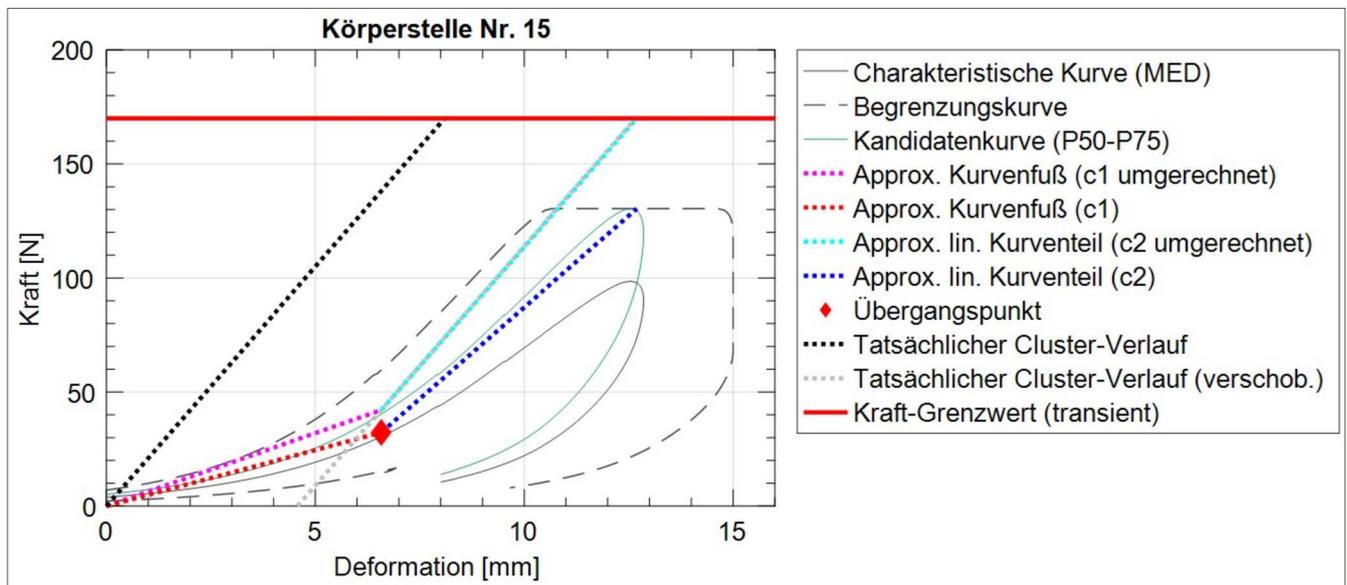
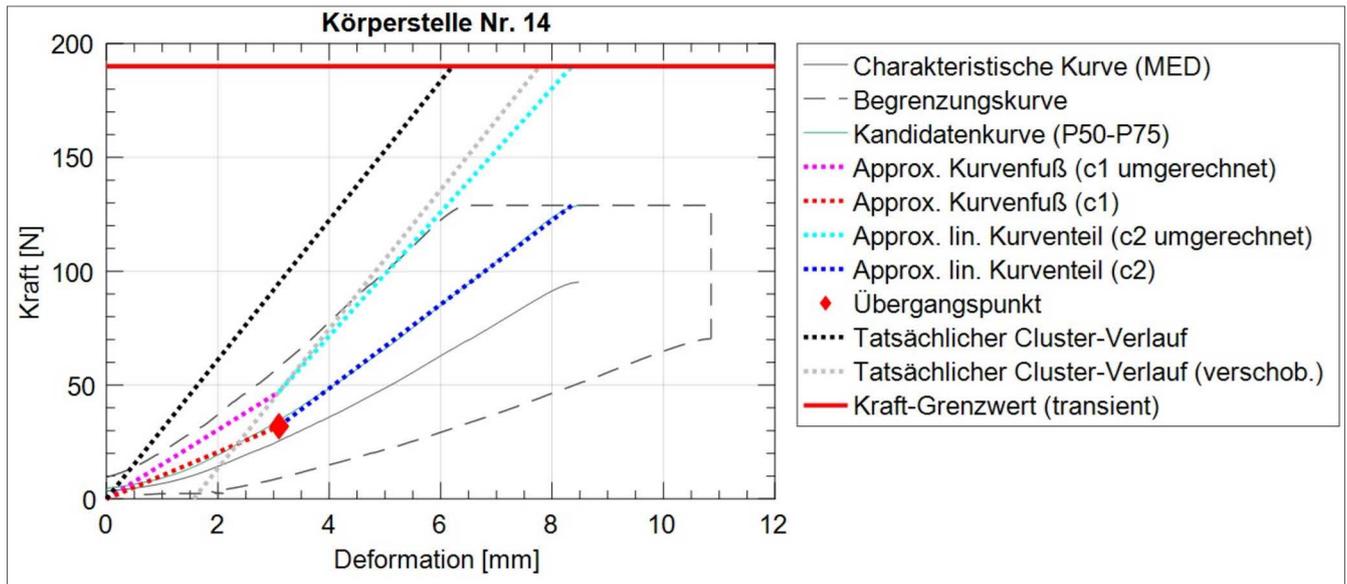
Die folgenden Graphen zeigen die biomechanischen Reaktionskorridore, Kandidatenkurven und die abschnittsweise Approximation der Kandidatenkurven für alle in den Probandenstudien des Fraunhofer IFF getesteten Körperstellen.

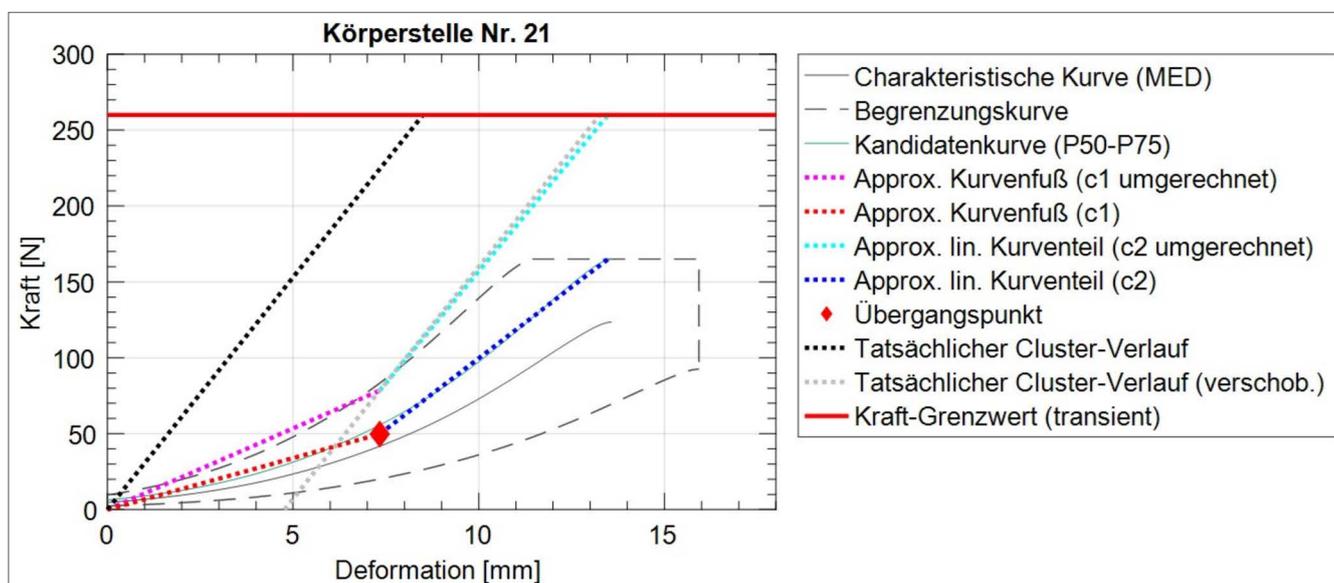
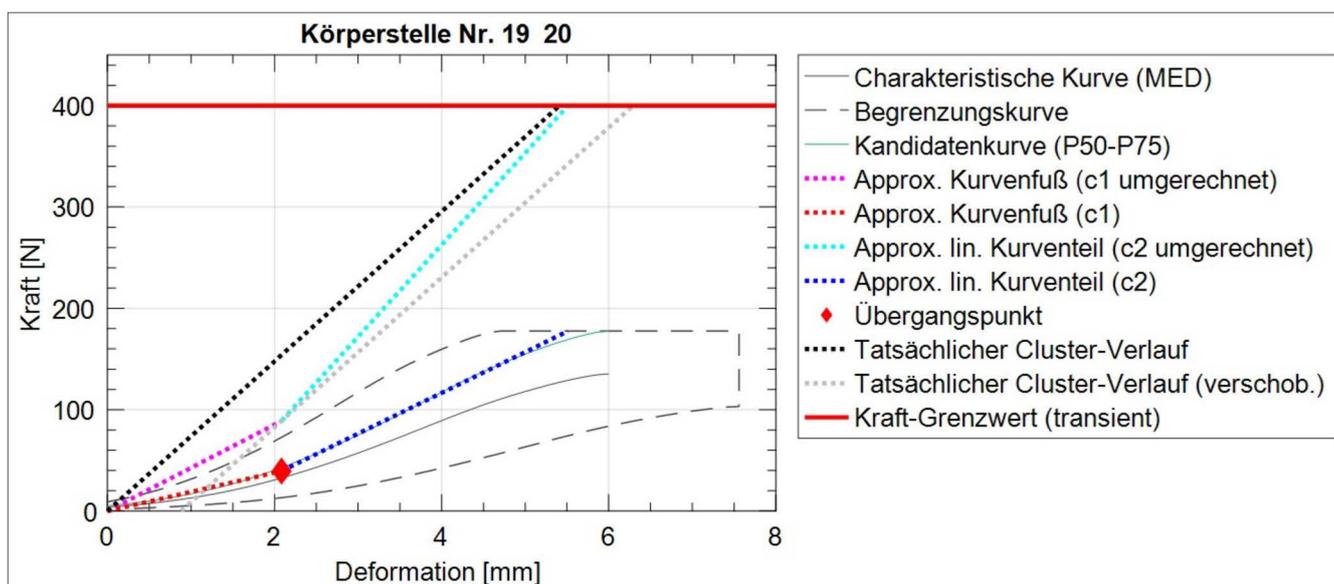
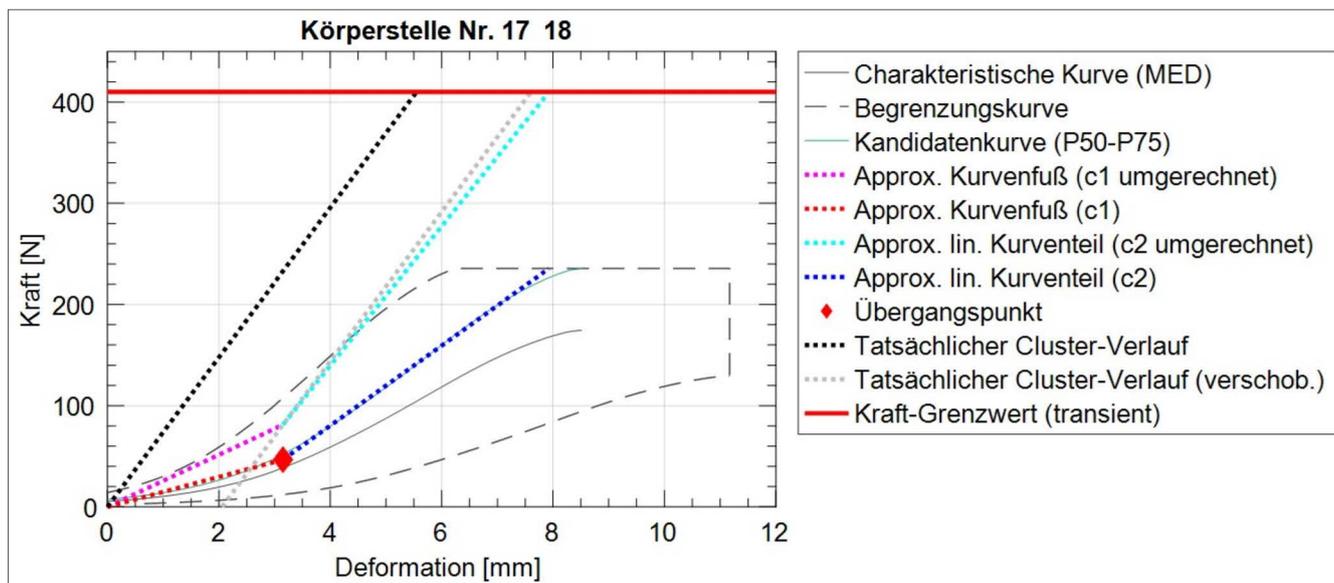


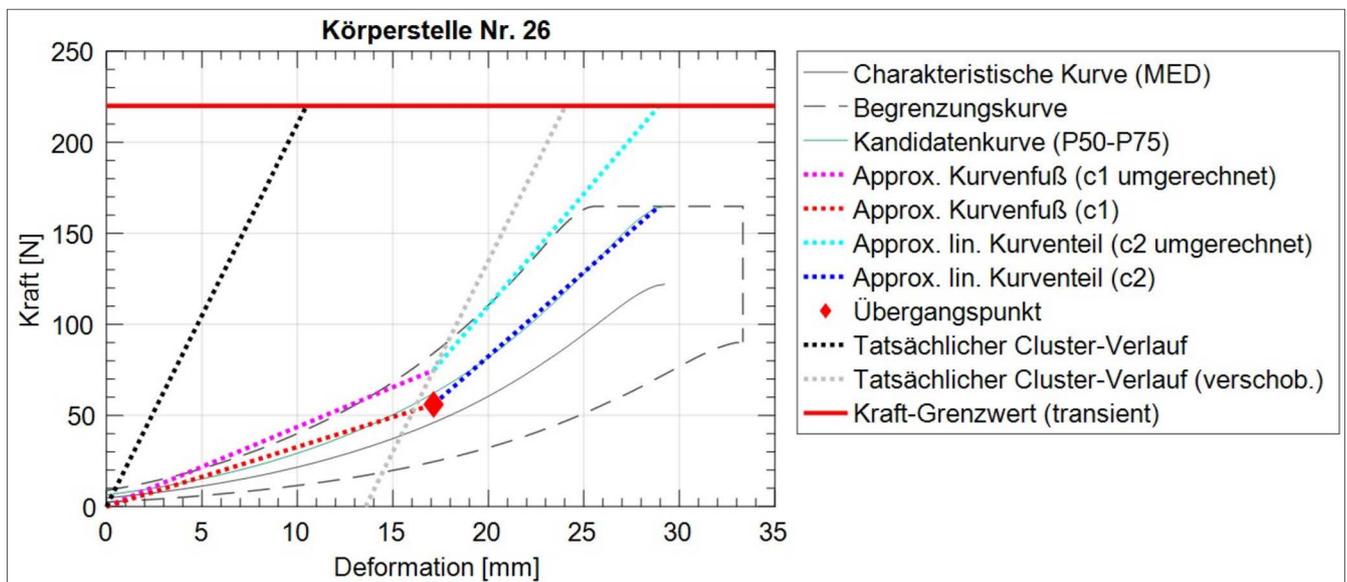
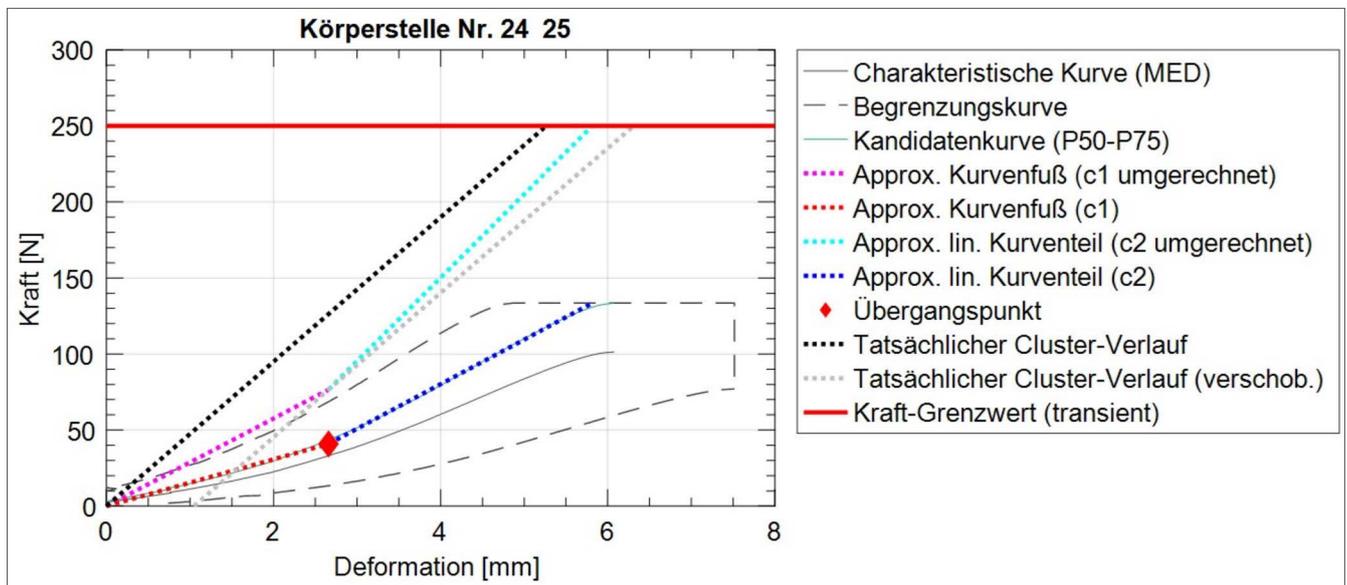
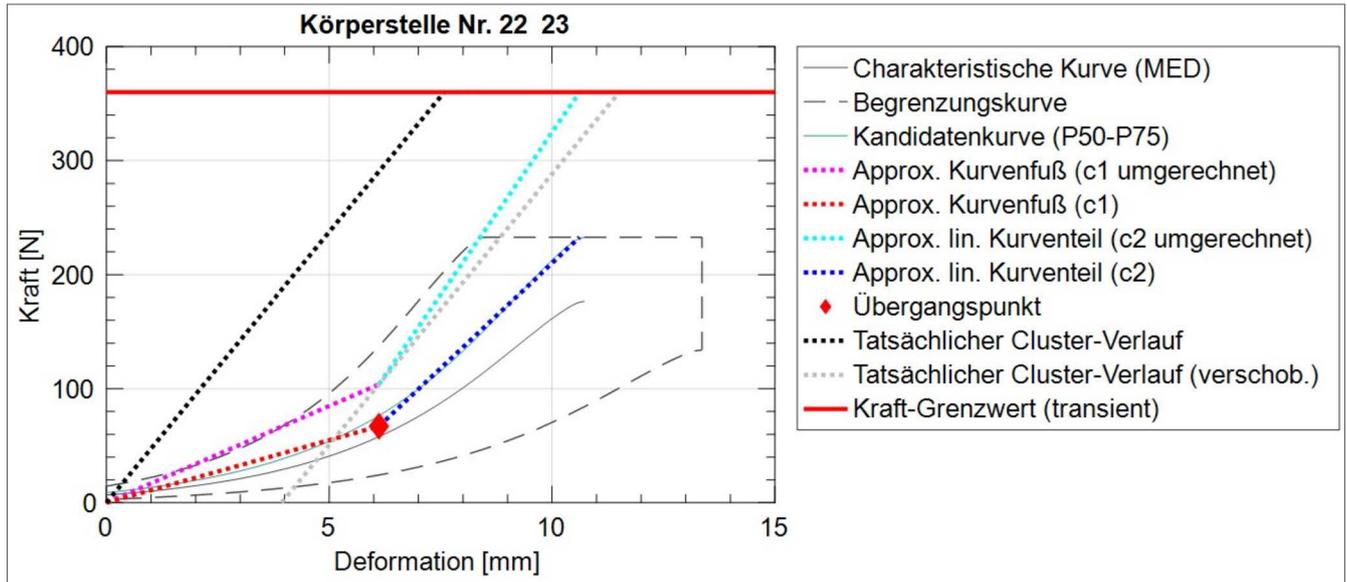


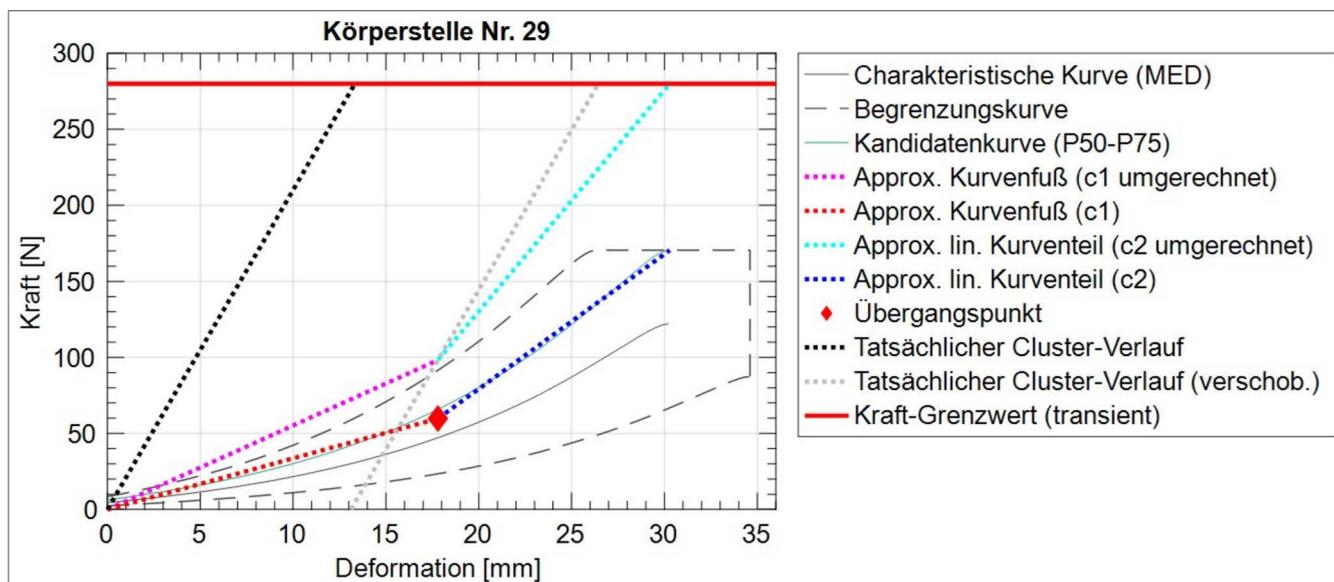
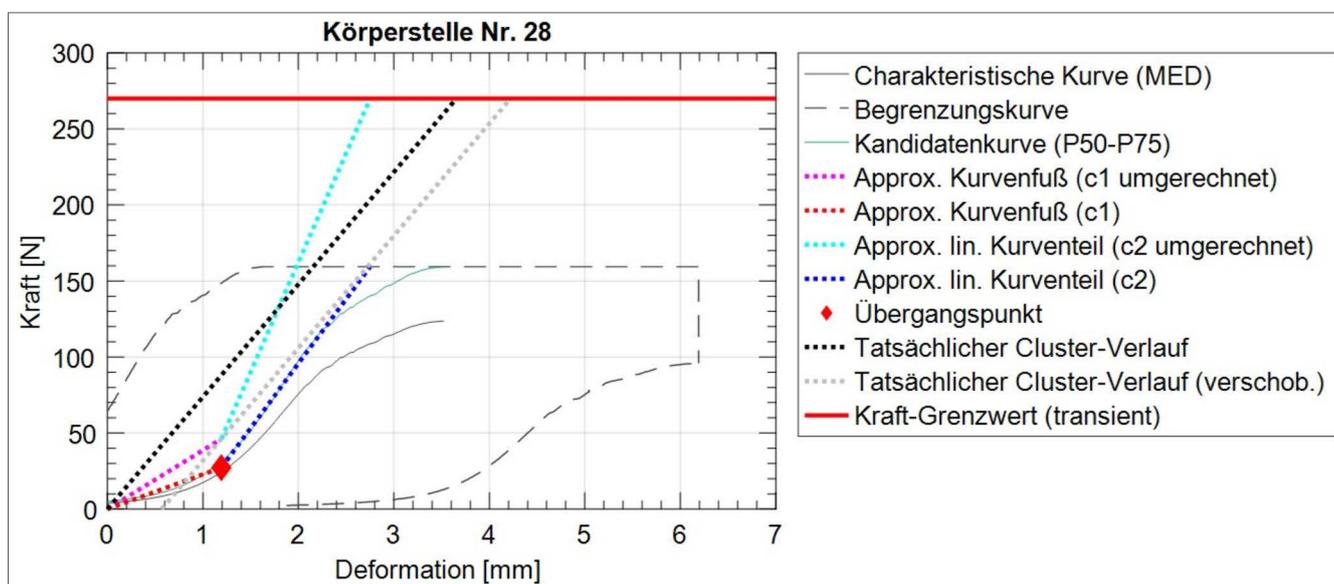
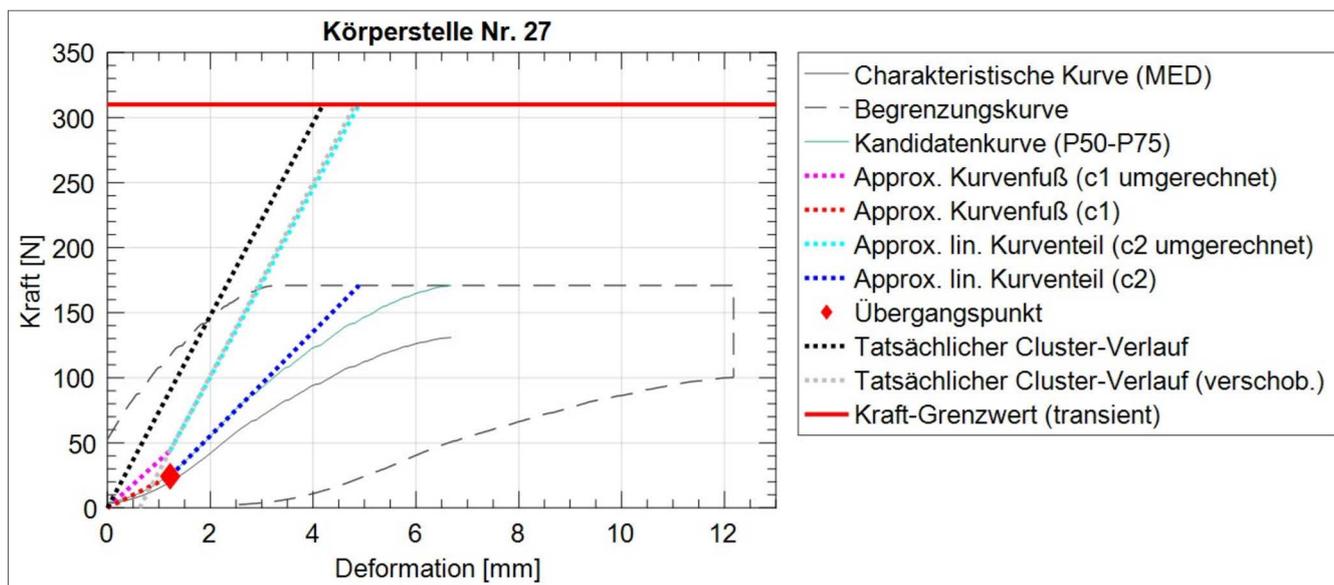












# Literatur

- [1] Shaw, J. M.; Herriott, R. G.; McFadden, J. D.; Donnelly, B. R.; Bolte, J. H. (2006): Oblique and lateral impact response of the PMHS thorax. In: Stapp car crash journal 50, S. 147-167.  
[DOI: 10.4271/2006-22-0007](https://doi.org/10.4271/2006-22-0007).
- [2] Kim, T.; Shin, J.; Ye, X.; Crandall, J.; Knospe, C.; Funk, J. (2013): Evaluation of methods for the development of representative responses and corridors from biomechanical data using mechanical models. In: INTERNATIONAL JOURNAL OF CRASH-WORTHINESS 18 (6), S. 633-646.  
[DOI: 10.1080/13588265.2013.830946](https://doi.org/10.1080/13588265.2013.830946).
- [3] Morgan, R. M.; Marcus, J. H.; Eppinger, R. H. (1986): Side Impact – The Biofidelity of NHTSA’s Proposed ATD and Efficacy of TTI. Paper 861877. In: SAE Technical Paper Series. 30th Stapp Car Crash Conference (1986): SAE International (SAE Technical Paper Series), S. 27-40.
- [4] Eppinger, R. H.; Marcus, J. H.; Morgan, R. M. (1984): Development of Dummy and Injury index for NHTSA’s Thoracic Side Impact Protection Research Program. Paper 840885. In: SAE Technical Paper Series: SAE International.
- [5] Lessley, D.; Crandall, J.; Shaw, G.; Kent, R.; Funk, J. (2002): A Normalization Technique for Developing Corridors from Individual Subject Responses. In: Proceedings of the Thirty-First International Workshop on Human Subjects for Biomechanical Research. NHTSA.
- [6] Maltese, M. R.; Eppinger, R. H.; Rhule, H. H.; Donnelly, B. R.; Pintar, F. A.; Yoganandan, N. (2002): Response Corridors of Human Surrogates in Lateral Impacts. In: SAE Technical Paper Series. 46th Stapp Car Crash Conference (2002), NOV. 11, 2002: SAE International 400 Commonwealth Drive, Warrendale, PA, United States (SAE Technical Paper Series).
- [7] Nusholtz, G. S.; Hsu, T. P.; Shi, Y.; Kocheksereii, S. B.; Luna, M. A. G. (2009): Creating Representative Curves from Multiple Time Histories of Vehicle, ATD and Biomechanics Tests. In: Proceedings of the 21st ESV, Bd. 21. International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV). Stuttgart (Germany). NHTSA, S. 1-9.
- [8] Hsu, T. P.; Nusholtz, G. S. (2005): Considerations of Bio-fidelity Corridors for Lateral Impacts. In: SAE Technical Paper Series. SAE 2005 World Congress & Exhibition, APR. 11, 2005: SAE International 400 Commonwealth Drive, Warrendale, PA, United States (SAE Technical Paper Series).
- [9] Sun, W.; Jin, J. H.; Reed, M. P.; Gayzik, F. S.; Danelson, K. A.; Bass, C. R. et al. (2016): A method for developing biomechanical response corridors based on principal component analysis. In: Journal of biomechanics 49 (14), S. 3208–3215.  
[DOI: 10.1016/j.jbiomech.2016.07.034](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.07.034).
- [10] Cavanaugh, J. M.; Nyquist, G. W.; Goldberg, S. J.; King, A. I. (1986): Lower Abdominal Tolerance and Response. Paper 861878. In: SAE Technical Paper Series: SAE International.
- [11] Bolte, John H.; Hines, Margaret H.; Herriott, Rodney G.; McFadden, Joseph D.; Donnelly, Bruce R. (2003): Shoulder Impact Response and Injury Due to Lateral and Oblique Loading. In: SAE Technical Paper Series. 47th Stapp Car Crash Conference (2003), OCT. 27, 2003: SAE International 400 Commonwealth Drive, Warrendale, PA, United States (SAE Technical Paper Series).
- [12] Stemper, B. D.; Yoganandan, N.; Pintar, F. A. (2004): Response Corridors of the Human Head-Neck Complex in Rear Impact. In: Annual proceedings. Association for the Advancement of Automotive Medicine 48, S. 149-163.
- [13] Raymond, D.; Crawford, G.; van Ee, C.; Bir, C. (2009): Development of biomechanical response corridors of the head to blunt ballistic temporo-parietal impact. In: J Biomech Eng 131 (9), S. 94506.  
[DOI: 10.1115/1.3194751](https://doi.org/10.1115/1.3194751).
- [14] Pungrasmi, T.; Shimaoka, Y.; Okamoto, T.; Watanabe, R. (2019): Contact Area Effects on Superficial and Deep Pain Threshold for Service Robot Safety Design using a Pain-sensing System. Development of a Human-inspired Pain-sensing System. In: Panasonic Technical Journal 65 (1), S. 21-27.
- [15] Melia, M.; Geissler, B.; König, J.; Ottersbach, H. J.; Umbreit, M.; Letzel, S.; Muttray, A. (2019): Pressure pain thresholds: Subject factors and the meaning of peak pressures. In: European journal of pain (London, England) 23 (1), S. 167-182.  
[DOI: 10.1002/ejp.1298](https://doi.org/10.1002/ejp.1298).

