

# Die biomechanische Validierung eines neuen biofidelen Dummys Teil 1

Von Andreas Schäuble und Michael Weyde \*

Um bei der Rekonstruktion von Fußgänger-Fahrzeug-Unfällen möglichst realistische Ergebnisse zu erzielen, wurde ein neuer biofideler Dummy entwickelt. Das Ziel der hier vorgestellten Arbeit war die biomechanische Validierung der biofidelen Eigenschaften dieses Crashtest-Dummys, auch Anthropomorphic Test Device (ATD) genannt. Hierfür wurden neun Crashtests mit dem Biofidel-Dummy durchgeführt. Die Testergebnisse wurden mit vier früheren Crashtests mit dem Žilina-Dummy, mit Leichenversuchen und 21 Realunfällen verglichen.

Die Trajektorien beider ATDs wurden berechnet und mit denen der Leichentests verglichen, wobei sich herausstellte, dass sich mit dem Biofidel-Dummy wesentlich realistischere Ergebnisse erzielen ließen als mit dem Žilina-Dummy. Die Schäden an den Fahrzeugfronten, die durch die beiden Dummys und bei Realunfällen entstanden sind, wurden miteinander verglichen, da realistische Schäden sehr wichtig für die Unfallrekonstruktion sind. Es konnte gezeigt werden, dass die Schäden, die der Biofidel-Dummy am Fahrzeug verursacht, den Schäden sehr ähnlich sind, die ein Fußgänger bei einem Realunfall von etwa derselben Schwere verursachen würde. Der Žilina-Dummy hingegen erzeugt am Fahrzeug wesentlich größere Schäden, was bei der Unfallrekonstruktion dazu führen könnte, dass vom Sachverständigen eine zu geringe Kollisionsgeschwindigkeit angenommen wird.

Der Anstoßfaktor, also das Verhältnis der durch den Anstoß erreichten maximalen Fußgängergeschwindigkeit zur Kollisionsgeschwindigkeit, wurde für beide ATDs berechnet, wobei hier mit beiden Dummys ähnliche Ergebnisse erzielt werden. Bei der Berechnung des dynamischen, zeitabhängigen Anstoßfaktors konnten allerdings Unterschiede in der Kinematik und Dynamik der beiden Dummys festgestellt werden.

Die Wurfweiten der beiden Dummys wurden mit Wurfweitendiagrammen, welche mithilfe der Daten aus Crashtests mit dem Žilina-Dummy sowie aus gut dokumentierten Realunfällen von DEKRA erstellt wurden, verglichen. Die mit dem Biofidel-Dummy erzielten Wurfweiten sind nach diesem Diagramm plausibel.

Zuletzt wurden die Schäden am Biofidel-Dummy selbst analysiert und auf Verletzungen am menschlichen Körper übertragen. Diese „Verletzungen“ des Biofidel-Dummys wurden mit den Verletzungen von bei Realunfällen verunglückten Fußgängern verglichen, wobei sich hier auf fünf spezielle Verletzungen konzentriert wurde, welche für die Unfallrekonstruktion hinzugezogen werden können. Im Allgemeinen waren die „Verletzungen“ des biofidelen Dummys vergleichbar mit denen der Fußgänger.

## 1 Einleitung

Während bei schweren Verkehrsunfällen zwischen Fahrzeugen normalerweise nicht nur unverkennbare Schäden an den Fahrzeugen entstehen, sowie auch beispielsweise Kratzspuren auf der Fahrbahn erzeugt werden, kommt es häufig nicht einmal bei Fußgänger-

unfällen mit Todesfolge zu signifikanten Spuren auf der Fahrbahn oder zu Beschädigungen am Fahrzeug, die eine präzise Rekonstruktion der Kollisionsgeschwindigkeit ermöglichen würden. Das Fehlen solcher Anhaltspunkte erschwert die Rekonstruktion, weshalb Bedarf an einer Möglichkeit zur genaueren Rekonstruktion von

Unfällen mit Fußgängerbeteiligung bestand.

Um in diesem Bereich der Unfallrekonstruktion einen Fortschritt zu erzielen, schien der Bedarf an einem Fußgängersurrogat zu bestehen, welches realistische Schäden sowohl an Fahrzeugen als auch in Form von „Verletzungen“ an sich selbst abbildet, um einen Zusammenhang zwischen Beschädigung am Dummy und der Verletzungswahrscheinlichkeit beim Menschen zu finden. Ein Team von Studenten hat deshalb einen biofidelen Dummy entwickelt.

Dieser Dummy wurde so entworfen, dass realistische Schäden am Fahrzeug und darüber hinaus am Dummy selbst entstehen, welche vergleichbar mit typischen Verletzungen sind, die Fußgänger bei Verkehrsunfällen mit ähnlicher Kollisionsposition und -geschwindigkeit erleiden würden. Die aus Crashtests mit dem Biofidel-Dummy gewonnenen Daten können dann genutzt werden, um Realunfälle mit Fußgängern zu rekonstruieren. In diesem Aufsatz wird über die Analyse und Überprüfung der biofidelen Eigenschaften dieses Menschen-Surrogats in Fußgänger-Fahrzeug Crashtests berichtet.

## 2 Methoden und verwendete Messtechnik

DEKRA führte im Sommer 2018 in Zusammenarbeit mit der AXA Winterthur Versicherung in Wildhaus, Schweiz neun Crashtests mit dem Biofidel-Dummy durch. Die Ergebnisse dieser Tests wurden mit Crashtests mit dem Žilina-Dummy – einem ATD welcher häufig für die Unfallanalyse aufgrund geringer Anschaffungskosten und der robusten Eigenschaften eingesetzt wird –, mit Leichenversuchen,

deren Daten aus veröffentlichten Forschungsarbeiten bekannt waren, und 21 gut dokumentierten Realunfällen mit Fußgängerbeteiligung verglichen. Eine Übersicht der Crashtests ist in **TABELLE 1** aufgeführt.

Die Videos der Crashtests wurden hinsichtlich der Dummy-Trajektorien und der Anstoßfaktoren mittels des Programms „Falcon“ ausgewertet. Die Bildfrequenz dieser Videos betrug 500 Bilder/s. Der zeitliche Nullpunkt wurde als erster Kontakt zwischen dem Dummy und dem Fahrzeug gewählt, was visuell über ein Licht, welches auf dem Dach des Pkw befestigt wurde, erkennbar ist. Der Nullpunkt des Koordinatensystems, welches das Programm für die Berechnungen benötigt, wurde im ersten Target auf dem Pkw definiert.

Die x-Achse zeigt dabei in die Fahrtrichtung des Pkw und die y-Achse nach oben. Die Punkte, welches das Programm benötigt, um die Bewegung des Dummies zu verfolgen, wurden manuell markiert. Diese Punkte wurden an Kopf, Becken und Fuß des Dummies gesetzt. Jede Körperregion wurde dreimal analysiert und daraus der Mittelwert gebildet, um Fehler zu reduzieren, die aus

der manuellen Festlegung der Punkte resultieren. Jedes zehnte Foto wurde analysiert, was bedeutet, dass das zeitliche Intervall zwischen den Messungen 0,02 s beträgt. Das Programm Falcon bietet die Möglichkeit .txt-Dateien zu exportieren, welche dann in das Programm Excel eingeladen wurden, womit das Erstellen diverser Diagramme möglich war. Die tatsächlichen Trajektoriediagramme wurden abschließend mit der Software CorelDraw erstellt.

Des Weiteren wurden „Autopsien“ am Biofidel-Dummy durchgeführt, um die Schäden zu untersuchen, welche während der Crashtests am Dummy entstanden, um diese dann auf vergleichbare Verletzungen des menschlichen Körpers zu übertragen.

### 3 Crashtest-Dummies in der Unfallrekonstruktion

#### 3.1 Žilina-Dummy

Der Žilina-Dummy wurde an der Žilina Universität (Slowakei) entwickelt und repräsentiert den 50-Perzentil-Mann. Im Gegensatz zu den höherentwickelten Dummies aus der Fahrzeugindustrie ist die Möglichkeit zum Einbauen

von Messtechnik beim Žilina-Dummy auf den Brustbereich begrenzt [1]. Die Basis dieses Crashtest-Dummys besteht aus einem metallenen Skelett, welches mit hartem Plastik verkleidet ist. Die Gelenke können so befestigt werden, dass der Dummy eine aufrechte Position einnimmt.

#### 3.2 Biofidel-Dummy

Der erste Prototyp des Biofidel-Dummys hatte ein Holzskelett, das durch geheftete Bänder zusammengehalten wurde und von einem Gewebesurrogat aus einer Mischung aus Silikon und Acryl bedeckt war. Das Besondere an diesem ATD-Gewebe sind die pseudoelastischen Eigenschaften, die dem menschlichen Gewebe ähnlich sind. Unter Anwendung einer äußeren Kraft verhält sich das Gewebe plastisch, während seine Eigenschaften elastisch sind, sobald die Kraft entfernt wird. Die Haut des Dummies bestand aus einem 3 mm dicken Neoprenanzug, welcher zur Erhöhung von Elastizität und Zugfestigkeit mit Latex überzogen wurde. Der Neoprenanzug dient dabei nicht nur als Haut-Surrogat, sondern auch zur zusätzlichen Fixierung der Gewebeteile.

Um die anthropomorphen und biofiden Eigenschaften dieses 50-Perzentil-Mann-Dummys weiter zu verbessern, besteht das Skelett nicht mehr aus Holz, sondern aus einer Mischung aus Epoxidharz und Aluminiumpulver. Diese Mischung ermöglicht die Herstellung von „Knochen“, die bezüglich Form und mechanischer Eigenschaften den menschlichen Knochen ähnlicher sind. Die Gewebeteile bestehen nun aus einem Zwei-Komponenten-Silikon anstatt einem Gemisch aus Silikon und Acryl. Als Haut dient weiterhin ein Neoprenanzug mit Latexschicht.

## 4 Ergebnisse und Diskussion

#### 4.1 Dummy-Trajektorien

Die Dummy-Trajektorien wurden für jeden Crashtest ermittelt. Die Hauptcharakteristika werden aber nur anhand je eines Fahrzeugs für den biofiden und den Žilina-Dummy erklärt, da die Unterschiede zwischen den verschiedenen Fahrzeugen nicht besonders groß sind.

**TABELLE 1:** Übersicht über die Crashtests  
**TABLE 1:** Overview of the crashtests

Versuch	Fahrzeug	Kollisionsgeschwindigkeit	Bremmung	Dummy
wh18.22	BMW 1er 2004	75 km/h	vor Kollision	Biofidel
wh18.23	BMW 1er 2004	99 km/h	bei Kollision	Biofidel
wh18.24	VW Touareg 2003	75 km/h	vor Kollision	Biofidel
wh18.25	VW Touareg 2003	99 km/h	bei Kollision	Biofidel
wh18.26	VW Passat Variant 2006	75 km/h	vor Kollision	Biofidel
wh18.27	VW Passat Variant 2006	99 km/h	bei Kollision	Biofidel
wh18.28	Mercedes A-Klasse 2005	72 km/h	vor Kollision	Biofidel
wh18.29	Mercedes A-Klasse 2005	96 km/h	bei Kollision	Biofidel
wh18.34	VW Touareg 2003	27 km/h	bei Kollision	Biofidel
wh08.27	Ford Galaxy 1998	40 km/h	vor Kollision	Žilina
wh08.28	BMW 523i 1998	40 km/h	vor Kollision	Žilina
wh08.29	Toyota Avensis 1998	40 km/h	vor Kollision	Žilina
wh10.12	Fiat Punto 1996	55 km/h	verspätet oder ungebremst	Žilina

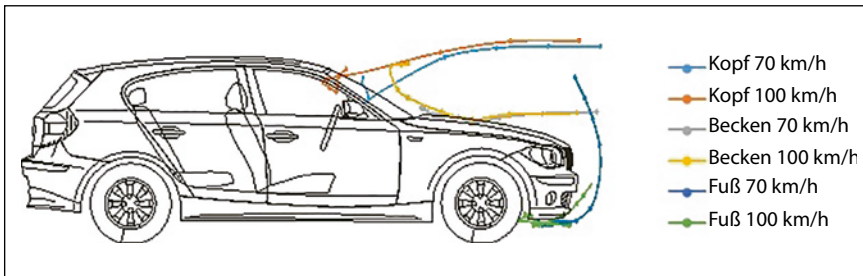


BILD 1: Dummy-Trajektorien der Crash-Tests wh18.22 und wh18.23

FIGURE 1: Dummy trajectories of crashtests wh18.22 and wh18.23

#### 4.1.1 Biofidel-Dummy

Das BILD 1 zeigt die Dummy-Trajektorien der Crashtests wh18.22 und wh18.23. Der sogenannte Unterzieheffekt, bei dem der Fuß des Fußgängers aufgrund von Reibung und Trägheitskraft am vorderen Stoßfänger unter das Fahrzeug gezogen wird, prägt sich bei zunehmender Kollisionsgeschwindigkeit immer stärker aus. Dieser Effekt kann große Biege- und Scherkräfte in der Nähe des Sprunggelenkes bewirken. Der Unterzieheffekt wirkt sich außerdem auch auf die Kinematik der unteren Extremitäten aus. Während die Beine bei geringeren Kollisionsgeschwindigkeiten eher nach oben geschleudert werden, kommt es bei höheren Kollisionsgeschwindigkeiten aufgrund des Unterzieheffekts eher zu einer Art Verhaken der unteren Extremitäten an der Fahrzeugfront.

Währenddessen wird der Torso des Dummies beschleunigt und bewegt sich entlang der Fahrzeugkontur, was zu einer Längung des Oberkörpers führt. Ohne den Neoprenanzug würde der Biofidel-Dummy hierbei wahrscheinlich auseinanderreißen. Die Wahrscheinlichkeit für das Abreißen eines Körperteils wurde von [2] untersucht. Hiernach liegt die Wahrscheinlichkeit für das Abreißen von Gliedmaßen bei einer Kollisionsgeschwindigkeit von 100 km/h im Mittel bei 0,281947, während für den unteren Wert 0,157408 und für den oberen Wert 0,514652 angegeben werden. Die starke Längung des biofidelen Dummies scheint daher nicht unrealistisch zu sein, jedoch lassen sich aufgrund weniger Leichtentests bei hohen Kollisionsgeschwindigkeiten die genauen biofidelen Eigenschaften in dieser Hinsicht schwer beurteilen.

Während des Crashtests wh18.22 drückte der Oberschenkel des Biofidel-Dummy den linken Scheinwerfer nach innen, wodurch eine scharfe Kante am linken Kotflügel entstand. Diese durchdringt beim weiteren Aufgleiten des Dummies über die Motorhaube dessen Bein. Derartige Verletzungen sind aus realen Unfällen bekannt.

Während der Kopf bei einer Kollisionsgeschwindigkeit von 70 km/h noch auf der Windschutzscheibe aufschlägt, trifft dieser bei einer Kollisionsgeschwindigkeit von 100 km/h an der Dachkante auf. Je höher also die Kollisionsgeschwindigkeit, desto weiter bewegt sich der Kopf entlang der Fahrzeugkontur.

Auch das Becken wird bei der höheren Kollisionsgeschwindigkeit weiter angehoben, was teilweise auf das ausgedehnte Dehnungsverhalten des Biofidel-Dummies zurückzuführen ist.

#### 4.1.2 Žilina-Dummy

Das BILD 2 zeigt die Dummy-Trajektorien des Crashtests wh08.27. Hier war der Unterzieheffekt deutlich schwächer ausgeprägt. Dafür gibt es zwei Gründe. Einerseits war die Kollisionsgeschwin-

digkeit mit 40 km/h wesentlich geringer als die Kollisionsgeschwindigkeiten von 70 und 100 km/h, wie sie bei den Crashtests mit dem Biofidel-Dummy gewählt wurde, was automatisch dazu führt, dass der Effekt weniger zum Tragen kommt. Andererseits besteht der Žilina-Dummy aus Stahl, weshalb sich die „Knochen“ des Dummies wesentlich weniger durchbiegen und sich der Körper nicht so an die Fahrzeugkontur anschmiegt, wie es beim biofidelen Dummy aufgrund seines Gewebe-Surrogates der Fall ist. Die unteren Extremitäten werden sofort vom Fahrzeug weggeschleudert und der Dummy rotiert um seinen Masseschwerpunkt auf die Motorhaube.

Die Kollision der Beine mit dem Stoßfänger ist elastisch. 0,02 s nach dem Aufprall wurde eine Geschwindigkeit von 44,87 km/h für das Bein berechnet. Unter Berücksichtigung der Kollisionsgeschwindigkeit von 40 km/h ergibt sich eine Stoßzahl  $k=1,12$ . Normalerweise beläuft sich die Stoßzahl auf  $k \leq 1$ , jedoch unterliegt die Bestimmung der Geschwindigkeit des Dummies mittels des Programms Falcon geringen Fehlern. Daraus lässt sich folgern, dass der Stoß vollkommen elastisch ist, während menschliches Gewebe pseudoelastisch ist. Das Gewebematerial des biofidelen Dummies wurde auch so gewählt, dass es pseudoelastische Eigenschaften hat.

Beim Crashversuch wh18.22 betrug die ermittelte Stoßzahl  $k=0,63$ , was erklärt, weshalb sich die Beine des Biofidel-Dummies an die Kontur des Fahrzeugs anschmiegen. Durch die Kraft des Aufpralls verformt sich das Dummy-Gewebe und die Aufprallenergie wird durch das plastische Verhalten

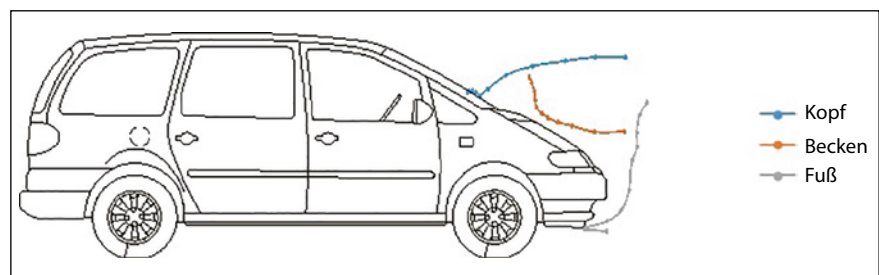


BILD 2: Dummy-Trajektorien zu Crashtest wh08.27

FIGURE 2: Dummy trajectories of crashtest wh08.27

absorbiert, sodass weniger Energie für das Wegschleudern der Beine zur Verfügung steht.

Während der Torso des Žilina-Dummy auf die Motorhaube rollt, stützt sich der Dummy an seinem Arm ab, bevor der Kopf anschließend auf die Windschutzscheibe trifft. Die Drehung um den Masseschwerpunkt wird beibehalten. Im Allgemeinen bleibt der Žilina-Dummy den ganzen Aufprall über steif und es lässt sich keine Längung, wie sie beim biofidelen Dummy auftritt, feststellen.

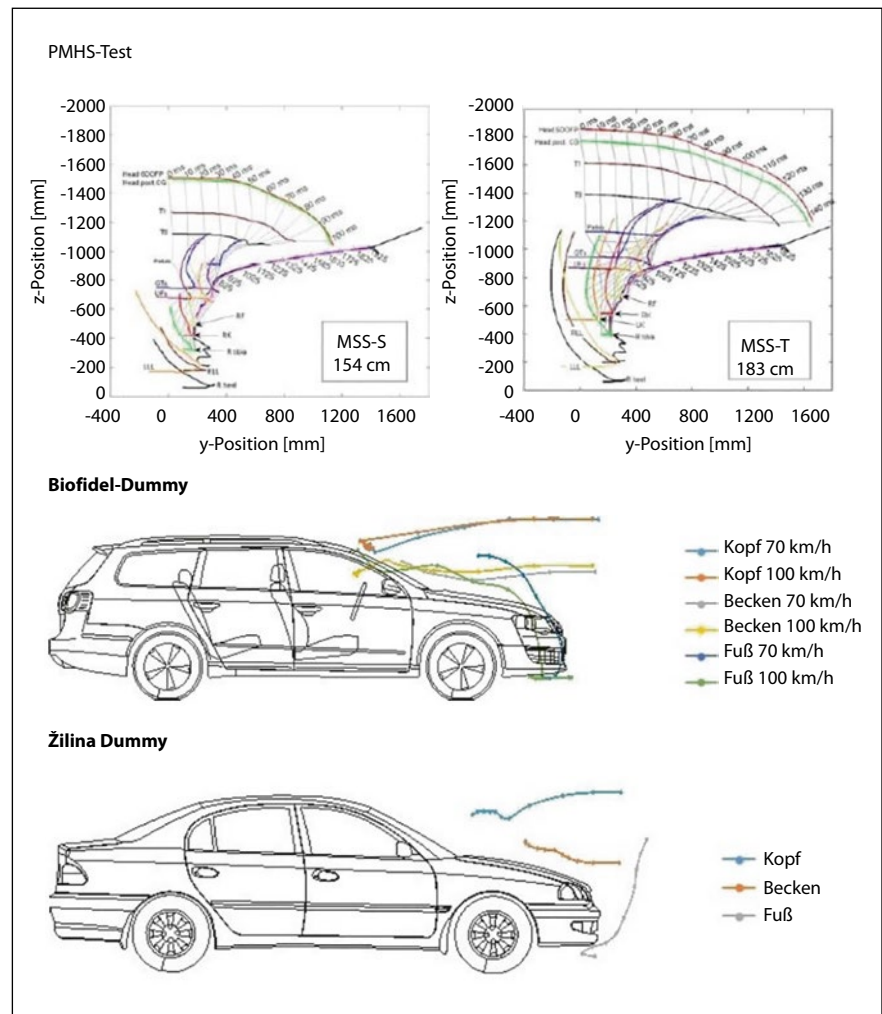
#### 4.2 Vergleich mit PMHS-Versuchen

Um die biofidelen Eigenschaften der Trajektorien des Biofidel- und des Žilina-Dummys zu validieren, wurden die Ergebnisse mit denen aus PMHS-Versuchen<sup>1</sup> verglichen, die aus veröffentlichten Forschungsarbeiten bekannt sind.

Vier PMHS-Versuche wurden von [3] durchgeführt. Bei den verwendeten Fahrzeugen handelt es sich um eine Mittelklasse-Limousine und einen kleinen Stadtwagen. Für die Kollisionsgeschwindigkeit wurden 40 km/h gewählt. Die vier PMHS waren alle männlich und wiesen keine vorbestehenden Frakturen, Läsionen oder andere Knochenpathologien auf. Bei drei der PMHS lag jedoch eine geringe Knochendichte vor.

Das **BILD 3** zeigt die Trajektorien, die sich aus den PMHS-Versuchen mit der Mittelklasse-Limousine, aus den Biofidel-Dummy-Versuchen mit einem VW Passat sowie aus den Žilina-Dummy-Versuchen mit einem Toyota Avensis ergaben. Der VW Passat und der Toyota Avensis wurden gewählt, da diese der verwendeten Mittelklasse-Limousine sowohl bezüglich der Masse als auch der vorderen Fahrzeugkontur am ehesten entsprechen. Jedoch müssen die unterschiedlichen Kollisionsgeschwindigkeiten berücksichtigt werden, die einen direkten Vergleich nur bedingt ermöglichen.

Der Unterzieheffekt tritt bei den PMHS-Versuchen zunächst ähnlich stark wie bei den ATDs auf, bevor die unteren Extremitäten abprallen und nach oben schwingen. Die Beine der



**BILD 3:** Vergleich der Trajektorien von PMHS-Versuchen, Biofidel-Dummy und Žilina-Dummy; oben: MSS-S: Mittelklasse Limousine und kleines Subjekt (Körpergröße); MSS-T: Mittelklasse Limousine und großes Subjekt (Körpergröße) [3]; Mitte: Crashtest wh18.26 und wh18.27; unten: Crashtest wh08.29

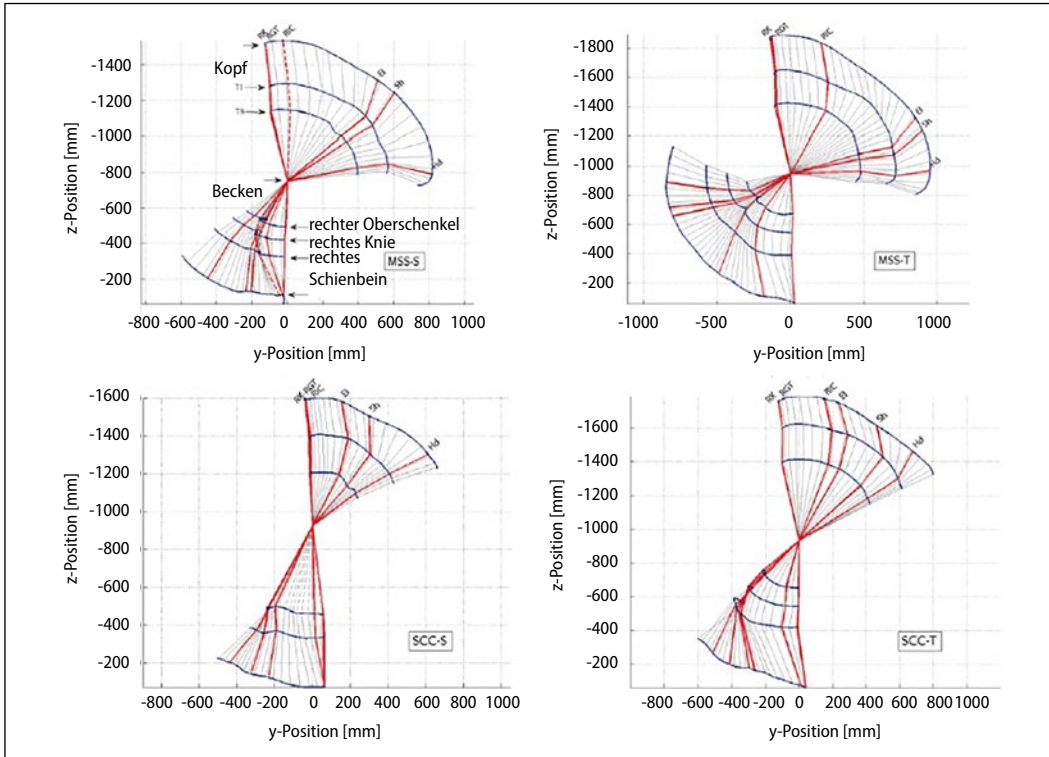
**FIGURE 3:** Comparison of trajectories of PMHS tests, Biofidel dummy and Žilina dummy; Top: MSS-S: mid-size sedan and small subject (body size); MSS-T: mid-size sedan and large subject (body size) [3]; middle: crashtest wh18.26 and wh18.27; bottom: crashtest wh08.29

PMHS beschreiben eine beinahe kreisförmige Trajektorie, während der Fuß des Žilina-Dummys sehr viel steiler nach oben schwingt. Die Trajektorien des Biofidel-Dummys ähnelt dabei eher der der PMHS, obwohl hier die unteren Extremitäten des biofidelen Dummys im Verlauf des Anpralls von der Fahrzeugfront abgleiten, wodurch der direkte Vergleich nur bedingt möglich ist. Bezüglich der Bewegung des Kopfes und des Beckens waren keine großen Unterschiede zwischen den PMHS- und ATD-Versuchen festzustellen. Der einzige nennenswerte Unterschied trat

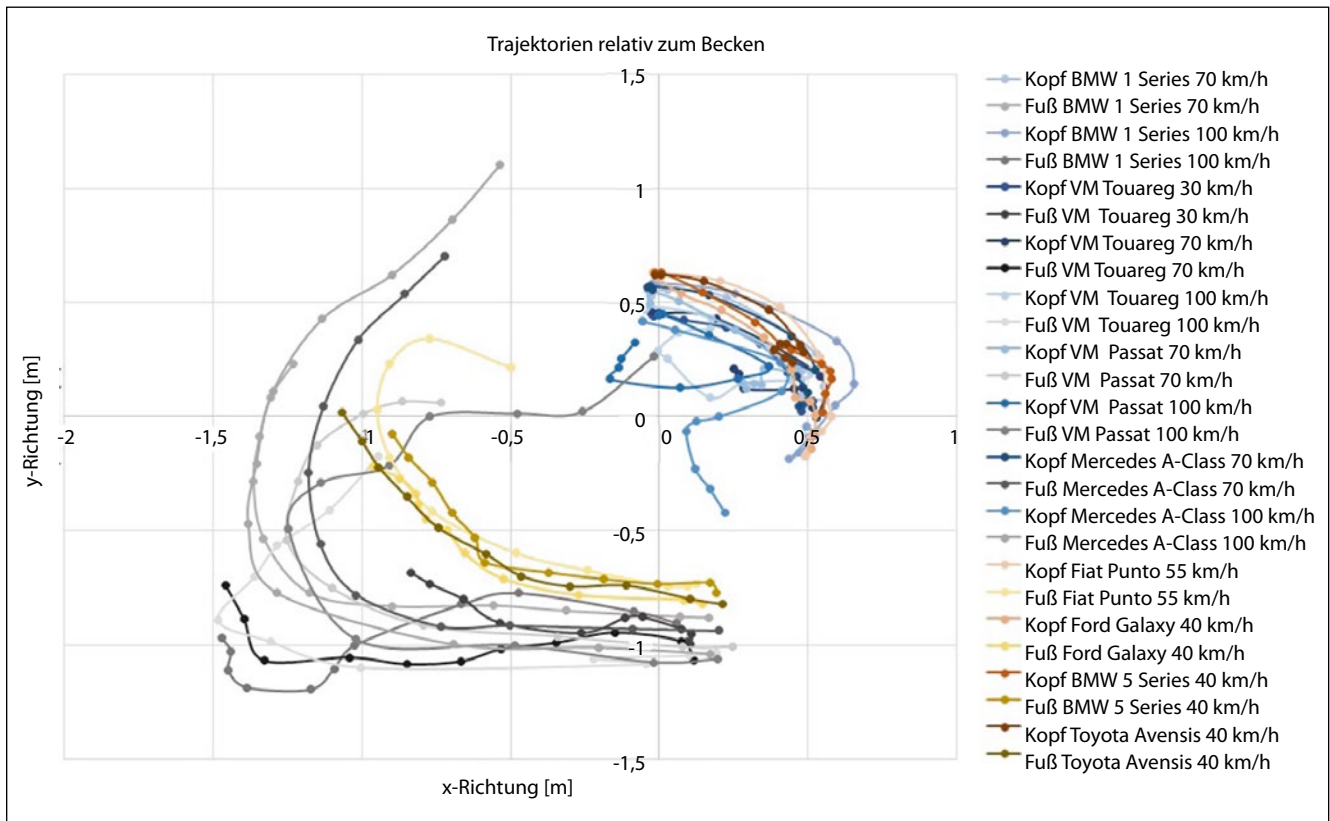
beim Kopf des Žilina-Dummys auf. Dieser traf nicht auf der Motorhaube beziehungsweise Windschutzscheibe auf, da sich der Žilina-Dummy auf seinem Arm abstützte.

Weiter wurden durch [3] die Trajektorien der Körperteile relativ zum Becken berechnet, wie **BILD 4** zu entnehmen ist. Das **BILD 5** zeigt die Dummy-Trajektorien relativ zum Becken des

<sup>1</sup> PMHS = Post-mortaler Proband (aus dem Englischen: Post-Mortem Human Subject)



**BILD 4:** Trajektorien aus PMHS-Versuchen relativ zum Becken; MSS-S: Mittelklasse Limousine und kleines Subjekt; MSS-T: Mittelklasse Limousine und großes Subjekt; SCC-S: Kleinwagen und kleines Subjekt; SCC-T: Kleinwagen und großes Subjekt [3]  
**FIGURE 4:** Trajectories from PMHS tests relative to the pelvis; MSS-S: mid-size sedan and small subject; MSS-T: mid-size sedan and large subject; SCC-S: small car and small subject; SCC-T: small car and large subject [3]



**BILD 5:** Dummy-Trajektorien relativ zum Becken; Blau: Kopf des Biofidel-Dummys; Grau: Fuß des Biofidel-Dummys; Orange: Kopf des Žilina-Dummys; Gold: Fuß des Žilina-Dummys

**FIGURE 5:** Dummy trajectories relative to the pelvis; blue: head of biofidel dummy; grey: foot of biofidel dummy; orange: head of Žilina dummy; gold: foot of Žilina dummy

Biofidel- und des Žilina-Dummys. Die Trajektorien der Köpfe beider Dummys bilden eine Art Punktwolke und es treten keine großen Unterschiede zwischen den einzelnen Trajektorien auf, obwohl sich die Kollisionsgeschwindigkeiten bei den Versuchen mit dem biofidelen und dem Žilina-Dummy durchaus unterscheiden.

Bei Betrachtung des Bewegungsverhaltens der FüÙe zeichnen sich jedoch zwei unterschiedliche Cluster ab. Während die FüÙe des Žilina-Dummys viel schneller nach oben schwingen, was auch eine schnellere Hüftrotation bewirkt, bewegen sich die FüÙe des biofidelen Dummy wesentlich langsamer nach oben. Zu Beginn verlaufen die Trajektorien nahezu vertikal, was sich durch den Unterzieheffekt, dem Anschmiegen der unteren Extremitäten an die Fahrzeugkontur und die Längung der unteren Extremitäten erklären lässt.

Unterschiede der Trajektorien des Kopfes relativ zum Becken zwischen Biofidel- und Žilina-Dummy treten also kaum auf. Jedoch weicht die Kinematik der Oberkörper ab. Auch in Hinblick auf die Beine treten große Unterschiede auf. Diese sind vor allem durch die pseudoelastischen Eigenschaften des Biofidel-Dummys und die elastischen Eigenschaften des Žilina-Dummys zu erklären.

Beim Vergleich der Trajektorien der Dummys mit denen aus den PMHS-Versuchen unter Berücksichtigung unterschiedlicher Kollisionsgeschwindigkeiten stimmen die Trajektorien des biofidelen Dummys eher mit denen der PMHS-Versuche als mit denen der Žilina-Dummy-Versuche überein. Die unteren Extremitäten der PMHS schwingen wie beim Biofidel-Dummy aber im Gegensatz zum Žilina-Dummy langsamer nach oben, was durch eine längere Kontaktphase zwischen den unteren Extremitäten der PMHS und der Fahrzeugfront und den ebenfalls pseudoelastischen Eigenschaften des menschlichen Körpers zu erklären ist.

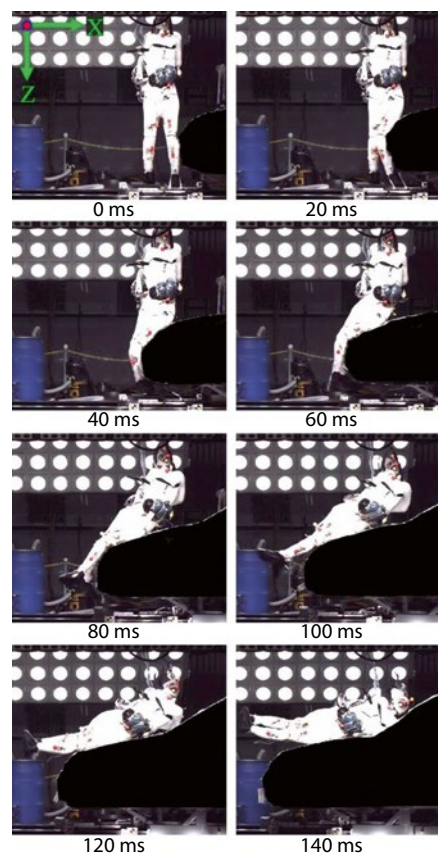
Drei weitere PMHS-Versuche mit einer Kompaktlimousine bei einer Kollisionsgeschwindigkeit von 40 km/h wurden von [4] durchgeführt. **BILD 6** zeigt die Crashsequenz eines die-

ser Tests im Vergleich zu einem Biofidel-Dummy-Test und einem Žilina-Dummy-Test. Diese beiden Dummy Versuche wurden zu Vergleichszwecken aus denselben Gründen wie weiter oben bereits erwähnt ausgewählt. Während die Kollisionsgeschwindigkeit des Toyota Avenis von 40 km/h dieselbe ist, die auch bei den PMHS-Versuchen gewählt wurde, wird an dieser Stelle noch einmal betont, dass die Kollisionsgeschwindigkeit des VW Passat mit 75 km/h deutlich höher liegt. Die Unterschiede in der Kinematik des Žilina-Dummys sind deutlich, insbesondere da sich der Brustbereich auf dem Arm abstürzt und dadurch die Taille von der Motorhaube abhebt. Im Gegensatz dazu schmiegt sich der Biofidel-Dummy gegen die Fahrzeugkontur.

Daraus kann gefolgert werden, dass die Trajektorien, die der biofidele Dummy beschreibt, sehr viel ähnlicher denen des Menschen sind als dies beim Žilina-Dummy der Fall ist. Insbesondere das „Abstützen“ des Žilina-Dummys wirkt im Vergleich unnatürlich. Diese Erkenntnisse sind jedoch mit dem Vorbehalt der unterschiedlichen Kollisionsgeschwindigkeiten verbunden. Dennoch gibt es Anhaltspunkte dafür, dass sich der biofidele Dummy menschenähnlicher verhält.

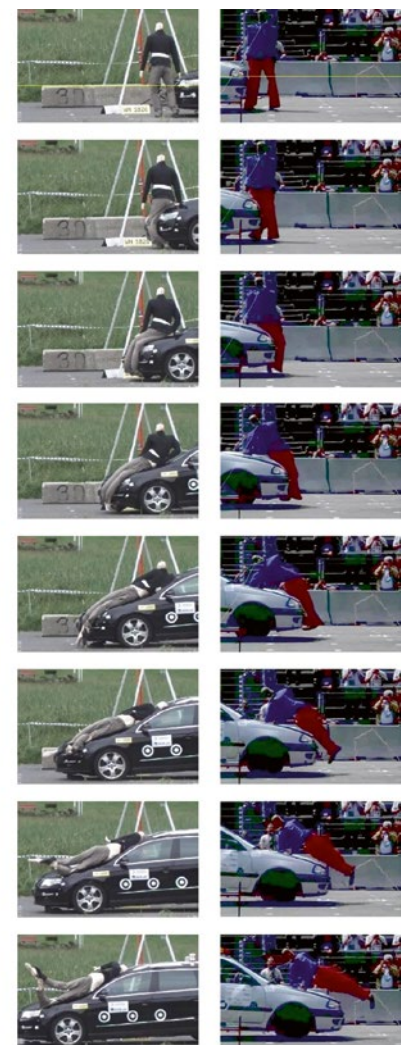
### 4.3 Beschädigungen des Fahrzeugs

Für die Rekonstruktion eines Unfalls ist es von besonderer Wichtigkeit, dass die durch den ATD mit denen durch einen Fußgänger erzeugten Schäden vergleichbar sind. Von den neun durchgeführten Crashtests mit dem Biofidel-



**BILD 6:** Crashsequenzen PMHS-Versuch (links) [4], Biofidel-Dummy (Mitte) und Žilina-Dummy Versuch (rechts) in einem 20 ms Intervall

**FIGURE 6:** Crashsequences PMHS test (left) [4], Biofidel dummy (middle) and Žilina dummy test (right) in a 20 ms interval



Dummy sind nur die Versuche wh18.22 und wh18.26 mit zwei der analysierten Realunfälle vergleichbar. Die Abweichungen der Kollisionsgeschwindigkeiten sowie der Größe und der Masse von ATD und Fußgänger liegen hier in einem akzeptablen Toleranzbereich.

Bezüglich des Žilina-Dummys werden trotz geringerer Kollisionsgeschwindigkeit alle vier Crashtests berücksichtigt. Neben den Unterschieden der Kollisionsgeschwindigkeiten und der Anthropometrie von ATD und Fußgänger sollten auch die Unterschiede der Fahrzeugkonturen und der lokalen Steifigkeitswerte der Pkw berücksichtigt werden.

#### 4.3.1 Vergleich von Biofidel-Dummy und Fußgänger

Die Schäden an der Motorhaubenvorderkante, die durch den Anprall mit dem Biofidel-Dummy und dem Fußgänger entstanden sind, zeigt **BILD 7**. In beiden Unfällen rollten der Oberschenkel und das Becken über die Motorhaubenvorderkante und anschließend auf die Motorhaube, wobei die auf dem Bild zu sehenden Schäden erzeugt wurden. Die Motorhauben sind leicht eingedrückt und die Scheinwerferereinheit des BMW wurde nach innen gedrückt.

Auch bei den Crashtests wurden die Schäden durch Oberschenkel und Becken erzeugt. Wie bei den Realunfällen ist die Motorhaube leicht eingedrückt und der Scheinwerfer des BMW nach innen gedrückt und das Glas gebrochen. Die durch den Biofidel-Dummy entstandenen Schäden entsprechen in etwa denen aus den Realunfällen.

#### 4.3.2 Vergleich von Žilina-Dummy und Fußgänger

Die Schäden an der Motorhaubenvorderkante die durch den Žilina-Dummy und die zwei Fußgänger entstanden sind, werden in **BILD 8** dargestellt. Obwohl die Kollisionsgeschwindigkeit der Crashtests wesentlich geringer war,

sind die Schäden stärker ausgeprägt. Oberschenkel und Becken des Žilina-Dummy führten im Vergleich zu den Realunfällen zu einer tieferen Deformation der Motorhaubenvorderkante. Außerdem wird die Motorhaube bei diesem Anprall eingedellt, bevor die Brust des Dummy diese viel tiefer eindrückt, als dies bei den Fußgängern der Fall war. Dieses Schadenbild unterscheidet sich stark und kann nicht mit den zwei Realunfällen verglichen werden.

Da der Žilina-Dummy ein starrer Körper ist, kann dieser auf der Motorhaube auch Kratzspuren verursachen oder sogar Metallteile aufschlitzen. Derartige Schäden können nicht bei einem Anprall mit einem Menschen entstehen. Der Žilina-Dummy verursacht also auch bei geringeren Kollisionsgeschwindigkeiten stärkere Beschädigungen am Fahrzeug. Hieraus kann gefolgert werden, dass der Žilina-Dummy keine realistischen Schäden verursacht. Im Vergleich zu einem Realunfall würde außerdem eine geringere Kollisionsgeschwindigkeit als die tatsächliche suggeriert werden.

#### 4.4 Anstoßfaktor

Der Anstoßfaktor ist definiert als das Verhältnis von der durch den Anstoß erreichten maximalen Fußgängerge-

schwindigkeit zur Kollisionsgeschwindigkeit und stellt einen wichtigen Parameter für die Unfallfallrekonstruktion dar. In der Praxis wird der Anstoßfaktor über die anthropometrischen Daten des Fußgängers und die Fahrzeuggeometrie ermittelt. Dieser geometrische Anstoßfaktor wird über ein Dekra-internes Programm ermittelt.

Es soll analysiert werden, inwieweit der mit dem geometrischen Ansatz ermittelte Anstoßfaktor des Dummys mit dem durch die Crashtest-Videoanalyse ermittelten übereinstimmt. Der Anstoßfaktor wird ermittelt, indem die Geschwindigkeit im Masseschwerpunkt zu dem Zeitpunkt untersucht wird, wenn sich der Dummy vollständig vom Fahrzeug löst. In **TABELLE 2** sind die ermittelten Anstoßfaktoren aufgelistet.

AF<sup>2</sup> stellt den mittels Videoanalyse ermittelten Anstoßfaktor dar und dient als Referenzwert. Abhängig von der Anstoß-Charakteristik wurde ein Korrekturfaktor zwischen 5 % und 15 % auf den geometrischen Anstoßfaktor angewendet. Dies ist in der Tabelle als beispielsweise „geometrischer AF 5 %“ aufgelistet. Die Differenz der beiden Anstoßfaktoren wird als  $\Delta AF$ , die prozentuale Differenz als  $\Delta AF \%$  bezeichnet.



**BILD 7:** Vergleich der Fahrzeugschäden zwischen Biofidel-Dummy und Fußgänger; oben links: wh18.22; unten links: wh18.26; oben rechts: Unfall 1; unten rechts: Unfall 2

**FIGURE 7:** Comparison of vehicle damage between Biofidel dummy and pedestrian; top left: wh18.22; bottom left: wh18.26; top right: accident 1; bottom right: accident 2

<sup>2</sup> AF = Verhältnis von durch den Anstoß erreichter maximaler Fußgängergeschwindigkeit zur Kollisionsgeschwindigkeit



**BILD 8:** Vergleich der Fahrzeugschäden von Žilina-Dummy und Fußgänger; oben links: wh08.27; zweite Reihe links: wh08.28; dritte Reihe links: wh08.29; unten links: wh10.12; oben rechts: Unfall 1; unten rechts: Unfall 2  
**FIGURE 8:** Comparison of vehicle damage between Žilina dummy and pedestrian; top left: wh08.27; second row left: wh08.28; third row left: wh08.29; bottom left: wh10.12; top right: accident 1; bottom right: accident 2

net. Ein „Minus“ zeigt an, dass der Wert geringer als der Referenzwert ist.

Während die durchschnittliche Abweichung mit einer Erhöhung des Korrekturfaktors für den biofidelen Dummy abnimmt, sind die Abweichungen für den Žilina-Dummy in etwa gleich, wobei der Korrekturfaktor von 5% die geringste Abweichung aufweist. Die jeweilige durchschnittliche Abweichung ohne Korrekturfaktor und mit einem Korrekturfaktor von 5% die geringste Abweichung aufweist. Die jeweilige durchschnittliche Abweichung ohne Korrekturfaktor und mit einem Korrekturfaktor von 5% die geringste Abweichung aufweist.

turfaktor von 5% für den biofidelen Dummy ist höher als die für den Žilina-Dummy, während die durchschnittliche Abweichung für den biofidelen Dummy im Vergleich zum Žilina-Dummy mit einem Korrekturfaktor von 10% beziehungsweise 15% niedriger ist.

Bezüglich des Biofidel-Dummys treten positive Abweichungen nur in den Versuchen mit dem VW Touareg und der Mercedes A-Klasse auf. Bei den

Versuchen mit dem Žilina-Dummy traten positive Abweichungen in den Crashtests mit der BMW 5er Serie und dem Toyota Avensis auf.

Ein  $\Delta AF\%$  von ungefähr 25 trat beim biofidelen Dummy immer dann auf, wenn der Dummy auf die vordere Dachkante auftraf und dort zumindest für einen kurzen Zeitraum verweilte. Im Versuch wh18.28 prallte der Dummy auf die vordere Dachkante, löste sich aber sofort wieder davon. Bei Anwendung der verschiedenen Korrekturfaktoren nehmen die Werte für  $\Delta AF\%$  alle nach einem ähnlichen Muster ab.

Zur Klärung der Frage welchen Einfluss verschiedene Konturen der Fahrzeugfront und der Anprall gegen die vordere Dachkante auf diese Beobachtung haben, bedarf es weiterer Untersuchungen.

#### 4.4.1 Dynamischer, zeitabhängiger Anstoßfaktor

Während der Anstoßfaktor einen einzigen Wert zu dem Zeitpunkt des vollständigen Ablösens des ATDs darstellt, beschreibt der dynamische, zeitabhängige Anstoßfaktor  $AF(t)$ <sup>3</sup> das Verhältnis von Auslauf- zu Kollisionsgeschwindigkeit zu jedem Zeitpunkt. Dieser visualisiert, wie der ATD/Fußgänger während des primären Aufpralls Energie und damit Geschwindigkeit gewinnt und wie die Aufprallenergie während des sekundären und tertiären Aufpralls langsam absorbiert wird. **BILD 9**, **BILD 10** und **BILD 11** zeigen jeweils den dynamischen, zeitabhängigen Anstoßfaktor für Kopf, Becken und Fuß.

Bei Betrachtung des Kopfs und des Beckens des biofidelen Dummys kann ein gewisses Muster beobachtet werden, während die Reaktion des Fußes stark von der spezifischen Fahrzeuggeometrie und der nachfolgenden Dynamik und Kinematik des ATDs abzuhängen scheint. Insbesondere das Ausmaß des Unterzieheffekts scheint das Verhalten zu beeinflussen sowie, ob das Bein von scharfen Kanten durchbohrt wird, wie bei den Crash-

<sup>3</sup>  $AF(t)$  = Dynamischer, zeitabhängiger Anstoßfaktor



TABELLE 2: Anstoßfaktoren (AF) (die kleinste Abweichung ist rot markiert)

TABLE 2: Impact factors (AF) (the smallest deviation is marked in red)

Crashtest	AF	geometrischer AF	geometrischer AF5%	geometrischer AF10%	geometrischer AF15%	$\Delta AF$	$\Delta AF$ 5%	$\Delta AF$ 10%	$\Delta AF$ 15%	$\Delta AF$ %	$\Delta AF$ % 5%	$\Delta AF$ % 10%	$\Delta AF$ % 15%
wh18.22	90	74	78	82	86	-16	-12	-8	-4	-17,78	-13,33	-8,89	-4,44
wh18.23	100	72	76	80	84	-28	-24	-20	-16	-28,00	-24,00	-20,00	-16,00
wh18.24	95	87	91	95	99	-8	-4	0	4	-8,42	-4,21	0,00	4,21
wh18.25	80	86	90	94	98	6	10	14	18	7,50	12,50	17,50	22,50
wh18.26	97	73	77	81	85	-24	-20	-16	-12	-24,74	-20,62	-16,49	-12,37
wh18.27	100	73	77	81	85	-27	-23	19	-15	-27,00	-23,00	-19,00	-15,00
wh18.28	77	72	76	80	84	-5	-1	3	7	-6,49	-1,30	3,90	9,09
wh18.29	93	71	75	79	83	-22	-18	-14	-10	-23,65	-19,35	-15,05	-10,75
wh18.34	87	87	91	95	99	0	4	8	12	0,00	4,60	9,19	13,79
Durchschnitt										15,95	13,66	12,22	12,02
wh10.12	90	72	76	80	84	-18	-14	-10	-6	-20,00	-15,56	-11,11	-6,67
wh08.27	102	79	83	87	91	-23	-19	-15	-11	-22,50	-18,63	-14,71	-10,78
wh08.28	70	68	72	76	80	-2	2	6	10	-2,86	2,86	8,57	14,29
wh08.29	66	72	76	80	84	6	10	14	18	9,09	15,15	21,21	27,27
Durchschnitt										13,63	13,05	13,90	14,75

tests wh18.22 und wh18.26. Der Verlauf der Kurven von Kopf und Becken ist unter Verwendung desselben Fahrzeugs häufig für verschiedene Kollisionsgeschwindigkeiten ähnlich. Bei höheren Kollisionsgeschwindigkeiten verschieben sich diese Kurven lediglich nach links und oben, wie in BILD 12 dargestellt.

Bei Betrachtung desselben Körperteils, beispielsweise des Kopfes, bei gleichen Kollisionsgeschwindigkeiten ist ein ähnlicher Verlauf der Kurven zu beobachten. Die verschiedenen Geometrien der Fahrzeugfronten haben jedoch einen Einfluss auf  $AF(t)$ , wie BILD 13 zeigt.

Im Vergleich zum biofidelen Dummy zeigen die Kurven für den Žilina-Dummy wie erwartet einen wesentlich steileren Anstieg. Da der Körper des Žilina-Dummys elastische Eigenschaften besitzt, wird weniger Energie beim Anstoß an sich absorbiert,

weshalb dieser Dummy mehr Energie als der Biofidel-Dummy aufnimmt, was zu einem schnelleren Anstieg der Geschwindigkeit, vor allem die unteren Extremitäten betreffend, führt. Jedoch, ähnlich wie beim Biofidel-Dummy, kann für die unteren Extremitäten kein Muster erkannt werden.

Für Kopf und Becken zeigen die Kurven bei denselben Kollisionsgeschwindigkeiten einen ähnlichen Verlauf, wobei die Geometrie der Fahrzeugfront einen gewissen Einfluss nimmt, wie dem BILD 14 zu entnehmen ist. Hierbei ist allerdings zu beachten, dass der Fiat Punto eine etwas höhere Kollisionsgeschwindigkeit innehatte.

#### 4.4.2 Dynamischer, zeitabhängiger Anstoßfaktor relativ zum Becken

Wie bei den Dummy-Trajektorien relativ zum Becken kann auch der dynamische, zeitabhängige Anstoßfaktor  $AF(t)$  des Kopfes und der Füße relativ zum Becken analysiert werden.

Bei der grafischen Darstellung von  $AF(t;B)$ <sup>4</sup> in Abhängigkeit von der Zeit, zeigt sich, dass sich die Köpfe sowohl

vom Biofidel- als auch vom Žilina-Dummy ähnlich verhalten, während sich bei den Füßen kaum ein Muster erkennen lässt, BILD 15. Der Verlauf des  $AF(t;B)$ -Graphen gleicht mehr oder weniger einer Sinuskurve mit abnehmender Amplitude. Die einzige Ausnahme bildet der Crashtest wh18.34, bei dem es sich um den Anprall eines VW Touareg gegen einen Biofidel-Dummy bei einer Kollisionsgeschwindigkeit des Fahrzeugs von 30 km/h handelt.

Das BILD 16 zeigt  $AF(t;B)$ , dargestellt über die Distanz. Hier lässt sich ein wesentlich deutlicheres Muster in Bezug auf Kopf und Füße relativ zum Becken erkennen. Dieser Graph visualisiert die Kinematik und Dynamik der ATDs, was der Erste nicht tut. Es wird gezeigt, dass relativ zum Becken der Kopf in Richtung des stoßenden Fahrzeugs beschleunigt wird, während die unteren Extremitäten vom Fahrzeug weg beschleunigt werden.

Jedoch ist das Verhalten der verschiedenen Köpfe sehr ähnlich. Die Graphen ähneln einer negativen Parabelform, was bedeutet, dass der Kopf relativ

<sup>4</sup>  $AF(t;B)$  = Dynamischer, zeitabhängiger Anstoßfaktor relativ zum Becken

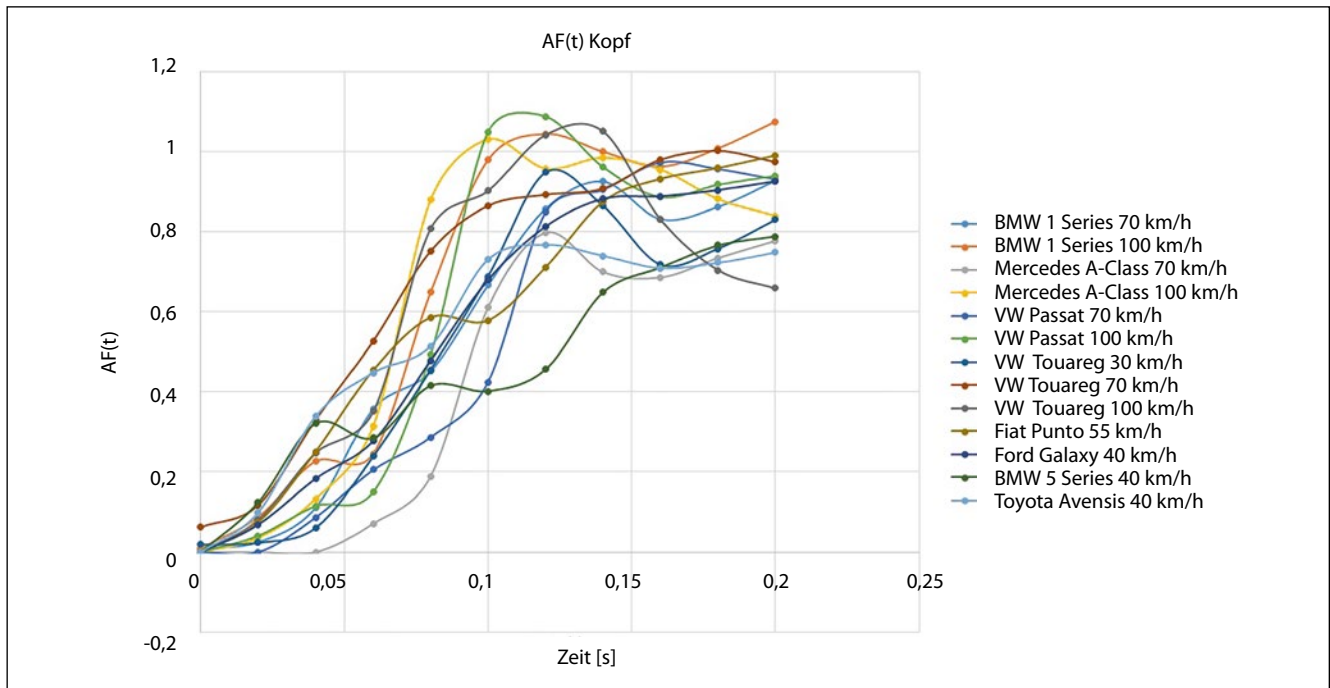


BILD 9: AF(t) des Kopfs

FIGURE 9: C(t) of the head

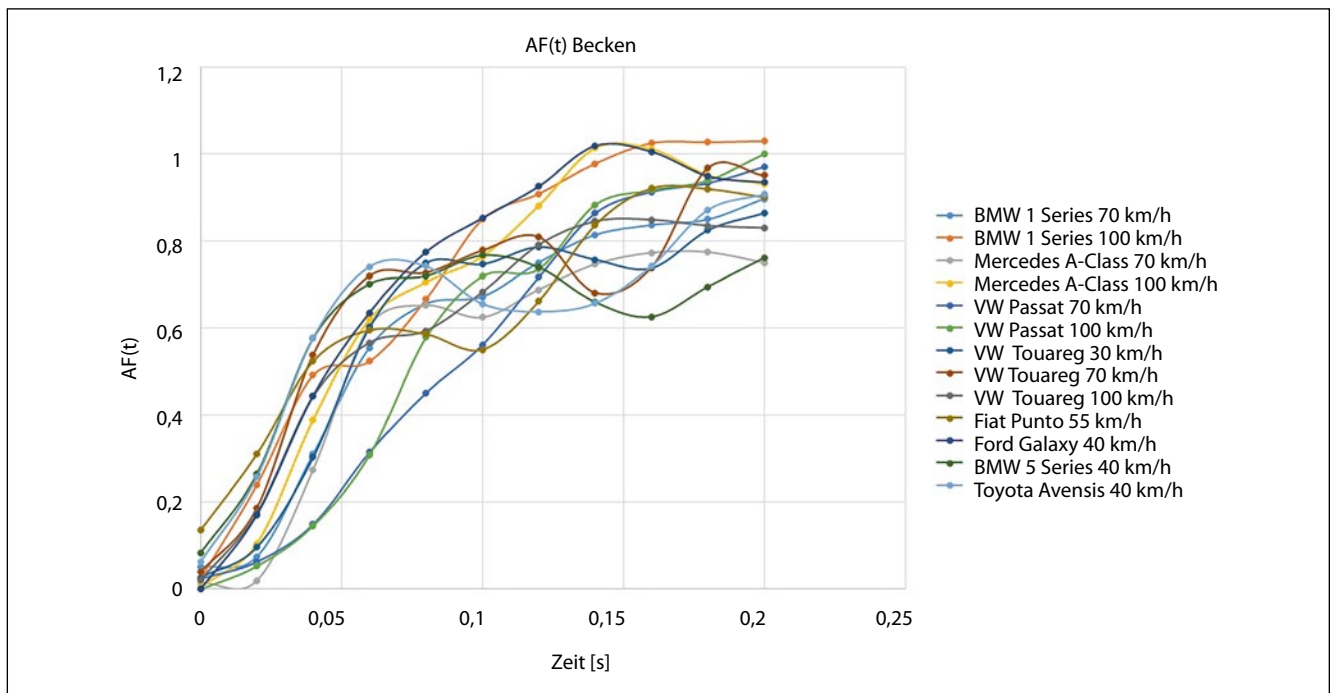


BILD 10: AF(t) des Beckens

PICTURE 10: C(t) of the pelvis

zum Becken zunächst eine positive Beschleunigung und danach eine negative erfährt. Da  $AF(t;B)$  ein Verhältnis ist, kann man argumentieren, dass die Köp-

fe unabhängig von der Kollisionsgeschwindigkeit und Fahrzeuggeometrie eine ähnliche relative Beschleunigung erfahren. Für das Verhalten der Füße

lässt sich jedoch kein Muster erkennen. Weder der Biofidel- noch der Žilina-Dummy zeigen ein eindeutiges Muster, noch gibt es besondere Merkmale be-

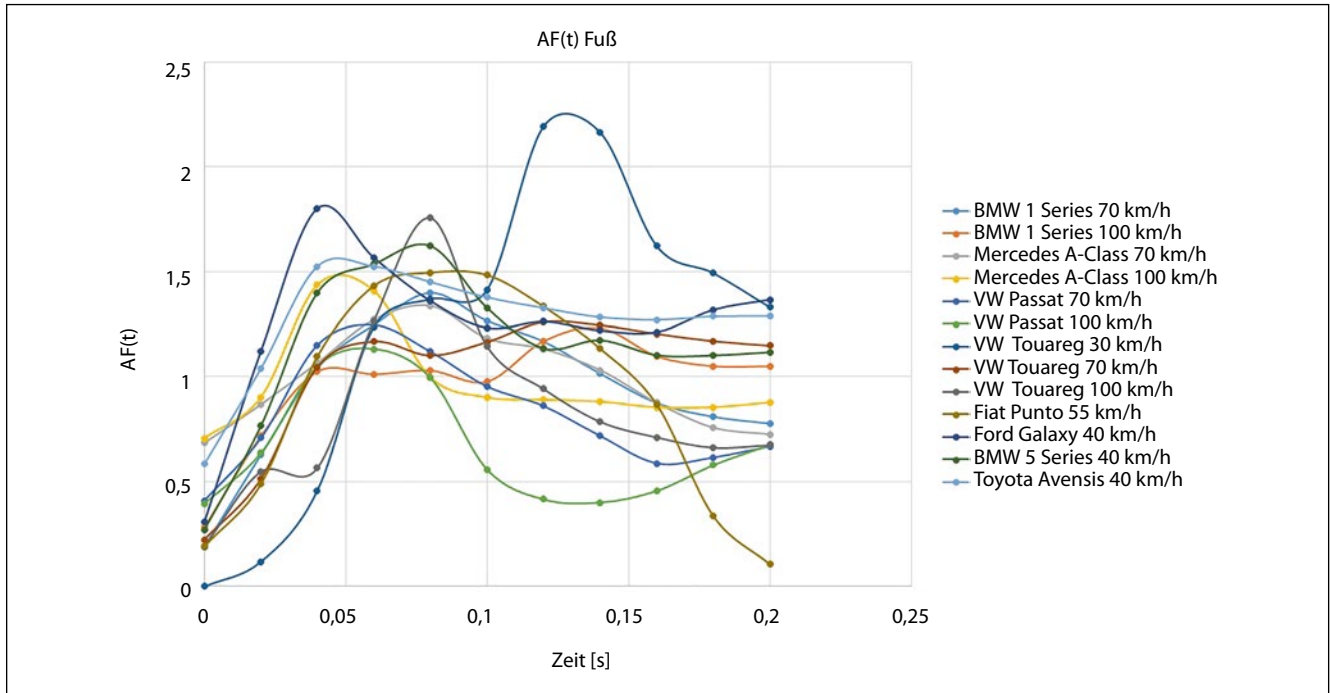


BILD 11: AF(t) des Fußes

FIGURE 11: C(t) of the foot

zätzlich der Kollisionsgeschwindigkeit oder der vorderen Fahrzeuggeometrie. Der dynamische, zeitabhängige Anstoßfaktor des Fußes relativ zum Becken scheint ein völlig zufälliges Verhalten aufzuweisen.

Aus dieser Analyse kann gefolgert werden, dass der erste Anstoß zwischen dem stoßenden Fahrzeug und dem Becken der primär bestimmende Faktor ist, wenn man die Dynamik und Kinematik des ATDs und damit einhergehend auch des Fußgängers betrachtet. Da die Köpfe mehr oder weniger dieselben relativen Beschleunigungen aufweisen, kann der Aufprall des Beckens somit einen direkten Einfluss auf den Mechanismus und die Schwere der Verletzungen des Kopf-Hals-Komplexes haben. Da die Graphen einer negativen Parabel ähneln und daher erst einen positiven Anstieg gefolgt von einem negativen Abfallen aufweisen, erfährt der Kopf erst eine positive Beschleunigung relativ zum Becken, worauf eine Verzögerung folgt. Da  $AF(t;B)_K^5$  abhängig vom Becken ist, kann hergeleitet werden, dass bei einem Anstieg von  $AF(t)_B^6$  auch  $AF(t;B)_K$  ansteigt, was bedeutet, dass der Kopf mit einer höheren Geschwindigkeit aufschlägt. Folglich kann durch die Reduzierung von  $AF(t)_B$  auch die Schwere von Kopfverletzungen verringert werden. Da Kopf und Becken durch den Brustkorb „verbunden“ sind, würde möglicherweise auch die Schwere von Verletzungen im Bereich des Brustkorbes herabgesetzt.  $AF(t)_B$  und damit auch  $AF(t;B)_K$  können durch eine Verlängerung der Ab-

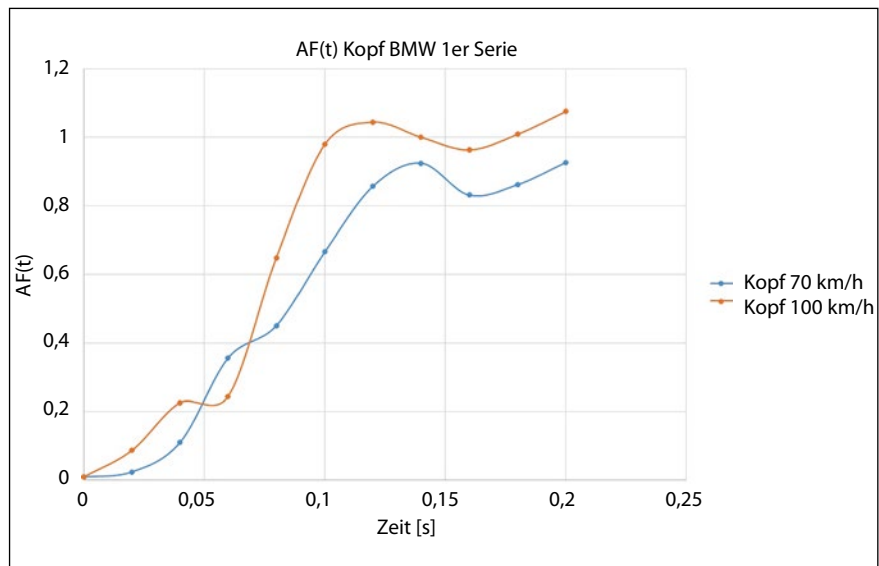


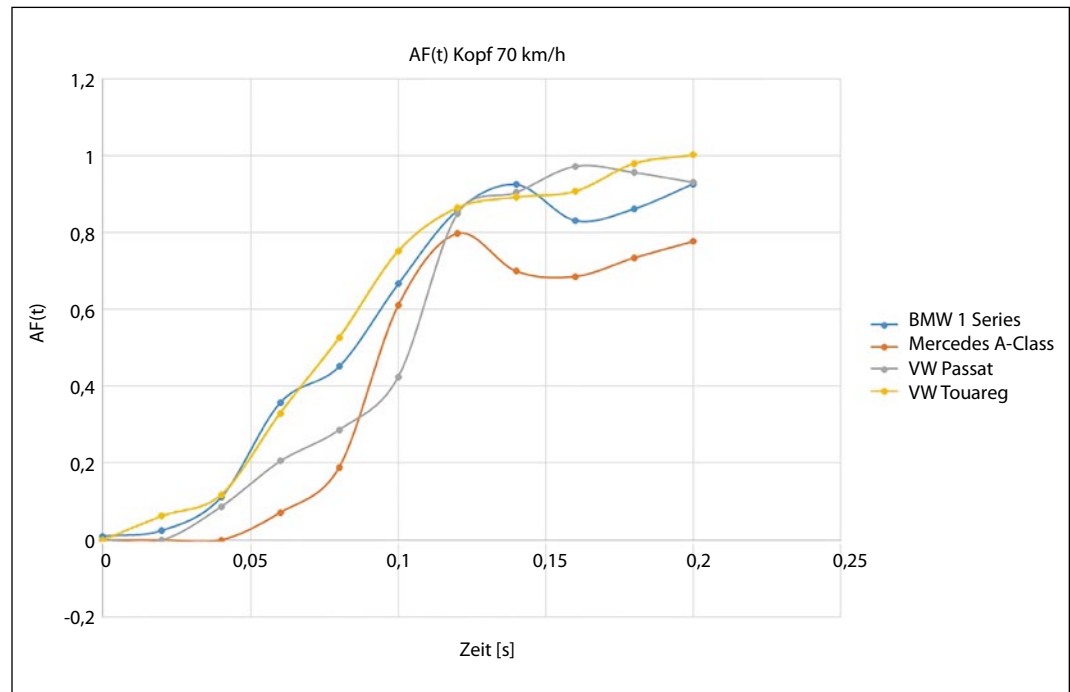
BILD 12: AF(t) des Kopfs beim Anstoß mit der BMW 1er-Serie (Biofidel-Dummy)

FIGURE 12: C(t) of the head during impact with the BMW 1 Series (Biofidel dummy)

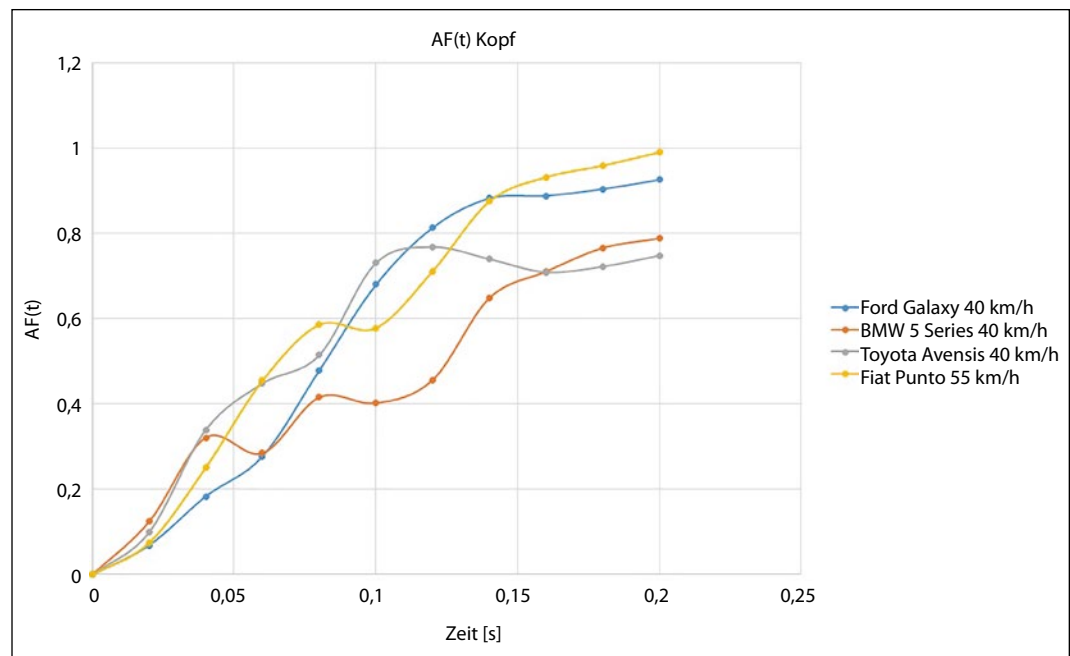
<sup>5</sup>  $AF(t;B)_K$  = Dynamischer, zeitabhängiger Anstoßfaktor des Kopfs relativ zum Becken

<sup>6</sup>  $AF(t)_B$  = Dynamischer, zeitabhängiger Anstoßfaktor des Beckens

**BILD 13:** AF(t) des Kopfs bei 70 km/h (Biofidel-Dummy)  
**FIGURE 13:** C(t) of the head at 70 km/h (Biofidel dummy)



**BILD 14:** AF(t) des Kopfs (Žilina-Dummy)  
**FIGURE 14:** C(t) of the head (Žilina dummy)

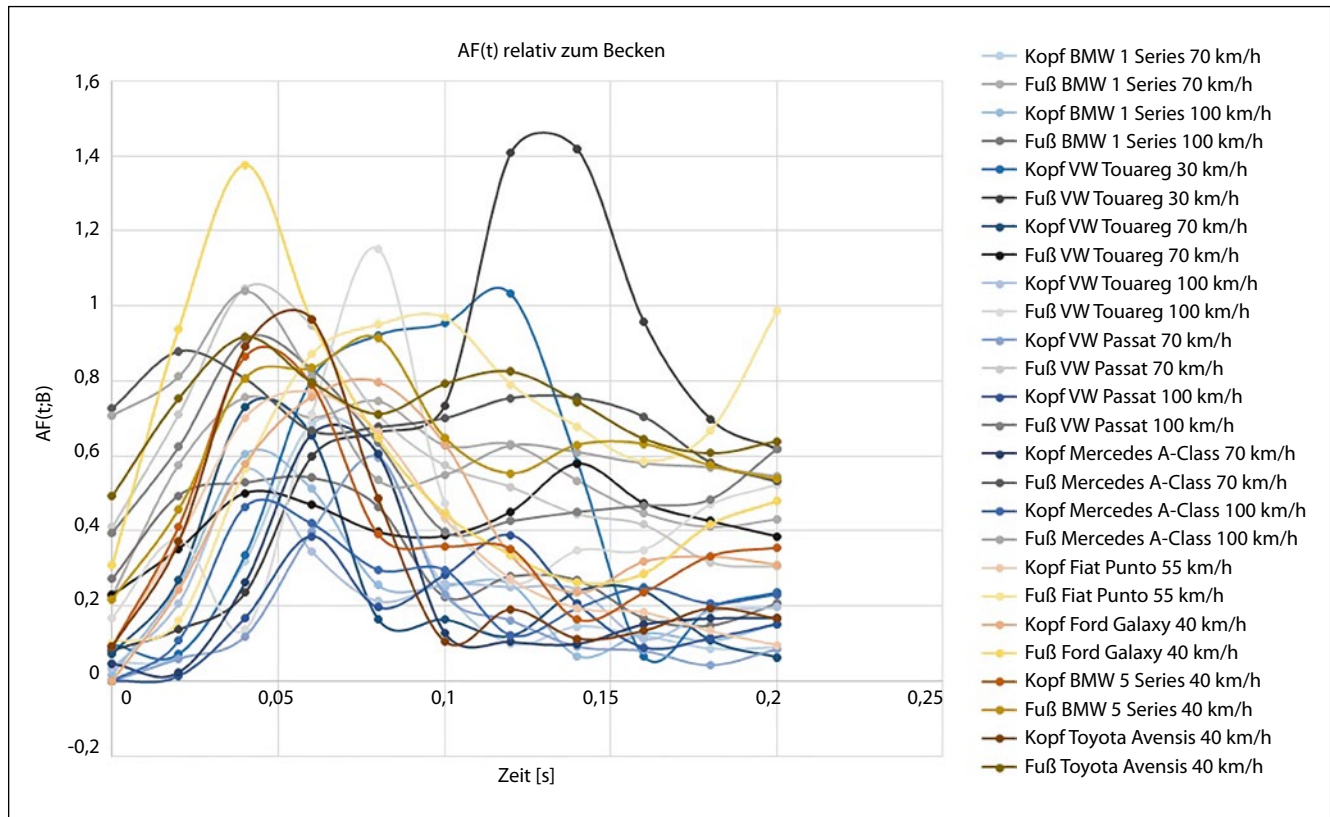


lösezeit gesenkt werden, was bedeutet, dass eine größere Verformung am Ort des Beckenaufpralls zugelassen wird. Daher könnte die lokale Steifigkeit an der Motorhaubenvorderkante ein entscheidender Faktor sein, der sowohl die Kinematik und Dynamik als auch die Verletzungsmechanismen und die Verletzungswahrscheinlichkeit des

Oberkörpers beeinflusst. Das Becken nimmt wesentlich größeren Einfluss auf den Kopf als auf die unteren Extremitäten. Auf Letztere kann das Ausmaß des Unterzieheffekts und die Höhe der Motorhaubenvorderkante einen entscheidenden Einfluss haben. Während die Geometrie der Fahrzeugfront einen geringen Einfluss auf das Verhal-

ten des Kopfs relativ zum Becken zu haben scheint, ist der Einfluss auf die unteren Extremitäten relativ zum Becken wesentlich größer. Die Variabili-

<sup>7</sup>  $AF(t;B)_F$  = Dynamischer, zeitabhängiger Anstoßfaktor des Fußes relativ zum Becken



**BILD 15:**  $AF(t)$  relativ zum Becken dargestellt über der Zeit; Blau: Kopf des Biofidel-Dummys; Grau: Fuß des Biofidel-Dummys; Orange: Kopf des Žilina-Dummys; Gold: Fuß des Žilina-Dummys

**FIGURE 15:**  $C(t)$  relative to pelvis shown over time; blue: head of Biofidel dummy; grey: foot of Biofidel dummy; orange: head of Žilina dummy; gold: foot of Žilina dummy

tät von  $AF(t;B)_F^7$  lässt sich auch durch die Anatomie des Menschen erklären. Während die Verbindung von Kopf und Becken über die eher starre Wirbelsäule erfolgt, sind die Füße mit dem Becken über die Beine verbunden; was eine größere Relativbewegung zulässt.

[3] kam bereits anhand von PMHS-Versuchen zu dem Schluss, dass die Bewegung des Beckens einen Einfluss auf die Kinematik sowohl des Oberkörpers als auch der unteren Extremitäten hat. Diese Ergebnisse rechtfertigen weitere Untersuchungen.

#### 4.5 Wurfweite

Sind sowohl die Endlage des Fußgängers als auch der Kollisionssort bekannt, kann die Wurfweite zur Bestimmung der Kollisionsgeschwindigkeit verwendet werden.

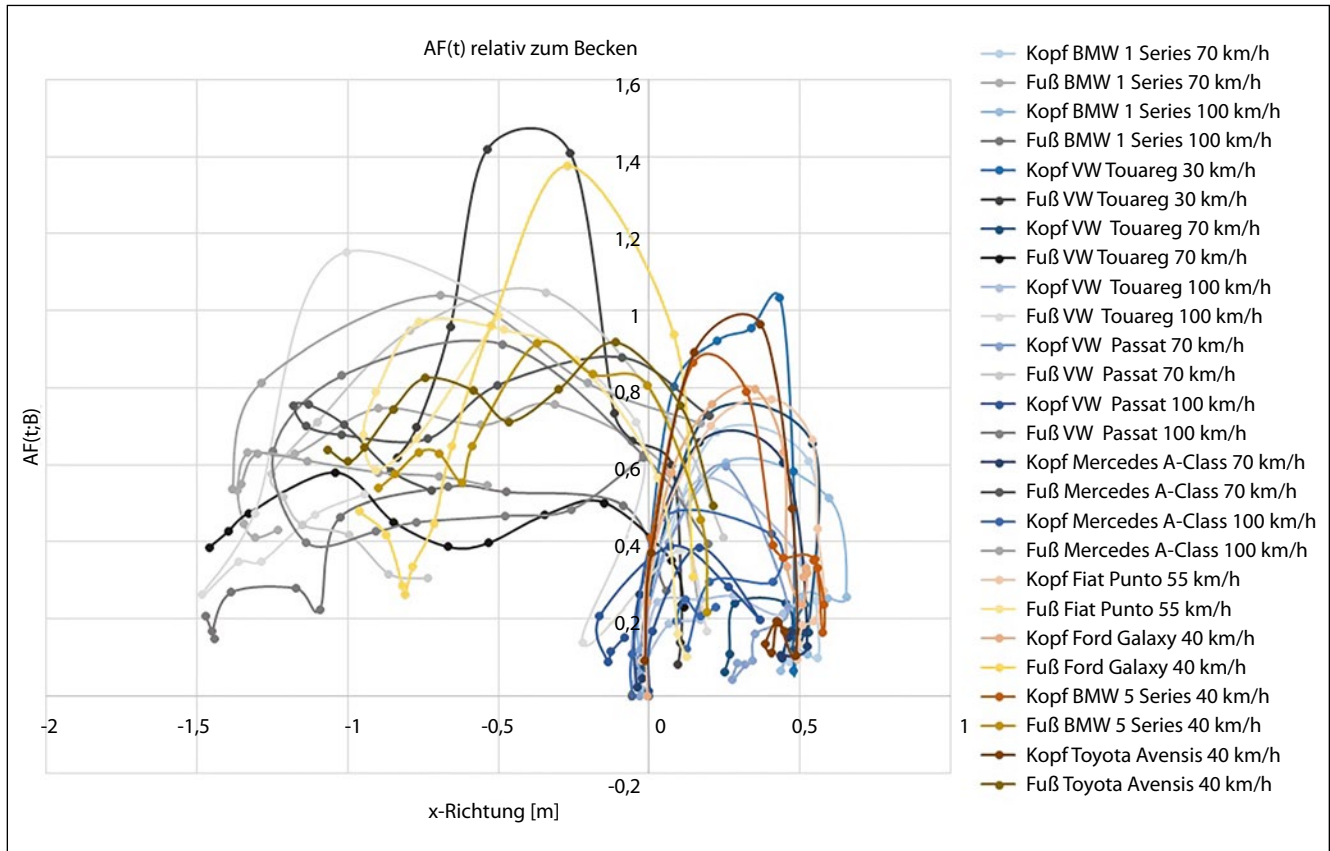
Mittels Daten aus Crashtests mit dem Žilina-Dummy sowie aus gut dokumentierten Realunfällen wurden durch

die Dekra Diagramme zu Wurfweiten erstellt. Es wurden verschiedene Wurfweitendiagramme für Voll-, Teil-, sowie Streifstoß erstellt. Beim Vollstoß wird ferner zwischen vorkollisionär und kollisionär gebremsten Kollisionen unterschieden.

Bei den vier Crashtests mit dem Biofidel-Dummy, bei denen die Bremsung bereits vor der Kollision erfolgte, lagen die Messwerte für die Wurfweiten bei zwei der Versuche innerhalb der Grenzen, bei einem Versuch lag der Wert knapp oberhalb der oberen Grenze und die vierte Wurfweite lag außerhalb dieses empirisch ermittelten Bereichs. Nach Ansicht der Dekra Unfallanalytiker liegt die Abweichung jedoch noch in einem akzeptablen Bereich. Die drei Crashtests mit dem Žilina-Dummy bei vorkollisionärer Bremsung sind ebenfalls in der Grafik dargestellt. Hier lagen zwei der drei Messwerte für die Wurfweite unterhalb der unteren Be-

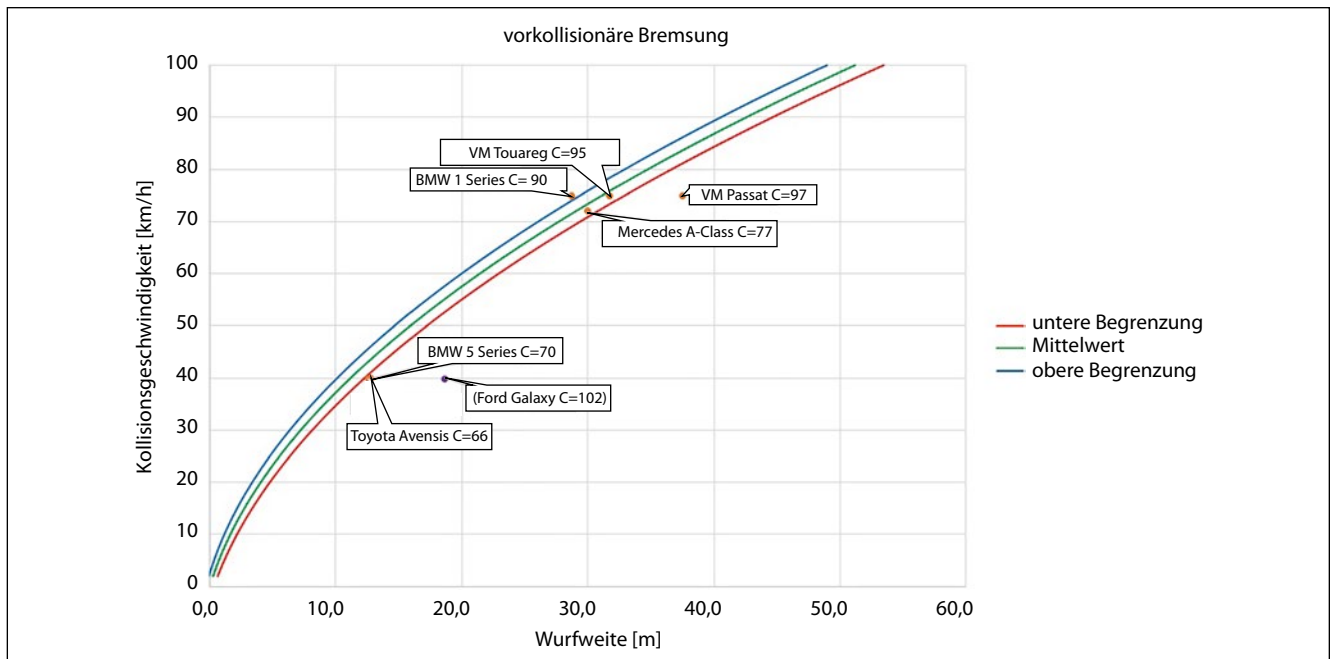
grenzung, einer befand sich außerhalb des Bereichs. Da die Abweichung zu hoch ist, wurden die Daten aus dem Unfalldatenspeicher ausgewertet. Die Daten verdeutlichen, dass die Bremsung nicht vollständig betätigt war und der ATD deshalb nicht vom Fahrzeug weggeschleudert wurde, sondern noch eine längere Zeit mit dem Pkw mitfuhr. Dies verfälschte die Wurfweite, weshalb der Versuch, der mit dem Ford Galaxy durchgeführt wurde, nicht gewertet werden darf. Das **BILD 17** zeigt die Wurfweite für vollüberdeckte und bei vorkollisionärer Bremsung durchgeführte Versuche.

Bei den Crashtests, bei denen die Bremsung des Fahrzeugs erst mit der Kollision erfolgte, können nur drei der vier durchgeführten Versuche mit dem biofidelen Dummy ausgewertet werden. Beim Crashtest wh18.27 durchdrang der Dummy die Windschutzscheibe und verhakte sich mit



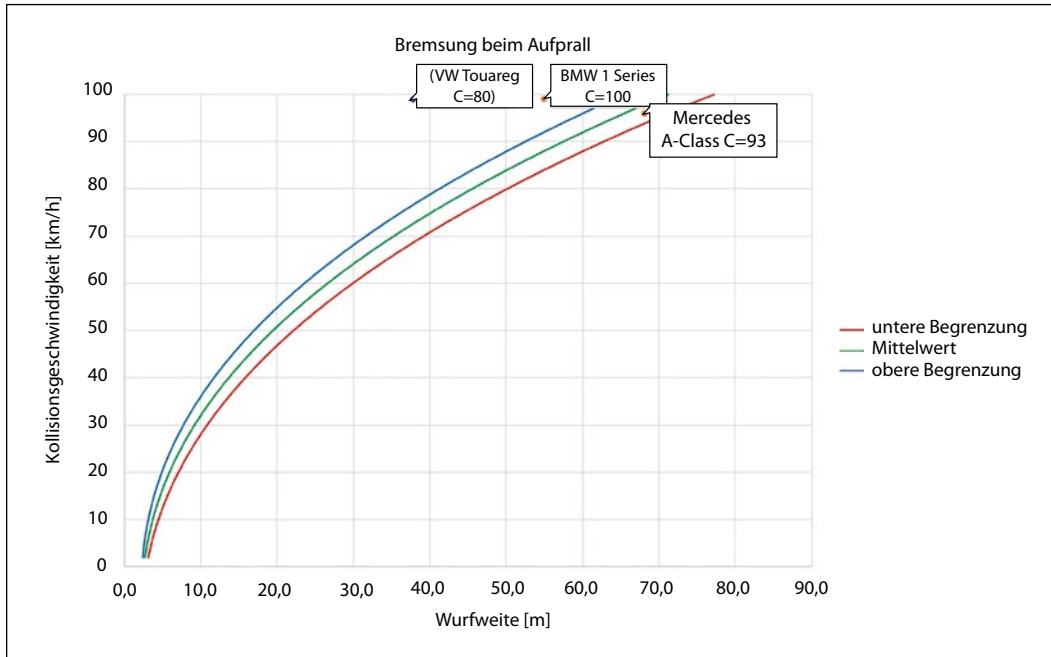
**BILD 16:** AF(t) relativ zum Becken dargestellt über der Distanz; Blau: Kopf des Biofidel-Dummys; Grau: Fuß des Biofidel-Dummys; Orange: Kopf des Žilina-Dummy; Gold: Fuß des Žilina-Dummy

**FIGURE 16:** C(t) relative to pelvis shown over distance; blue: head of Biofidel dummy; grey: foot of Biofidel dummy; orange: head of Žilina dummy; gold: foot of Žilina dummy

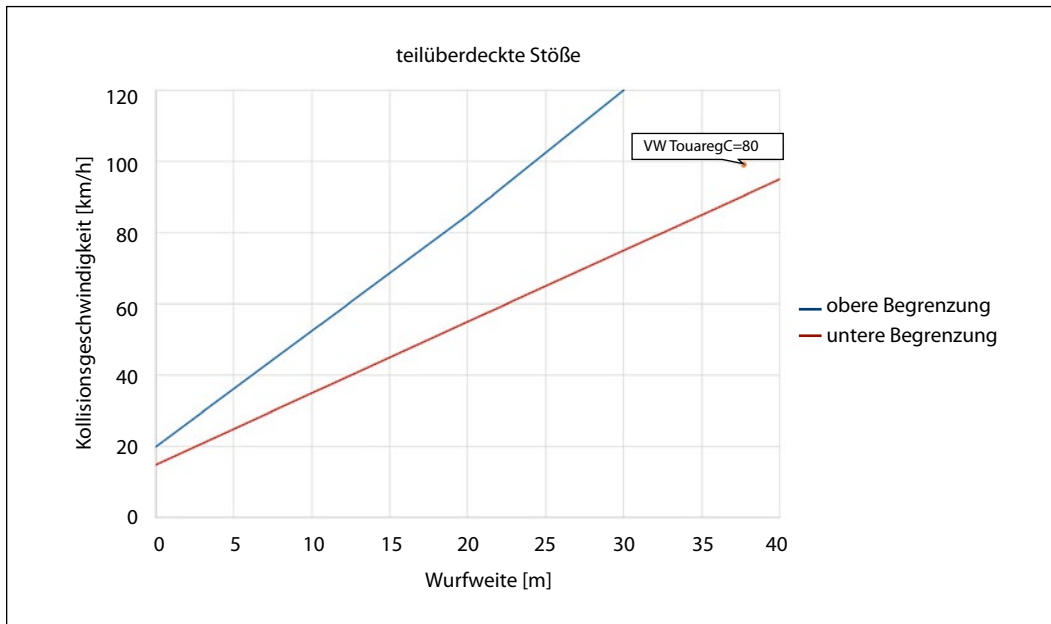


**BILD 17:** Wurfweitendiagramm für vollüberdeckte Stöße und vorkollisionäre Bremsung

**FIGURE 17:** Throw distance diagram for fully-covered impacts and pre-collision braking



**BILD 18:** Wurfweitendiagramm für vollüberdeckte Stöße und Bremsung während der Kollision  
**FIGURE 18:** Throw distance diagram for fully-covered impacts and braking during collision



**BILD 19:** Wurfweitendiagramm für teilüberdeckte Stöße  
**FIGURE 19:** Throw distance diagram for partially-covered impacts

dem Fahrzeug. Während die Messwerte zur Wurfweite für den Versuch mit der Mercedes A-Klasse innerhalb der Grenzen liegen, lagen die des Versuches mit der BMW 1er-Serie außerhalb der Grenzen, aber laut Dekra Unfallanalytikern noch in einem akzeptablen Bereich. Für den VW Touareg ist die Abweichung jedoch viel zu groß.

Bei der Auswertung von Dynamik und Kinematik wird jedoch deutlich,

dass der Dummy in diesem Versuch unmittelbar nach dem Anprall begann vom Kotflügel zu rutschen und der Anstoß damit nicht als vollüberdeckter, sondern als teilüberdeckter Stoß zu werten ist. Für einen teilüberdeckten Stoß liegt die Wurfweite hier im erwarteten Bereich.

Dennoch handelt es sich bei Crashtest wh18.25 um einen speziellen Fall, da die Anstoßkonstellation einem voll-

überdeckten Stoß gleichkommt, die Kollision selbst aber aufgrund der Kinematik und Dynamik des ATDs teilüberdeckt erfolgte. Dies kann durch die Flexibilität des Biofidel-Dummys erklärt werden. Wie auch beim Menschen, ist beim biofiden Dummy eine Torsionsbewegung des Oberkörpers relativ zum Becken möglich. Durch diese Torsionsbewegung des Oberkörpers wurde das Becken zur Seite ge-

dreht und rutschte so vom Kotflügel. Beim Žilina-Dummy sind solche Bewegungen aufgrund der starren Bauweise nicht möglich. Das **BILD 18** zeigt das Wurfweitendiagramm für vollüberdeckte Kollisionen mit Bremsvorgängen, die während des Crashes erfolgten. In **BILD 19** ist das Wurfweitendiagramm für teilüberdeckte Kollisionen zu sehen.

Es kann festgestellt werden, dass die Messwerte für die Längswurfweiten sowohl für Biofidel- als auch Žilina-Dummies im erwarteten Bereich liegen. Da die Wurfweitendiagramme aber mitunter auf Basis von Crashtests mit dem Žilina-Dummy erstellt wurden, sind diese Diagramme leicht in Richtung des Žilina-Dummy verzerrt. Dennoch sind die Ergebnisse aus den Versuchen mit dem Biofidel-Dummy

zufriedenstellend und bestätigten die Gültigkeit der Wurfweitendiagramme.

Die Fortsetzung des Beitrags mit dem 2. Teil erscheint in VKU 6/2021.

#### Literaturhinweise

- [1] M. Knappe, „Weiterentwicklung eines biofidelen Fußgänger-Dummies zur realistischen Schadenerzeugung an Fahrzeugen bei experimentellen Simulationen von PKW / Fußgängerkollisionen“, Technische Universität Berlin (Masterarbeit), 2016.
- [2] E. Kolla, T. Korbel, L. Imrich, T. Kubjatko und L. Mackovicová, „Correlation ‚impact velocity specific pedestrian injuries‘ for reconstruction of pedestrian accidents“, Proceedings of the 26th Annual Congress of the European Association for Accident Research and Analysis, 213-224., 2017.
- [3] D. Subit, J. Kerrigan, J. Crandall, K. Fukuyama, K. Yamazaki,

K. Kamiji und T. Yasuki, „Pedestrian-Vehicle Interaction: Kinematics and Injury Analysis of four full-scale Tests“, Proceedings of the 2008 IRCOBI Conference – Bern (Switzerland), 2008.

- [4] J. R. Kerrigan, D. B. Murphy, D. C. Drinkwater, C. Y. Kam, D. Bose und J. Crandall, „Kinematic Corridors for PMHS tested in full-scale Pedestrian Impact Tests“, University of Virginia Center for Applied Biomechanics, 2005.
- [5] A. Schäuble, „Analysis of Pedestrian Accidents – Correlations between Collision Parameters, Vehicle Damages and Pedestrian Injuries“, Vienna University of Technology & DEKRA (Project report), 2018.
- [6] S. Hartwig, „Personenschäden im Straßenverkehr: Unfallanalyse, Medizin und Recht“, (W. H. M. Castro, M. Becke & M. Nügel, Eds.): C. H. Beck, 2016.
- [7] G. Teresinski und R. Madro, „Knee joint injuries as a reconstructive factors in car-to-pedestrian accidents“, Forensic Science International, 124, 74-82, 2001.
- [8] G. Teresinski und R. Madro, „Pelvis and hip joint injuries as a reconstructive factors in car-to pedestrian accidents“, Forensic Science International, 124, 68-73, 2001.

#### **The biomechanical validation of a new biofidelity dummy**

*In order to achieve the most realistic results possible in the reconstruction of pedestrian-vehicle accidents, a new biofidelity dummy was developed. The aim of the work presented here was the biomechanical validation of the biofidel properties of this crash test dummy, also called Anthropomorphic Test Device (ATD). For this purpose, nine crash tests were carried out with the Biofidel dummy. The test results were compared with four previous crash tests with the Žilina dummy, with cadaver tests and 21 real accidents.*

*The trajectories of both ATDs were calculated and compared with those of the cadaver tests, and it was found that much more realistic results could be obtained with the Biofidel dummy than with the Žilina dummy. The damage to the vehicle fronts caused by the two dummies and in real accidents was compared, as realistic damage is very important for accident reconstruction. It could be shown that the damage caused by the Biofidel dummy to the vehicle is very similar to the damage that would be caused by a pedestrian in a real accident of approximately the same severity. The Žilina dummy, on the other hand, produces much greater damage to the vehicle, which could lead to the expert assuming a collision speed that is too low in the accident reconstruction.*

*The impact factor, i. e. the ratio of the maximum pedestrian speed reached by the impact to the collision speed, was calculated for both ATDs, with similar results being obtained here with both dummies. When calculating the dynamic, time-dependent impact factor, however, differences in the kinematics and dynamics of the two dummies were found.*

*The throw distances of the two dummies were compared with throw distance diagrams, which were created with the help of data from crash tests with the Žilina dummy and from well-documented real accidents by DEKRA. The throw distances achieved with the Biofidel dummy are plausible according to this diagram.*

*Finally, the damage to the Biofidel dummy itself was analysed and transferred to injuries on the human body. These ‚injuries‘ of the Biofidel dummy were compared with the injuries of pedestrians involved in real accidents, focusing here on five specific injuries that can be used for accident reconstruction. In general, the ‚injuries‘ of the biofidel dummy were comparable to those of the pedestrians.*

#### **\* Autoren**

*Dipl.-Ing., MEng. Andreas Schäuble arbeitet in der Unfallforschung der DEKRA Automobil GmbH in Stuttgart. Dipl.-Ing., Dr. Michael Weyde ist ö. b. u. v. für Straßenverkehrsunfälle mit eigenem Sachverständigenbüro in Berlin. ::*