

SCHWERE-INDICES FÜR BRUSTKORB- UND UNTERSCHENKELVERLETZUNGEN

M. KRAMER und A. HEGER, Institut für Landverkehrsmittel der Technischen Universität Berlin, BERLIN (Deutschland)

FUSSGÄNGERVERLETZUNGEN UND DEREN BIOMECHANISCHE REPRODUKTION

GENESIS VON FUSSGÄNGERVERLETZUNGEN: Getötete Fußgänger werden am häufigsten am Kopf und an den Unterschenkeln verletzt (1)*. Betrachtet man die einzelnen Phasen eines Zusammenpralls zwischen Fahrzeug und einem Fußgänger, wird klar, warum gerade diese Verletzungen so häufig sind: Beim primären Stoß gegen das Fahrzeug werden die Unterschenkel von der ziemlich harten und unnachgiebigen Stoßstange getroffen und der hohen Stoßkräfte wegen fast immer frakturiert, (2). Dieser erste Anstoß bewirkt ein Wegschleudern der Beine, sodaß der Mensch mit Oberschenkeln und seinem Becken gegen die Kühlerverkleidung und die vordere Motorhaubenkante prallt. Dabei knickt er in der Hüfte ab und schlägt mit dem Kopf auf das obere Drittel der Motorhaube oder sogar schon auf den unteren Windschutzscheibenrahmen. Ab etwa 30 km/h Aufprallgeschwindigkeit erreichen die Stoßverzögerungen im Schädel so hohe Werte, daß Gehirnschädigungen und Schädelfrakturen fast unausweichlich sind. Nach dem Lösen vom meist stark abgebremsten Fahrzeug schlägt der Fußgänger im sogenannten Sekundärstoß auf die Fahrbahn und rutscht oft ein beträchtliches Stück über den Asphalt, sodaß Schürfwunden und Prellungen zu den durch den Stoß gegen das Fahrzeug verursachten primären Verletzungen kommen. Der erste Anstoß gegen die Unterschenkel resultiert oft in häßlichen Kniegelenksverletzungen, da die Stoßstangen etwa 42 cm über dem Boden die Beine treffen (3) und damit ziemlich genau die gleiche Höhe haben wie die Kniegelenke von Fußgängern. Trümmerbrüche der Patella, Frakturen der Condylen von Femur und Tibia oder Bänderrisse sind dann häufig. Wir haben versucht, durch dynamische Belastungen mit rigiden Stoßzylindern gegen die Unterschenkel und Kniegelenke sowie gegen die Brust von Leichen typischen Fußgängerungsverletzungen nachzuvollziehen.

EIGENE BIOMECHANISCHE UNTERSUCHUNGEN: Die Versuchsanordnung, mit der die hier genannten Ergebnisse gewonnen worden sind, ist bereits in (4) ausführlich beschrieben worden. Unsere Versuche wurden an im Krankenhaus verstorbenen Patienten durchgeführt, deren Tod nicht mehr als drei Tage zurücklag. Die Altersverteilung dieser Personengruppe weist zwar auf eine starke Überalterung hin, Bild 1, stimmt aber recht gut mit dem Altersaufbau der 1972 in Berlin (West) getöteten Fußgänger überein. Auch das Durchschnittsalter beider Gruppen ist mit 68,8 Jahren identisch. Die Mittelwerte von Körpergröße und Gewicht der Leichen betragen 1,62 m und 53,5 kg; ähnliche Werte - nämlich 1,62 m (5) bzw. 1,64 m und 69 kg Gewicht (3) sind aus Verkehrsunfallanalysen bekannt.

ERTRÄGLICHKEITSGRENZEN FÜR STOSSBELASTUNGEN

ERTRÄGLICHE UNTERSCHENKELBELASTUNGEN: Die stark herabgesetzte Knochenfestigkeit vor allem älterer Menschen erlaubt nicht, Verletzungsfreiheit bei einem Unfall zu fordern; denn das würde zu unrealistisch niedrigen zulässigen Belastungswerten führen. Wir haben daher als kritische Grenze für noch erträgliche Verletzungen solche vom Schweregrad 2 definiert, das sind etwa glatte Querfrakturen der langen Knochen ohne Dislokationen oder größere Verstauchungen in

*) Zahlen in Klammern verweisen auf die Literaturangaben am Schluß.

den Gelenken. Zur Quantisierung der Verletzungen haben wir eine leicht verkürzte dem "NATO-Collision Analysis Report

schwere der den Leichen zugefügten Verletzte AIS-Skala verwendet, Tabelle 1, die aus Form (5) abgeleitet worden war.

Tabelle 1 - Verletzungsskala zur Einstufung von Unterschenkelverletzungen

Schweregrad	Verletzungsschwere	Verletzungen
0	nicht verletzt	keine
1	leicht verletzt	kleinere Verstauchungen und Prellungen, Brüche oder Verrenkungen an Zehen
2	mäßig verletzt	einfache Querbrüche der langen Knochen ohne Dislokation, größere Verstauchungen
3	schwer, aber nicht lebensgefährlich verletzt	Querfrakturen mit Dislokationen, offene Querfrakturen, Längs- und Splitterbrüche ohne Dislokationen, glatte Querfrakturen von Tibia und Fibula beider Beine
4	lebensgefährlich verletzt, Überleben wahrscheinlich	mehrfach geschlossene Frakturen mit Dislokationen, offene Frakturen beider Beine

Tabelle 2 - Verletzungsskala zur Einstufung von Brustkorbverletzungen

Schweregrad	Verletzungsschwere	Verletzungen
0	nicht verletzt	keine
1	leicht verletzt	Abschürfungen und Prellungen, leichte Stauchungen
2	mäßig verletzt	Ausgedehnte Stauchungen, einzelne Rippen- oder Sternumfrakturen, größere Prellungen des Brustkorbes ohne Pneumothorax
3	schwer, aber nicht lebensgefährlich verletzt	Rippenserienfrakturen ohne Behinderungen der Atemwege, Pneumothorax, RiB des Zwerchfelles, Contusio der Lunge, Milz oder Leber
4	lebensgefährlich verletzt, Überleben wahrscheinlich	offene Brustwunden, RiBwunden an Milz, Leber und Nieren, Pneumomediastinum, Contusio myocardialis

Wegen der großen Streuungen der Knochen- und Gewebefestigkeit (z.B. des unterschiedlichen Grades von Osteoporose wegen) kann man keine exakten Belastungsgrenzen für den Individualfall angeben, ab denen eine Verletzung unerträglich würde. Aber es ist möglich und führt zu ziemlich gut vergleichbaren Werten, als Grenzbelastungen die Werte von Aufprallgeschwindigkeit und Stoßkräften anzusehen, bei denen mindestens 50% der untersuchten Leichen eine Beinfraktur vom Schweregrad 2 davontrugen, Bild 2. Die so ermittelten kritischen Belastungsgrenzen für Tibiafrakturen sind in Tabelle 3 zusammengestellt:

Tabelle 3 - Kritische Belastungsgrenzen für Unterschenkelfrakturen für 50% der Probanden:

Aufprallgeschwindigkeit	v = 6,5 m/s
Stoßverzögerung	a = 17 g
Stoßkraft	F = 4300 N

ERTRÄGLICHE BRUSTBELASTUNGEN: Auch die Schwere von Brustkorbverletzungen ist nach einer von uns leicht modifizierten AIS-Skala bestimmt worden, Tabelle 2. Für die Schwere des Traumas sind meist weniger die Rippenfrakturen selbst als vielmehr die begleitenden Verletzungen an der intercostalen Muskulatur und den Gefäßen, der costalen Pleura und den inneren Organen bestimmend. Liegt der Stoßort unterhalb des sechsten Rippenbogens, kommt es schon bei geringen Aufprallgeschwindigkeiten (ab 4 m/s) zu Verletzungen von Leber, Milz und Nieren. Bei höheren Versuchsgeschwindigkeiten spießen die durch Biegung frakturierten Rippen mit ihren nach innen gerichteten Bruchenden die costale Pleura auf und reißen sie zum Teil mehrere Zentimeter tief ein. Verletzungen der grossen Gefäße waren allerdings erst bei sehr hohen Aufprallgeschwindigkeiten ab 8 m/s zu beobachten; der Grund mag vor allem im fehlenden Gefäßtonus der Leichen

zu suchen sein. BUROW et al.(6) zeigten, daß man die Gefährdung des von einem Stoß gegen den Brustkorb Betroffenen recht gut durch vier leicht unterscheidbare Merkmale charakterisieren kann, nämlich das Alter, die Konstitution und das Geschlecht, den Muskel- und Ernährungszustand sowie durch ein möglicherweise vorhandenes, die Knochenfestigkeit beeinträchtigendes Leiden (etwa Osteoporose).

Die schwersten Verletzungen traten immer dann ein, wenn diese vier Merkmale besonders ungünstig ausgeprägt waren, also sehr hohes Alter, weiblich und zierliche Konstitution, stark reduzierter Muskel- und Ernährungszustand und eine weit fortgeschrittene Osteoporose zusammentrafen. Rippenserienfrakturen traten hier bereits am 4 m/s Aufprallgeschwindigkeit auf, ab 6.5 m/s besteht für diese Gruppe eine sehr hohe Wahrscheinlichkeit, lebensgefährliche oder sogar tödliche Brustkorbverletzungen davonzutragen, Bild 3. Weisen dagegen die vier Merkmale günstige Werte auf (jung, kräftig, ohne Osteoporose und gut genährt), beginnt erst ab 6 m/s Aufpralltempo das Risiko einzelner Rippenfrakturen.

MATRIX DER MERKMALSGRUPPEN (zu Bild 3)

M e r k m a l	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3	Gruppe 4
ALTER (Durchschnitt)	>75 (80)	<60 (55)	>30 (35)	<30
STATUR, Knochenbau	zierlich	normal	normal	kräftig
Geschlecht	weiblich	weiblich	männlich	männlich
ERNÄHRUNGS- und MUSKELZUSTAND	stark reduziert	reduziert	normal	adipös
OSTEOPOROSE	schwere	mittlere	leichte	keine

Einzelne Rippenfrakturen ohne Organverletzungen stellen noch keine schweren Brustverletzungen dar, Serienfrakturen dagegen bedingen immer auch das Risiko einer Instabilität des gesamten Brustkorbes und damit von Organverletzungen. Die Grenze zwischen einzelnen Rippenfrakturen und Rippenserienfrakturen stellt demnach die Scheidelinie zwischen noch eben erträglichen und schon unerträglich schweren Brustverletzungen dar. In der Mehrzahl der Fälle wurde diese Grenze bei 5.5 m/s Aufprallgeschwindigkeit erreicht, die Stoßbelastungen betragen im Mittel 2000 N. Diese Werte decken sich einigermaßen mit den Beobachtungen von KROELL (7), der für den Schweregrad 2 eine Stoßbelastung im Mittel von 1780 N gefunden hat. Die bei 5.5 m/s Aufpralltempo gemessenen mittleren Stoßverzögerungen am Brustkorb betragen im Durchschnitt 10 g ($1g=9.8066m\ m/s^2$).

KRITERIEN ZUR BERECHNUNG DER VERLETZUNGSSCHWERE AUS DEN STOSSENERGIEN

SCHWERE-INDEX FÜR UNTERSCHENKELVERLETZUNGEN, SI_L: Bild 4 zeigt den Schweregrad der eingetretenen Verletzungen als Funktion der aufgebrachtten kinetischen Energien; die für biomechanische Untersuchungen typische breite Streuung kommt durch die Verschiedenheit des biologischen Materials zustande. Die Belastbarkeit eines Knochens ist unter anderem abhängig von seinen Abmessungen und seiner Zusammensetzung. Da diese Parameter in weiten Bereichen variieren, kann die Widerstandsfähigkeit des Knochen sehr stark streuen.

Wegen der großen Streubreite kann nun nur noch mit statistischen Methoden ein funktionaler Zusammenhang unter den Meßwerten erkannt werden. Wenn der Energiebetrag zur Erzeugung einer bestimmten Verletzungsschwere konstant ist, lassen sich Mittelwerte der Stoßenergien für die einzelnen Schweregrade bilden (sog. Klassenschwerpunkte) und die Vertrauensintervalle angeben, innerhalb derer der Klassenschwerpunkt mit einer gewissen statistischen Sicherheit liegen muß. Wir wählten aus Gründen der Allgemeingültigkeit eine statistische Sicherheit von 90%. Zahlenangaben über die Mittelwerte der Stoßenergien und deren Vertrauensbereiche für die einzelnen Verletzungsgrade sind in Tabelle 4 zusammengestellt.

Für den Schweregrad 4 lagen nur drei auswertbare Fälle vor; dieser geringen Zahl wegen ist der Vertrauensbereich unverhältnismäßig weit und der Mit-

telwert selber nur wenig genau. Daher wurde er auch nicht mit in die Regressionsrechnung einbezogen.

Tabelle 4 - Mittelwerte der Stoßenergien bei Unterschenkelverletzungen

Schweregrad AIS	Anzahl der Fälle	Mittelwert der Stoßenergien mit Vertrauensgrenzen (90% statist. Sicherheit) Nm
1	42	103.226 ± 7.391
2	15	136.967 ± 23.358
3	11	153.636 ± 21.963
4	3	109.833 ± 45.75
2.5	167	131.276 ± 14.828

Regressionskoeffizient: 0.0191 AIS/Nm
Korrelationskoeffizient 0.9814

Tabelle 5 - Mittelwerte der Stoßenergien bei Brustkorbverletzungen

Schweregrad AIS	Anzahl der Fälle	Mittelwert der Stoßenergie mit Vertrauensgrenzen (90% Sicherheit) Nm
1	8	146.713 ± 44.139
2	133	134.235 ± 7.978
3	25	165.84 ± 24.067
4	9	188.4 ± 47.633
2.5	167	149.284 ± 34.328

Regressionskoeffizient: 0.0184 AIS/Nm
Korrelationskoeffizient 0.9982

Geht man von der Annahme eines linearen Energiezuwachses E mit steigender Verletzungsschwere SG aus, kann man nun durch die Klassenschwerpunkte eine Regressionsgerade nach der Methode der kleinsten Fehlerquadrate legen. Sie ist im Diagramm, Bild 4, dick eingezeichnet und hat die Gleichung:

$$(1) \quad SG = 0.0191 \frac{AIS}{Nm} \cdot E - 3.0166$$

Das Steigungsmaß dieser Geraden, der Regressionskoeffizient, ist $m = 0.0191 \frac{AIS}{Nm}$. Die Rechnung zeigt eine überraschend hohe Korrelation zwischen Schweregrad und aufgebrachtener Stoßenergie, der Korrelationskoeffizient beträgt $r = 0.982$; zwischen Verletzungsschwere und Stoßenergie besteht also eine nahezu vollständige lineare Abhängigkeit - und damit ist die Annahme eines linearen Zuwachses der Verletzungsschwere mit der Stoßenergie zumindest im betrachteten Bereich zwischen den Schweregraden 1 und 3 durch die Regressionsanalyse erhärtet worden. Mit der genannten statistischen Sicherheit von $S = 90\%$ lassen sich nun ebenfalls Vertrauensgrenzen für den Mittelpunkt der Regressionsgeraden und den Regressionskoeffizienten definieren. Im Diagramm ist dieser einer Garnspule ähnelnde Bereich schraffiert, um zu verdeutlichen, daß er stets innerhalb der Konfidenzbereiche der einzelnen Mittelwerte (der Klassenschwerpunkte) liegt.

Die Regressionsanalyse besagt nun nicht, daß die gefundene Gerade die einzig mögliche Regression zwischen dem Schweregrad der Verletzungen und der Stoßenergie sein muß, wohl aber, daß sie den bestmöglichen (d.h. mit dem geringsten Fehler behafteten) linearen Zusammenhang zwischen Aufprallenergie und Verletzungsschwere widerspiegelt. Zur bequemeren Anwendung wird der Regressionskoeffizient noch durch einen echten Bruch ersetzt und der aus der Stoßenergie E zu berechnende Zahlenwert Schwere-Index (SI_L) genannt (Index L steht für "legs"):

$$(2) \quad SI_L = \frac{1}{52 Nm} \cdot E - 3$$

Dieser Schwereindex hat die gleiche Dimension wie die zugrunde liegende Verletzungsskala, aber die Methode hängt natürlich nicht von der Verwendung einer bestimmten Schwereindexskala ab.

Um die Wirksamkeit dieses die Stoßenergie mit der Verletzungsschwere verknüpfenden Kriteriums zu überprüfen, haben wir für alle Tests die Aufprallenergie berechnet, daraus SI_L bestimmt und der durch die Sektion festgestellten Verletzungsschwere gegenübergestellt, Bild 5. Zwar streuen die Einzelwerte wiederum sehr stark, durch Bestimmung der Mittelwerte und des mittleren quadratischen Fehlers kann aber die Gültigkeit der Verknüpfung verdeutlicht werden. Die Ausgleichsgerade hat eine Steigung von 45° und wird von den Bereichen des mitt-

leren quadratischen Fehlers der Mittelwerte überdeckt. Die größere Abweichung beim Schweregrad 0 ist auf die Einteilung der Verletzungsskala zurückzuführen; zwischen 0 (= nicht verletzt) und 1 (= leicht verletzt) wird nur sehr groß differenziert, der Schwereindex SI_L kann aber auch Zwischenwerte annehmen.

SCHWERE-INDEX FÜR BRUSTVERLETZUNGEN (SI_{Ch}): Die gleiche Methode, wie sie zur Ermittlung eines Schwerekriteriums beim Stoß gegen die Unterschenkel angewendet wurde, läßt sich natürlich auch auf den Stoß gegen die Brust und die Bestimmung des Schweregrades der Verletzungen dabei übertragen. In Bild 6 sind die einzelnen Werte der in der Sektion bestimmten Verletzungsschwere über der Stoßenergie aufgetragen worden. Wir haben, und die Rechnung für das Beinkriterium bestätigt dies, wiederum unterstellt, daß zur Erhöhung der Verletzungsschwere um einen AIS-Grad ein konstanter Betrag an kinetischer Energie zugeführt werden muß. Wieder wurden die Klassenschwerpunkte für die einzelnen Verletzungsgrade ermittelt, Tabelle 5.

Wegen der gerade bei Brustverletzungen schwierigen Abgrenzung des Schweregrades 1 gegenüber 2 und der geringen Anzahl beim Schweregrad 1 wurden für die Regressionsrechnung nur die Schwerepunkte der Schweregrade 2 bis 4 berücksichtigt. Dies ist zulässig, wenn man auf der Suche nach einem linearen Zusammenhang den Schwerpunkt wegläßt, der am weitesten von der Regressionsgeraden entfernt zu sein scheint, um so den Grad der Korrelation zu erhöhen.

Die Regressionsanalyse gab einen Regressionskoeffizienten von 0.0184 und ein Korrelationsmaß von $r = 0.998$. Im Bereich der Verletzungsschweregrade 2 bis 4 besteht eine nahezu vollständige lineare Abhängigkeit zwischen Verletzungsschwere SG und Stoßenergie E. Die Regressionsgerade hat die Gleichung:

$$(3) \quad SG = 0.0184 \frac{\text{AIS}}{\text{Nm}} \cdot E - 2.992$$

Näherungsweise ist $0.0184 = (1/54)$, damit erhält man als Gleichung für den Schwere-Index für Brustverletzungen SI_{Ch} (Index Ch steht für "chest"):

$$(4) \quad SI_{Ch} = \frac{1}{54} \frac{\text{AIS}}{\text{Nm}} \cdot E - 3$$

Es ist unschwer zu sehen, daß die Regressionsgleichung (3) nahezu identisch ist mit derjenigen für die Verletzungsschwere der Beine, Gl. (1). Vermutlich sind Unterschenkel und Brustkorb fast gleich widerstandsfähig gegen mechanische Stoßbelastungen; die über der Tibia fehlende Weichteilbedeckung mag ein Grund sein, daß zur Erhöhung des Verletzungsgrades um eine Einheit zwei Newtonmeter weniger Energie nötig sind als beim Stoß gegen die Brust.

Die sehr hohen Korrelationskoeffizienten ($r = 0.982$ bzw. $r = 0.998$) zwischen aufgebrachtener Stoßenergie und der Schwere eingetretener Verletzungen sowohl für den Beinstoß als auch für Stöße gegen den Brustkorb lassen den Schluß zu, daß die Stoßenergie gut zur Beurteilung und Beschreibung der Verletzungsschwere geeignet ist. Daraus kann man umgekehrt folgern, daß weder Stoßkräfte noch -Verzögerungen für sich genommen - auch wenn sie gewichtet oder potenziert werden - ein Maß für die Bestimmung der Verletzungsschwere sein können.

ÜBERTRAGUNG DER SCHWERE-INDICES AUF UNFALL-SIMULATIONSVERSUCHE MIT DUMMIES

Will man die Wirkungen der Stoßkräfte und Beschleunigungen im Dummyversuch mit denen im menschlichen Körper vergleichen, muß man sich natürlich auf vergleichbare mechanische Größen beziehen, und das sind die tatsächlich während des Stoßes umgesetzte Energien. Beim relativ schwachen menschlichen Körper werden sie fast vollständig in Deformationsarbeit umgewandelt, wenn Knochen brechen, Sehnen und Muskeln reißen oder das Gewebe innerer Organe zerstört wird; beim Dummy dagegen beschleunigen die Stoßenergien die Brust, die Beine oder den

Kopf, und nur die in diesen Körperteilen eingebauten Meßinstrumente geben Auskunft über die einwirkenden Kräfte.

LINEARER VERLETZUNGS-SCHWERE-INDEX AUS KRAFT- UND VERZÖGERUNGSMESSUNGEN:

Die zur Beschleunigung $a(t)$ eines Dummy-Teiles mit der Masse m_D aufzuwendende Arbeit der Stoßkraft $F(t)$ beträgt pro Zeiteinheit:

$$(5) \quad \frac{dE}{dt} = F(t) \cdot \int a(t) dt = m_D \cdot a(t) \cdot \int a(t) dt$$

Der Ausdruck $a(t) \cdot \int a(t) dt$ läßt sich umformen: Differenziert man

$$\left(\int a(t) dt \right)^2 \text{ erhält man } 2 \cdot \int a(t) dt \cdot \frac{d}{dt} \left(\int a(t) dt \right) = 2 a(t) \cdot \int a(t) dt$$

$$\text{und analog dazu: } \frac{d}{dt} \left(\int F(t) dt \right)^2 = 2 F(t) \cdot \int F(t) dt.$$

Dies in Gl. (5) eingesetzt und integriert führt zu den beiden identischen Formen:

$$(6.1) \quad E = - \frac{m_D}{2} \left(\int a(t) dt \right)^2 \quad \text{und auf}$$

$$(6.2) \quad E = - \frac{1}{2 \cdot m_D} \cdot \left(\int F(t) dt \right)^2.$$

Deformationsarbeit ist aufgenommene Energie, sie muß also dem Betrage nach gleich groß sein, aber entgegengesetztes Vorzeichen wie die kinetische Energie haben. Für die Deformationsarbeit A erhält man dann:

$$(7.1) \quad A = \frac{m_D}{2} \left(\int a(t) dt \right)^2 \quad \text{und analog}$$

$$(7.2) \quad A = \frac{1}{2 \cdot m_D} \left(\int F(t) dt \right)^2.$$

Wenn die Schwere der Verletzungen proportional zur aufgebrauchten Stoßenergie im Leichenversuch ist, dann würde die im Dummyversuch gemessene Beschleunigungsarbeit natürlich in einem wirklichen Unfall entsprechend schwere Verletzungen verursachen, d.h. der Schwereindex SI ist proportional der aufgenommenen und in Deformationsarbeit umgewandelten kinetischen Energie

$$(8) \quad SI = C (A - A_0).$$

$$(8.1) \quad SI = C \left(\frac{m_D}{2} \left(\int a(t) dt \right)^2 - A_0 \right)$$

$$(8.2) \quad SI = C \left(\frac{1}{2 \cdot m_D} \cdot \left(\int F(t) dt \right)^2 - A_0 \right)$$

Diese beiden Gleichungen bilden also die Grundformen eines die Verletzungsschwere aus Messungen im Dummy beschreibenden Kriteriums, wobei stillschweigend vorausgesetzt wird, daß sich Leichen und lebende Menschen nicht unterscheiden, was Verletzbarkeit von Knochen und Organen anbetrifft. A_0 ist die Mindestenergie (unter der Annahme eines linearen Anstieges der Verletzungsschwere mit der Stoßenergie); sie muß erst einmal aufgebracht sein, um überhaupt eine quantifizierbare Verletzung zu erzeugen.

Das Steigungsmaß C und die additive Konstante $C \cdot A_0$ müssen natürlich mit den entsprechenden Gliedern aus den Definitionsgleichungen für die Schwere-Indices übereinstimmen:

$$C_{Ch} = \frac{1}{54} \cdot \frac{AIS}{Nm}; \quad C_L = \frac{1}{52} \cdot \frac{AIS}{Nm} \quad \text{und} \quad C \cdot A_0 = 3$$

Für einen 50-Perzentil Dummy betragen die Brustmasse $m_D = 30$ kg und die Beinmasse etwa $m_L = 10$ kg. Damit lassen sich die Gleichungen (8.1) und (8.2) etwas handlicher schreiben und gleich für den Bruststoß bzw. den Stoß gegen die Beine auflösen, Tabelle 6.

Tabelle 6 - Schwere-Indices für Brust- und Unterschenkelverletzungen

Formel	einzusetzende Meßgröße	
$SI_L = \frac{1}{52 \text{ Nm}} \cdot E - 3$	E	Stoßenergie, Beine
$SI_{Ch} = \frac{1}{54 \text{ Nm}} \cdot E - 3$	E	Stoßenergie, Brust
$SI_{Ch} = \frac{30}{108 \text{ Nm}} \left(\int a_{Ch}(t) dt \right)^2 - 3$	$a_{Ch}(t)$	res. Brustverzögerung
$SI_{Ch} = \frac{1}{3240 \text{ kgNm}} \left(\int F_{Ch}(t) dt \right)^2 - 3$	$F_{Ch}(t)$	res. Stoßkraft gegen die Brust
$SI_L = \frac{10}{104 \text{ Nm}} \left(\int a_L(t) dt \right)^2 - 3$	$a_L(t)$	res. Beinverzögerung
$SI_L = \frac{1}{1040 \text{ kgNm}} \left(\int F_L(t) dt \right)^2 - 3$	$F_L(t)$	res. Stoßkraft gegen die Unterschenkel

ERWEITERUNG DES LINEAREN KRITERIUMS FÜR UNTERSCHENKELFRAKTUREN: Diese Formeln aus Tabelle 6 gelten nur innerhalb ihrer Definitionsgrenzen, d.h. zwischen den Schweregradklassen 1-3, höchstens 4. Ihre Anwendung darüberhinaus würde zu offenbar unsinnigen Ergebnissen führen. Schon der Schweregrad 5 bedeutet tödliche Verletzungen, und die träten bereits nach etwas mehr als 400 Nm Aufprallenergie ein (zwar stirbt jeder 20. getötete Fußgänger an Unterschenkelfrakturen, doch offenbar nur einmal); ebenso würden Stoßenergien unter 150 Nm zu negativen Verletzungsschweren führen. Das Kriterium für Unterschenkelverletzungen muß also an gewisse Grenzbedingungen angepasst werden. Legt man eine hyperbolische Tangenskurve so über das lineare Schwerekriterium, daß in dessen Gültigkeitsbereich beide Kurven zusammenfallen oder doch nur geringfügig abweichen, erzielt man offenbar den gewünschten Effekt, weder Schweregrade über fünf noch unter Null ausrechnen zu können. Diese Funktion hat die allgemeine Form

$$(9) \quad SI'_L = a \cdot \left(\tanh \left(\frac{E - E'}{m} \right) + 1 \right). \quad \text{Aus der Bedingung } \lim_{E \rightarrow \infty} SI'_L = 5 \text{ folgt}$$

sofort $a = 2,5$. E' ist die Stoßenergie für $SI'_L = 2,5$ und m ein Maßstabsfaktor; beide Zahlen müssen aus der geforderten Übereinstimmung mit dem linearen Schwere-Index berechnet werden. Da die \tanh -Funktion natürlich nicht exakt linear verläuft, muß man ein mittleres m durch eine Ausgleichsrechnung finden: E' und m haben folgende Werte: $E' = 286 \text{ Nm}$ und $m = 120,4 \text{ Nm}$. Damit kann der Schwere-Index für Unterschenkelverletzungen auch für sehr große und sehr kleine Stoßenergie nach folgender Gleichung bestimmt werden:

$$(10) \quad SI'_L = 2,5 \left(\tanh \left(\frac{E - 286 \text{ Nm}}{120,4 \text{ Nm}} \right) + 1 \right).$$

Die Abweichungen vom linearen Maß betragen + 7% (Schweregrad 1) und - 2% (Grad 4), Bild 7.

ZUSAMMENFASSUNG

Aus den Ergebnissen früherer Leichenversuche wurden Erträglichkeitsgrenzen für Bein- und Brustverletzungen definiert. Es zeigte sich, daß bei gleich hohen Belastungen gegen den Brustkorb und die unteren Extremitäten auch etwa gleich schwere Verletzungen eintreten. Mit Hilfe der Regressionsanalyse wurde

nachgewiesen, daß für leichte bis schwere Verletzungen der Schweregrad proportional zur Stoßenergie ist. Aus diesem Zusammenhang wurde eine Formel zur Berechnung der Verletzungsschwere entwickelt und gleichzeitig ihre Übertragung auf Unfallsimulationsversuche mit Dummies dargestellt. Für diesen Anwendungsfall wurde das gefundene lineare Schwerekriterium so abgewandelt, daß aus den Messungen von Stoßverzögerungen im Dummy oder den Stoßkräften die Berechnung des Schweregrades von Verletzungen ermöglicht wird, die in Leichenversuchen unter adäquaten Belastungen eingetreten sind.

LITERATURANGABEN

- (1) KAMIYAMA, S., R. Käppner und G. Schmidt: Verletzungskombinationen bei tödlichen Verkehrsunfällen, Monatschr. Unfallheilkunde, 74 (1971), S. 10-30.
- (2) FISCHER, A.J. und R.R. Hall: The Relationship Between Injuries to Pedestrians and Frontal Design of Motor Vehicles Involved in Collision with Pedestrians, Part II. Dep. of Motor Transport, New South Wales, Australia, August 1970.
- (3) STÜRTZ, G., E. Suren, L. Gotzen und K. Richter: Analyse von Bewegungsablauf, Verletzungsursache, -schwere und -folge bei Fußgängerunfällen mit Kindern. Proc. IRCOBI, Lyon, September 1974.
- (4) KRAMER, M., K. Burow und A. Heger: Fracture Mechanism of Lower Legs Under Impact Loads. Proc. 17th Stapp Car Crash Conf., Oklahoma, 1973, SAE 730966.
- (5) TARRIERE, C.; G. Stcherbatscheff, P. Duclas und A. Fayon: The Influence of the Shape of the Vehicle on the Severeness of Pedestrian Injuries. 3rd Int. Conf. on Autom. Safety, 1974.
- (6) NATO-Committee on the Challenges of Modern Society: Pilot Study on Road Safety, Collision Analysis Report Form. Dep. Transportation, Washington DC., Dezember 1971.
- (7) BUROW, K. und M. Kramer: Experimentelle Untersuchungen über die Art und Schwere von Frakturen am Brustkorb. Proc. IRCOBI, Amsterdam, Juni 1973.
- (8) KROELL, Ch.K., D.C. Schneider und A.M. Nahum: Impact Tolerance and Response of the Human Thorax II. Proc. 18th Stapp Car Crash Conf., 1974, SAE 741187.

ABBILDUNGEN

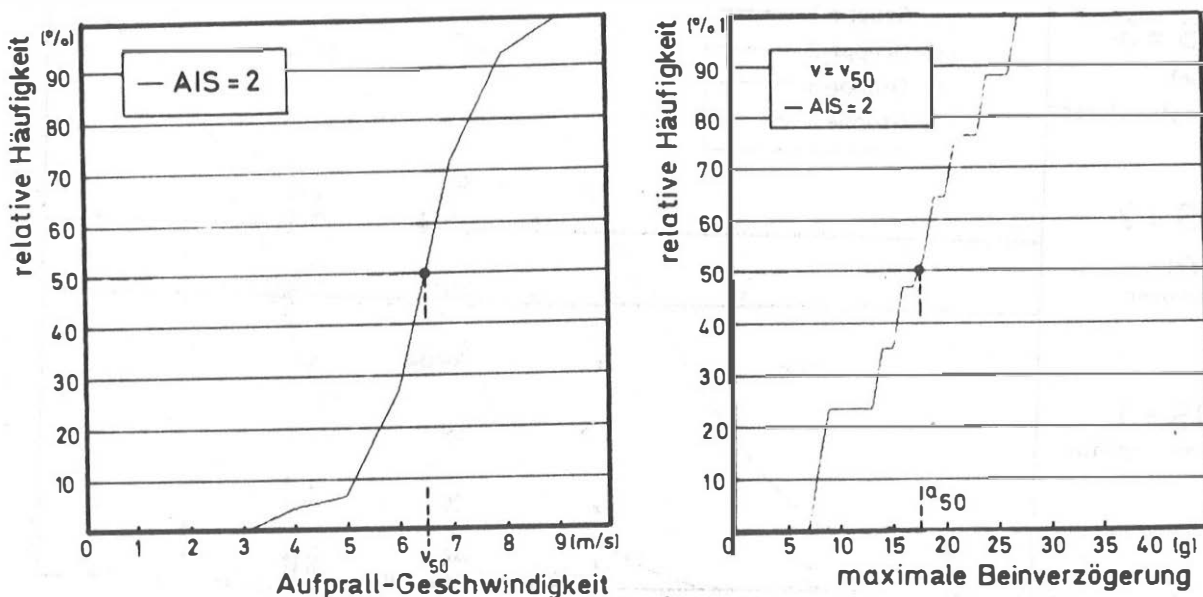
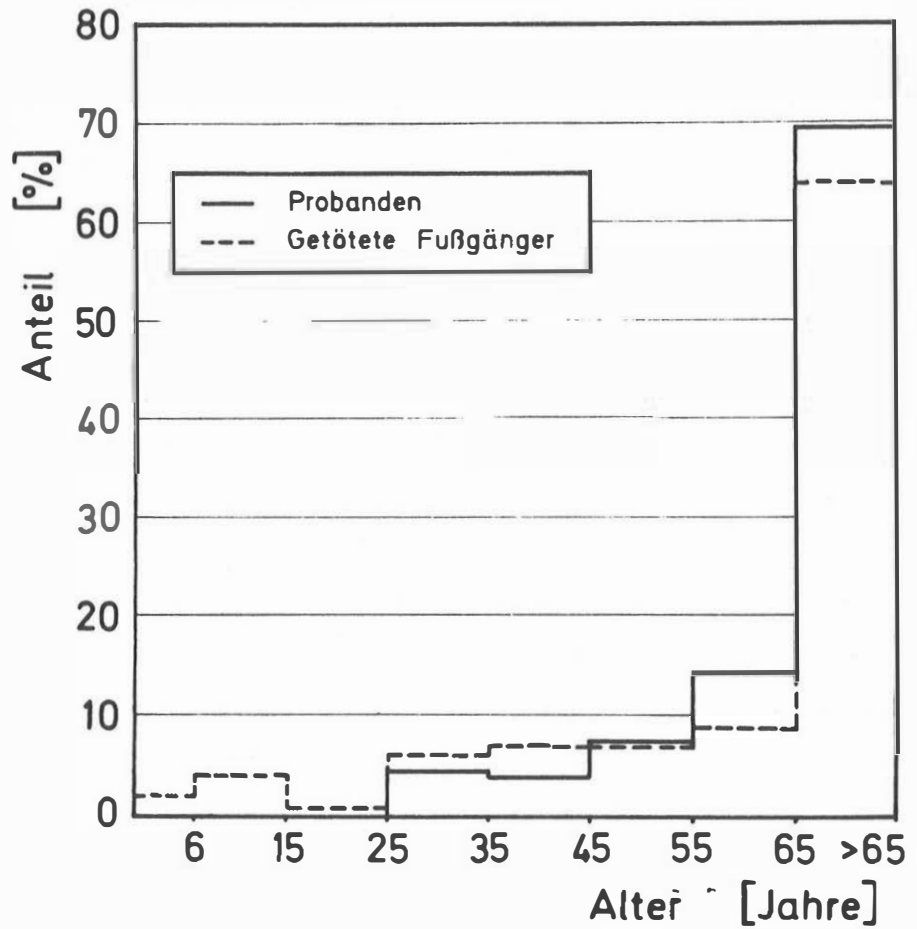


Bild 2 - Erträgliche Grenzbelastungen beim Stoß gegen die Unterschenkel

Bild 1 - Altersverteilung im Leichenversuch und unter getöteten Fußgängern in Berlin, 1972/rechts rechts.

Bild 2 - Erträgliche Grenzbelastungen im Stoßversuch gegen die Unterschenkel, gegenüberliegend

Bild 3 - Gruppenspezifische Grenzbelastungen bei dynamischer Belastung des Brustkorbes, unten

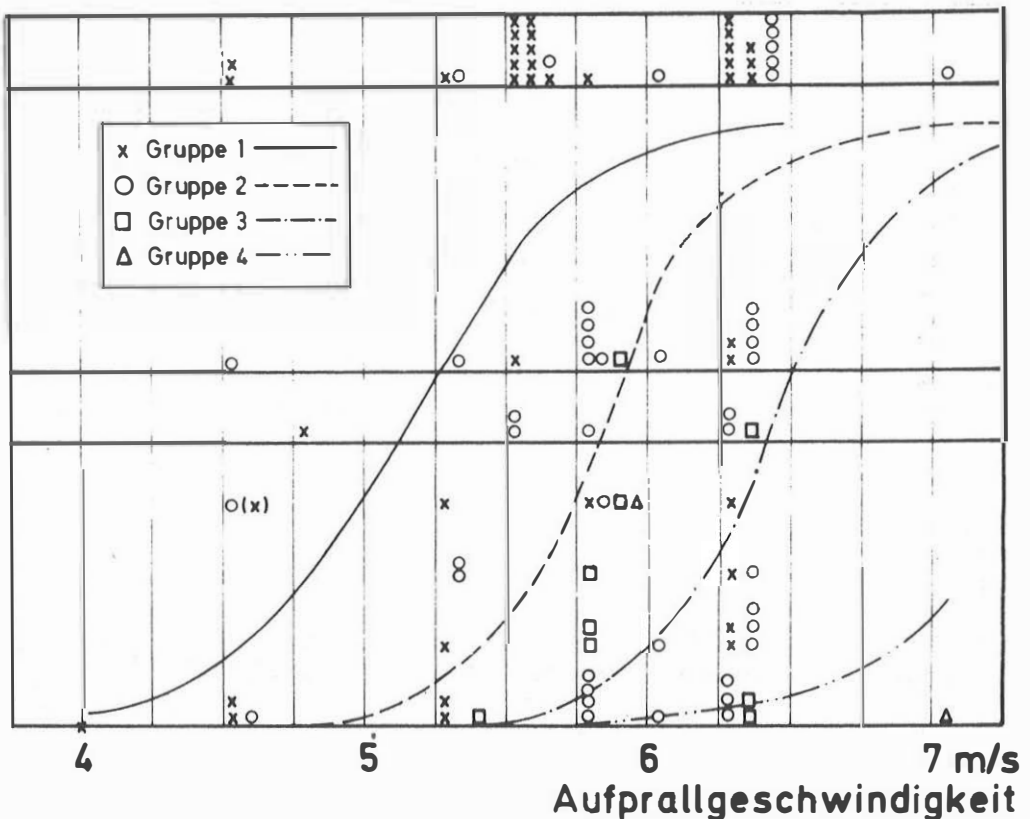


AIS = 4
ausgedehnte
Rippenserien-
frakturen und
Organverlet-
zungen

AIS = 3
Rippen-
Serienfrakturen

AIS = 2
Einzel-
frakturen

AIS = 1
keine Fraktur



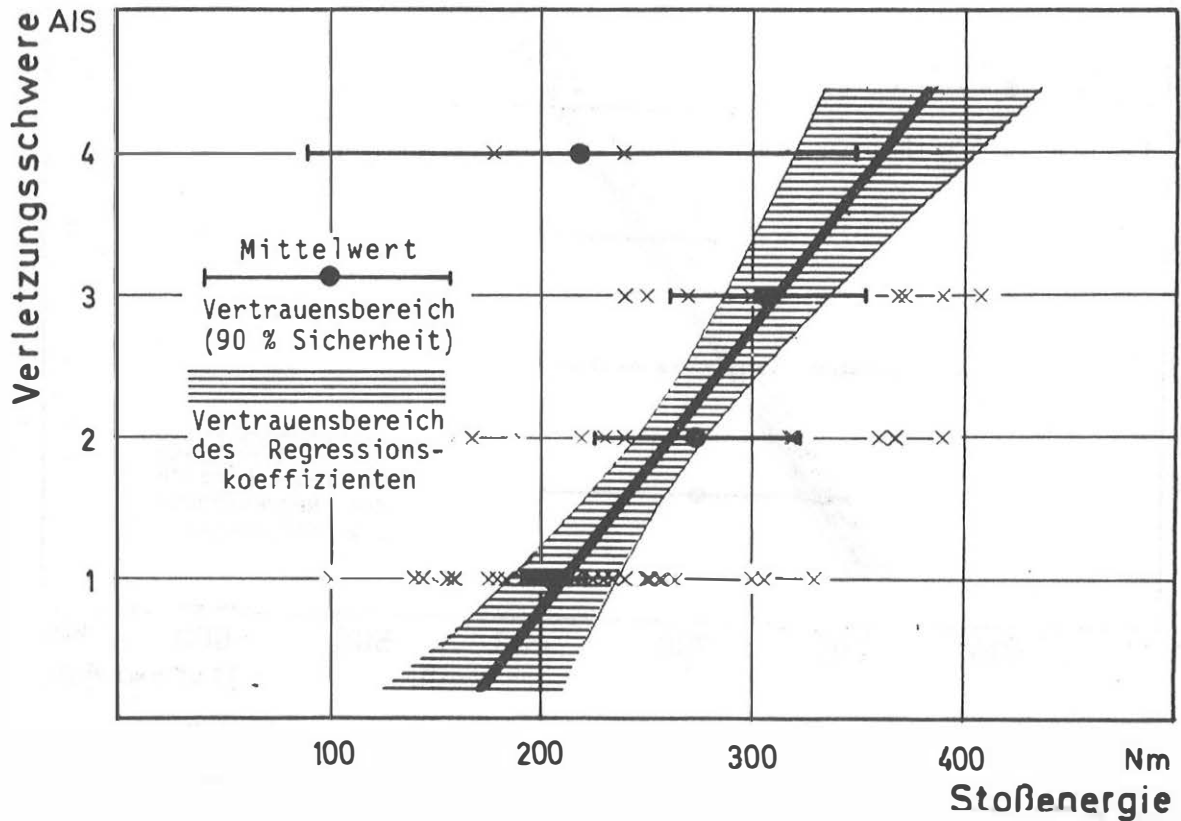


Bild 4 - Verletzungsschwere und Energie beim Stoß gegen die Unterschenkel

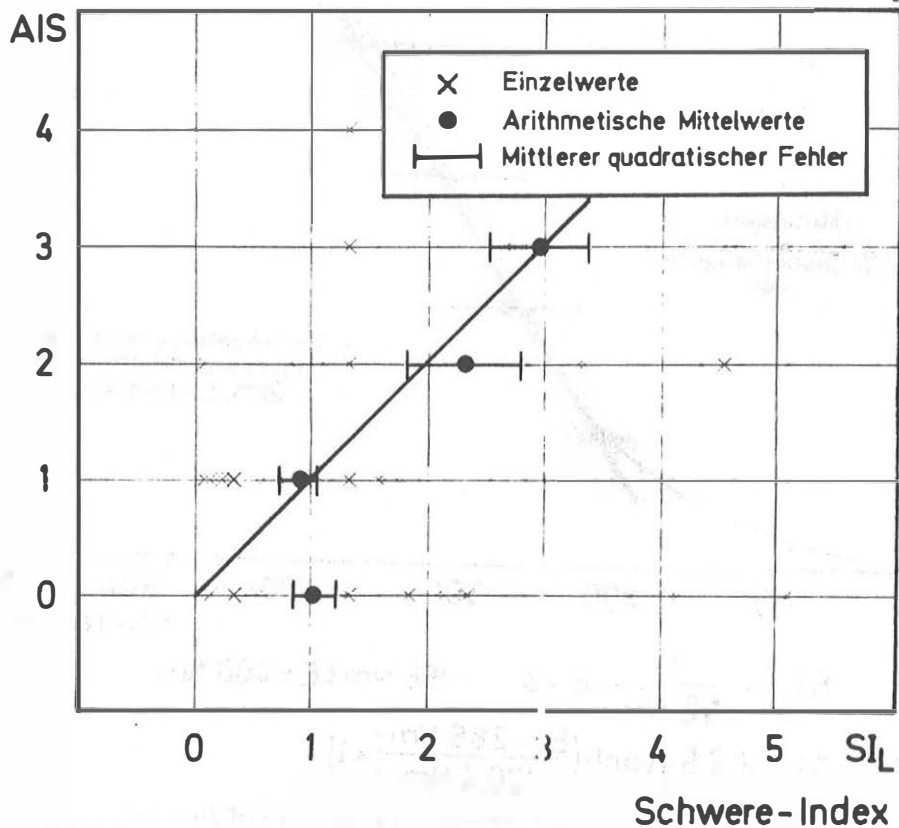


Bild 5 - Berechneter und tatsächlicher Schweregrad von Unterschenkelverletzungen

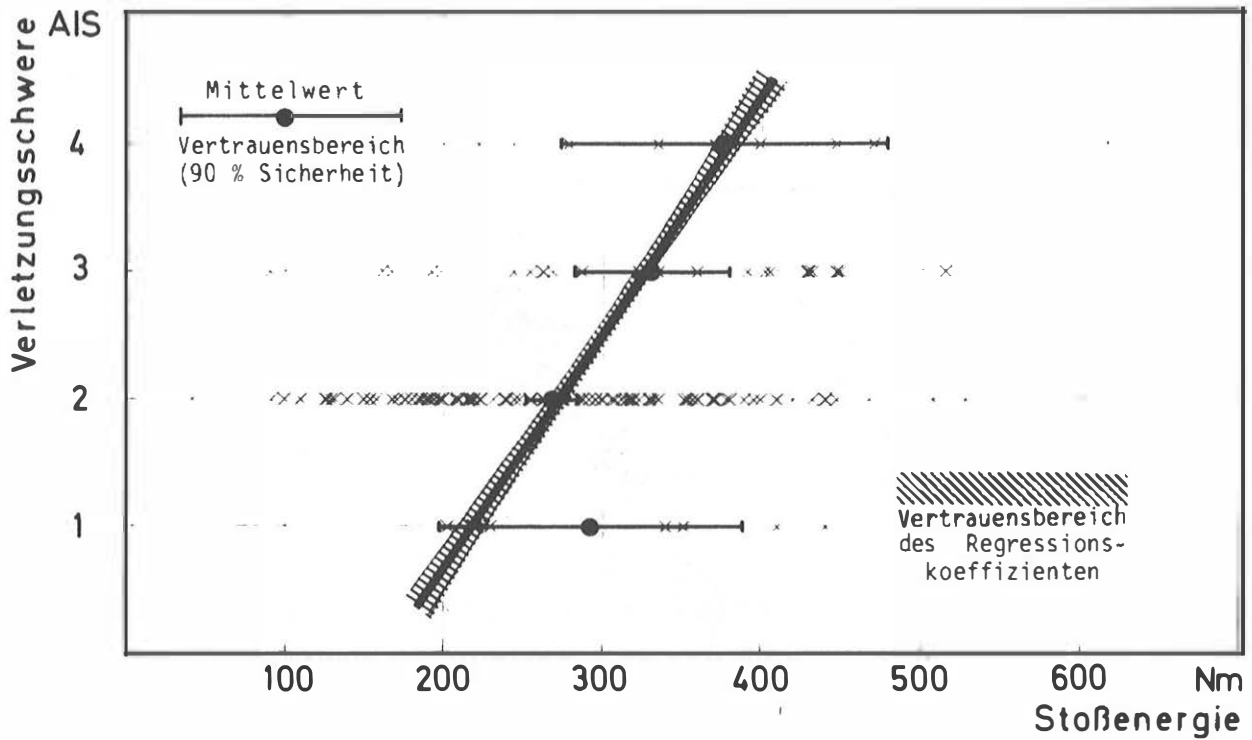
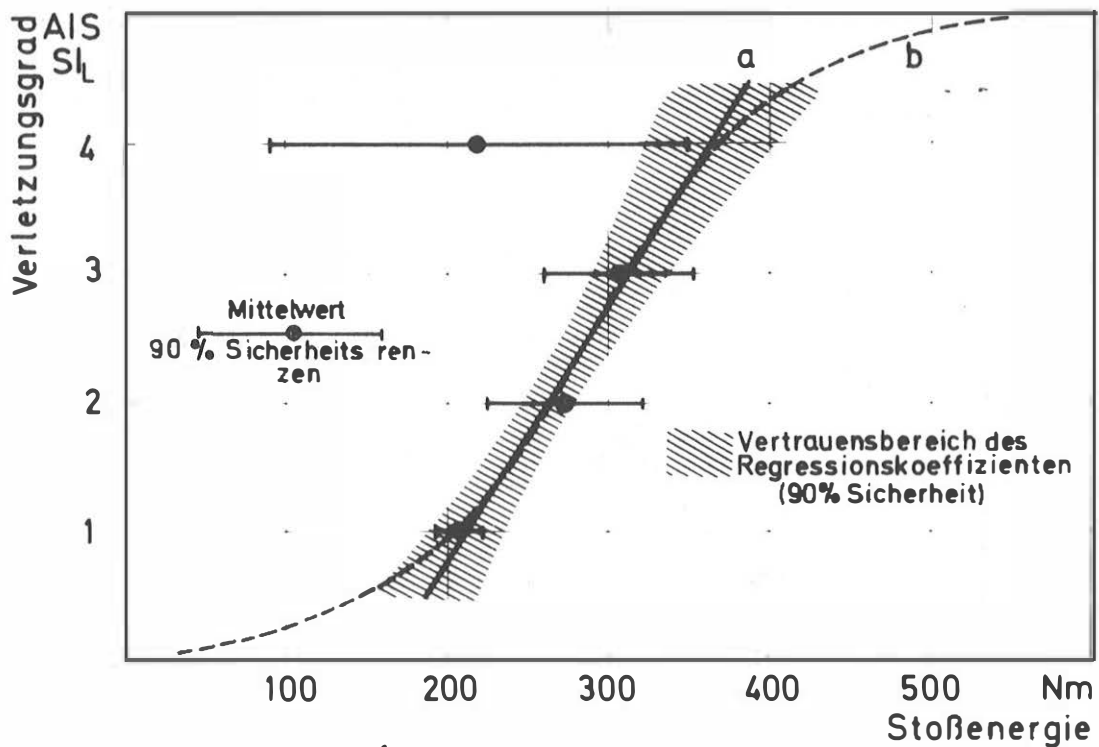


Bild 6 - Verletzungsschwere und Energie beim Stoß gegen den Brustkorb



$$a \quad SI_L = \frac{1}{52 \text{ Nm}} \cdot E - 3 \quad 156 \text{ Nm} \leq E \leq 400 \text{ Nm}$$

$$b \quad SI_L = 2,5 \cdot \left(\tanh \left(\frac{E - 286 \text{ Nm}}{120,4 \text{ Nm}} \right) + 1 \right)$$

Bild 7 - Erweiterter Schwereindex für Unterschenkelverletzungen