

Die Belastung
des menschlichen Körpers
beim Sturz ins Seil und deren Folgen

Helmut Mägdefrau

Die Belastung des menschlichen Körpers beim Sturz ins Seil

und deren Folgen

Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Fakultät für Biologie
der
Ludwig-Maximilians-Universität
München

vorgelegt von
Helmut Mägdefrau
aus München

Dezember 1989

8 C 4693

Alpenvereinsbücherei
D.A.V. München

91 643

1. Gutachter: Prof. Dr. Dr. G. Ziegelmayer
2. Gutachter: Prof. Dr. Dr. F. Schwarzfischer

Tag der mündlichen Prüfung: 07.06.1990

DISSERTATIONS- UND FOTODRUCK FRANK GmbH
8000 München 2, Gabelsbergerstr. 15, Tel. 288663

Danksagung

Bedanken möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Dr. Gerfried Ziegelmayer, in dessen Vorlesungen und Praktika mein Interesse an der Biomechanik des Menschen geweckt wurde, für die Betreuung der Arbeit.

Herrn Pit Schubert danke ich für die Anregung zu dieser Untersuchung und seine stete Hilfsbereitschaft bei der Durchführung der Untersuchung.

Herrn Günter Kroh danke ich für die Beschaffung der flugmedizinischen Literatur und die vielen wertvollen Diskussionsrunden.

Dank gilt dem Sicherheitskreis des Deutschen Alpenvereins für die Unterstützung dieser Arbeit durch das Ausleihen der Meßgeräte und die Übernahme der anfallenden Unkosten.

Der Zentralen Hochschul-Sportanlage (ZHS) München danke ich für die kostenlose Benutzung der Leichtathletikhalle für Sturzversuche.

Nicht zuletzt möchte ich mich bei allen Freunden bedanken, die mir als Versuchsobjekte oder Sichernde bei den Stürzen, als Helfer bei den Messungen oder beim Versuchsaufbau geholfen haben. Ohne diese Mithilfe wäre die Arbeit nicht durchführbar gewesen.

Die Belastung des menschlichen Körpers beim Sturz ins Seil
und deren Folgen

Inhaltsverzeichnis

	Seite
Einleitung	2
Ziel der Untersuchung.	3
Vorbemerkungen	3
Anseilgurte.	4
Bergseile.	8
Sicherungsmethoden	9
Der Sturz ins Seil	11
Die Belastung beim Sturz ins Seil.	15
Ermittlung der Belastung	15
Höhe der Belastung	20
Dauer der Belastung.	27
Die Folgen der Belastung	30
Akute Verletzungen	30
Chronische Verletzungen.	42
Problemlösungen.	54
Diskussion	56
Zusammenfassung.	59
Literaturverzeichnis	61
Glossar.	64
Anhang	65
Bildquellennachweis:	90

Einleitung

Der Sturz ins Seil ist heutzutage für viele Kletterer zur Routine geworden. Stürze beim Klettern an der Leistungsgrenze werden nicht nur einkalkuliert, sondern auch gezielt als Mittel zum Kräftesparen eingesetzt, um in ausweglosen Kletter-situationen nicht mühsam wieder abklettern zu müssen. Nur Alleingänger halten sich heute noch an die Forderung von PAUL PREUSS (1911): "Aus eigener Kraft Schwierigkeiten überwinden, im Aufstieg wie im Abstieg." Von dieser strengen, jedes Hilfsmittel ablehnenden Haltung kamen die Kletterer jedoch bald ab. Eine Sicherung gegen Absturz durch Seil und Felshaken war schnell akzeptiert (PIAZ 1911). Aufgrund der noch schlecht entwickelten Sicherungstechniken war ein Sturz des Seilersten jedoch immer mit einem besonders großen Risiko verbunden. Die Gefahr des Aufschlagens am Fels und des Ausbrechens von Felshaken war so groß, daß kein Kletterer freiwillig stürzte.

Erst in den siebziger Jahren wurden die Sicherungstechniken derart gut entwickelt, daß ein Sturz in vielen Fällen harmlos war. Diese Verbesserung der Sicherungstechniken und die stark zunehmende sportliche, leistungsorientierte Komponente beim Klettern führte letztlich dazu, daß Stürze beim Klettern an der Leistungsgrenze an der Tagesordnung sind. Der sportliche Leistungswille drängt viele Kletterer immer häufiger an ihre Grenze, an der sie nicht mehr in der Lage sind, die gerade erst hochgekletterte Strecke wieder abzuklettern. Daher bleiben nur noch zwei Möglichkeiten für einen Kletterer: entweder die Tour mit Sturzrisiko zu Ende klettern, oder stürzen. Mit der falschen Hand einen Griff zu halten, reicht oft schon, um sich in eine Sackgasse gebracht zu haben, aus der jeder Ausweg unmöglich oder zumindest sehr kräfteraubend ist. So stürzen manche Kletterer beim Versuch eine Route zu durchklettern nicht selten zehn, zwanzig Mal oder öfter an einem Tag! Daher kommt auch der scherzhafte Ausdruck "...sich eine Route hinaufstürzen."

In der Mehrzahl der sogenannten Sportkletterrouten ist ein Sturz des Kletterers harmlos, da der Fels kompakt und senkrecht bis überhängend ist, sowie die Absicherung der Route keine allzugroßen Stürze zuläßt. Die Anzahl solcher Sportkletterrouten hat in den letzten Jahren stark zugenommen und sie werden auch sehr häufig besucht. In Sportkletterrouten, deren schlechte bis fehlende Sicherungsmöglichkeiten ein großes Verletzungsrisiko mit sich bringen, sind Stürze immer unfreiwillig, da hier jeder halbwegs erfahrene Kletterer weit unter seiner Leistungsgrenze bleiben wird, ebenso wie in den alpinen Routen mit nicht immer festem Gestein und schlechten Sicherungsmöglichkeiten.

Tausende von Stürzen ins Seil wurden ohne Verletzung überstanden! Trotzdem ereignete sich in den letzten zehn Jahren eine Vielzahl von Unfällen, darunter 14 tödliche, bei Stürzen ins Seil (MÄGDEFRAU 1987) und auch die ersten chronischen Verletzungen sind bekannt geworden. Diese Unfälle ließen es ratsam erscheinen, die Belastungen des menschlichen Körpers beim

Sturz ins Seil näher zu untersuchen. Erst die Klärung der Biomechanik des menschlichen Körpers während des Abfangens eines Sturzes ermöglicht eine Abschätzung der Risiken akuter und chronischer Verletzungen bei Stürzen ins Seil.

Ziel der Untersuchung

Die wichtigsten Fragestellungen richten sich auf die Größenordnungen und den zeitlichen Verlauf der auftretenden Kräfte, sowie deren Wirkung auf den menschlichen Körper in Abhängigkeit von den verwendeten Anseilgurten. Erste Fallversuche mit einem Dummy, zusammen mit SCHUBERT (1984) (Anhang Seite 80), zeigten die Notwendigkeit von Sturzversuchen unter verschiedensten Bedingungen, nach Möglichkeit mit lebenden Kletterern. Es war unbekannt, inwieweit sich die Fallhöhe, das Körpergewicht des Stürzenden und die Seilreibung am Fels auf die auftretenden Kräfte auswirkt. Messungen der Kräfte bei unterschiedlichen Fallhöhen und Reibungsverhältnissen sind daher dringend nötig gewesen. Soweit ein Verletzungsrisiko weitgehend ausgeschlossen werden konnte, sollten Sturzversuche mit Kletterern durchgeführt werden.

Eine Abschätzung der Häufigkeiten bestimmter Sturzsituationen in der Praxis beruhte auf der eigenen 15-jährigen Klettererfahrung und Rücksprachen mit führenden Kletterern aus dem Alpin- und Sportkletterbereich. Ein exaktes Datenmaterial hierzu fehlt, da kein Kletterer über seine Stürze Buch führt.

Die Kenntnis der auftretenden Kräfte erlaubte Rückschlüsse auf die im Körper wirkenden Druck- und Biegebelastungen, besonders der unteren Wirbelsäule. Die gewonnenen Ergebnisse sollten mit bekannten Untersuchungsergebnissen aus der Flugmedizin verglichen werden, da die Probleme beim Ausstieg aus einem Jet mit dem Schleudersitz den Problemen beim Abfangen eines Sturzes mit dem Seil weitgehend ähnlich sind.

Meßtechnische Angaben und Berechnungen zu den Versuchen sind im Anhang dieser Arbeit ausgeführt.

Vorbemerkungen

Um den Inhalt dieser Arbeit auch für Nichtkletterer verständlich machen zu können, habe ich die wesentlichsten Ausrüstungsgegenstände und deren Bedeutung beim Abfangen eines stürzenden Kletterers beschrieben, sowie einzelne Sturztypen erläutert. Am Schluß dieser Arbeit ist außerdem ein Fachwortverzeichnis beigefügt, in dem Spezialausdrücke aus dem Bergsport erklärt werden.

Anseilgurte

Zum Abfangen eines gestürzten Kletterers muß das Seil an seinem Körper befestigt sein. Dazu wurden spezielle Anseilgurte entwickelt. Heutzutage werden hauptsächlich drei Typen von Anseilgurten verwendet:

- Brust- und Sitzgurte (Abb. 1 bis 3), die getrennt oder als ein zusammenhängender Komplettgurt erhältlich sind. Sie umschließen sowohl den Brustkorb als auch das Becken.
- Brust- und Hüftgurte (Abb. 4 bis 6), die wie die Brust- und Sitzgurte das Becken und den Brustkorb umschließen. Der wesentliche Unterschied zwischen Hüft- und Sitzgurt besteht darin, daß durch die Geometrie des Hüftgurtes bei Sturzbelastung die Beine automatisch angehoben werden (Abb. 6). Dadurch ist ein Abstoßen vom Fels während des Abbremsens des Sturzes gewährleistet.
- Hüftgurte als alleinige Anseilgurte (Abb. 7 bis 9), wie sie seit 1980 häufig verwendet werden. Der Brustkorb ist bei dieser Anseilmethode nicht mit eingebunden und muß aktiv durch Muskelanspannung aufrecht gehalten werden. Der Vorteil der Hüftanseilmethode liegt darin, daß der Seilzug, also das Seilgewicht und die Seilreibung, während des Kletterns auf das Becken wirkt und nicht auf die Schulter, wie bei der zusätzlichen Verwendung eines Brustgurt. Dies erleichtert sowohl die Balance und Beweglichkeit als auch die Atmung. Auf die Risiken von schweren bis tödlichen Verletzungen durch die Hüftanseilmethode gehe ich später (Seite 30 ff.) genau ein.

Die Anseilgurte müssen zwei grundlegende Aufgaben erfüllen. Zuerst muß der fallende Körper abgebremst und anschließend bis zur Selbsthilfe oder Rettung gehalten werden. Die Probleme bezüglich des freien Hängens im Seil wurden bereits mehrfach untersucht (u.a. FLORA et al 1972, PHLEPS 1981, THOMAS 1981, DAMISCH und SCHAUER 1985). Dies führte zur allgemein üblichen Verwendung von Sitz- oder Hüftgurten zusätzlich zum Brustgurt. Die früher übliche, alleinige Verwendung eines Brustgurt führt beim längeren freien Hängen zum Tod durch orthostatischen Schock.

Die Problematik des Abbremsens eines gestürzten Kletterers wurde bisher nur sehr lückenhaft untersucht (SCHUBERT 1975b u. 1984, THOMAS 1984, MÄGDEFRAU 1987) und führte zur Ablehnung der Hüftanseilmethode. Um das Risiko akuter und auch chronischer Verletzungen durch das Abbremsen von Stürzen besser abschätzen zu können, war eine genaue Messung der bei Stürzen auftretenden Kräfte, deren zeitlicher Verlauf, sowie deren Übertragung auf den menschlichen Körper nötig.

In der DIN-Norm 7947 für Anseilgurte ist wegen der bestehenden Verletzungsgefahren durch das alleinige Tragen eines Brustgurt oder Hüftgurt die Verwendung von Brust und Sitz- oder Hüftgurten vorgeschrieben.

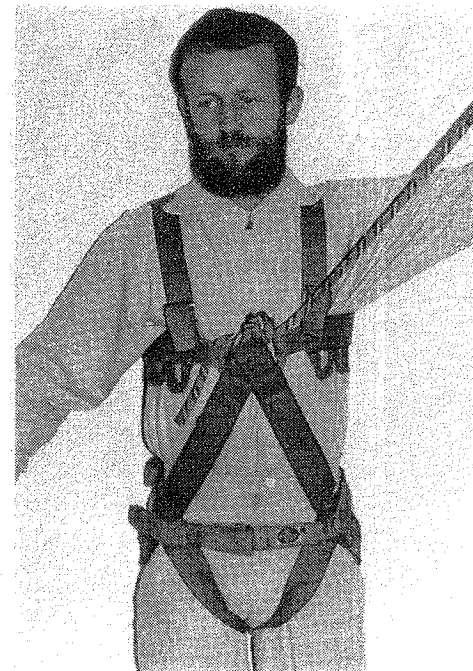


Abb. 1:

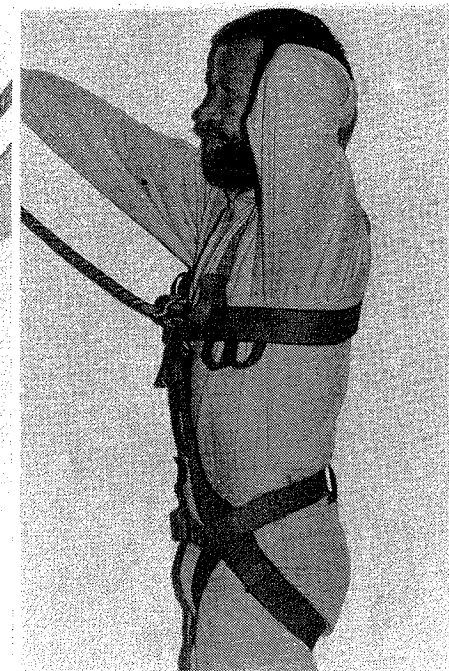


Abb. 2:



Abb. 3:

Abb.1 bis 3: Anseilkombination aus Brust- und Sitzgurt. Oben: unbelastetes Gurtsystem. Unten: Hängebelastung. Die Beine werden bei Belastung nicht angehoben.



Abb. 4:



Abb. 5:

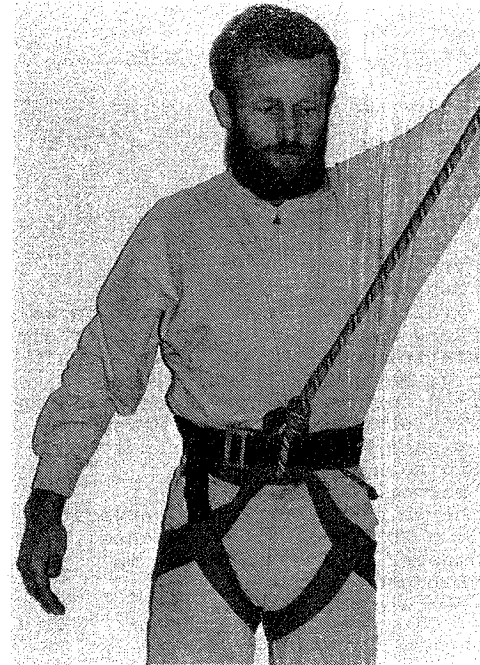


Abb. 7:



Abb. 8:



Abb. 6:

Abb.4 bis 6: Anseilkombination aus Brust- und Hüftgurt. Oben: unbelastetes Gurtsystem. Unten: Hängebelastung. Die Beine werden bei Belastung angehoben.



Abb. 9:

Abb. 7 bis 9: Anseilmethode nur mit einem Hüftgurt. Der Brustkorb ist nicht mit eingebunden. Oben: unbelasteter Gurt. Unten: Hängebelastung. Der Oberkörper muß durch aktive Muskelanspannung aufrecht gehalten werden.

Bergseile

Heutige Bergseile bestehen aus Polyamid in einer Kernmantelkonstruktion. Sie müssen der DIN-Norm 7946 entsprechen (siehe Anhang). In dieser Norm wird u. a. eine Mindest- und eine Maximaldehnung vorgeschrieben. Die Mindestdehnung ist für das Auffangen stürzender Kletterer von großer Bedeutung, da durch die Dehnung Fallenergie in Form von Dehnungsarbeit aufgenommen wird. Ferner werden dadurch die auftretenden Kraftspitzen verringert. Die Maximaldehnung verhindert eine übermäßige Sturzstreckenverlängerung. Die Dehnung von Bergseilen hängt nicht nur von der einwirkenden Kraft ab, sondern auch von deren Dauer. Bei längerer Krafteinwirkung dehnt sich ein Seil stärker als bei kurzer, ebenso großer Krafteinwirkung. Dynamische Kraft-Dehnungsdiagramme sind für heutige Bergseile leider nicht erhältlich gewesen. Es existierten nur veraltete von der TVFA in Wien aus dem Jahre 1961 (KOSMATH 1966). Anhand neuer Messungen (Anhang Seite 66) habe ich dynamische Kraft-Weg Diagramme erstellt, die den Kraft- Zeit-Bedingungen der meisten Praxisstürze entsprechen, also mit ca. 0,2 Sekunden Belastungszeit (Abb. 10). Üblicherweise werden heute entweder ein Seil mit einem Durchmesser von 10 bis 12 mm (Einfachseil), oder zwei Seile mit einem Durchmesser von je 8,5 bis 9 mm (Zwillingsseil) verwendet. Die Handhabung eines Zwillingsseilpaares entspricht der eines Einfachseiles.

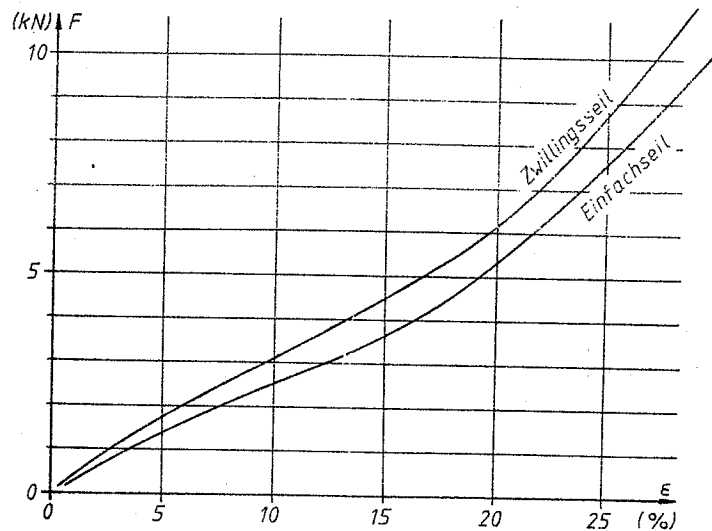


Abb. 10: Dynamische Kraft-Dehnungs-Diagramme eines Zwillingsseiles (Salewa, 2 mal 8,8 mm Durchmesser) und eines Einfachseiles (Salewa, 11,2 mm Durchmesser). Belastungszeit ca. 0,2 Sekunden.

Sicherungsmethoden

Ende der sechziger Jahre erkannte man die Notwendigkeit dynamischer Sicherungsmethoden, bei denen das Seil in der Sicherung durchrutscht, sobald die im Seil auftretende Kraft einen bestimmten Wert, die Bremskraft, übersteigt (KOSMATH 1966, SCHUBERT 1968). Dies wird mit verschiedenen Schleifknoten oder Metallgeräten erreicht (Abb. 11 und 12). Durch dynamische Sicherungsmethoden sollen extrem hohe Kraftspitzen vermieden werden, die sowohl den Körper des Gestürzten als auch die Sicherungspunkte ungünstig hoch belasten würden.

Die Bremskräfte dynamischer Sicherungsmethoden können nicht beliebig gewählt werden, da zu hohe Bremskräfte zu hohe Belastungen und zu niedrige Bremskräfte, wegen des damit verbundenen großen Seildurchlaufes, eine gefährliche Sturzstreckenverlängerung mit sich bringen. Je größer die Sturzhöhe, desto größer ist die Gefahr des Aufschlagens auf Fels. Außerdem sollen die Bremskräfte bei Belastung nach unten und nach oben unterschiedliche Werte aufweisen. Ohne Zwischensicherung wird die Sicherung beim Sturz nach unten gezogen (Abb. 11a). Der Körper wird also direkt mit der Bremskraft der Sicherung belastet. Bei eingehängter Zwischensicherung wird die Sicherung beim Sturz nach oben gerissen (Abb. 11b). Der Körper wird hier wegen der Seilreibung in der Zwischensicherung mit einer Kraft höher als die Bremskraft belastet.

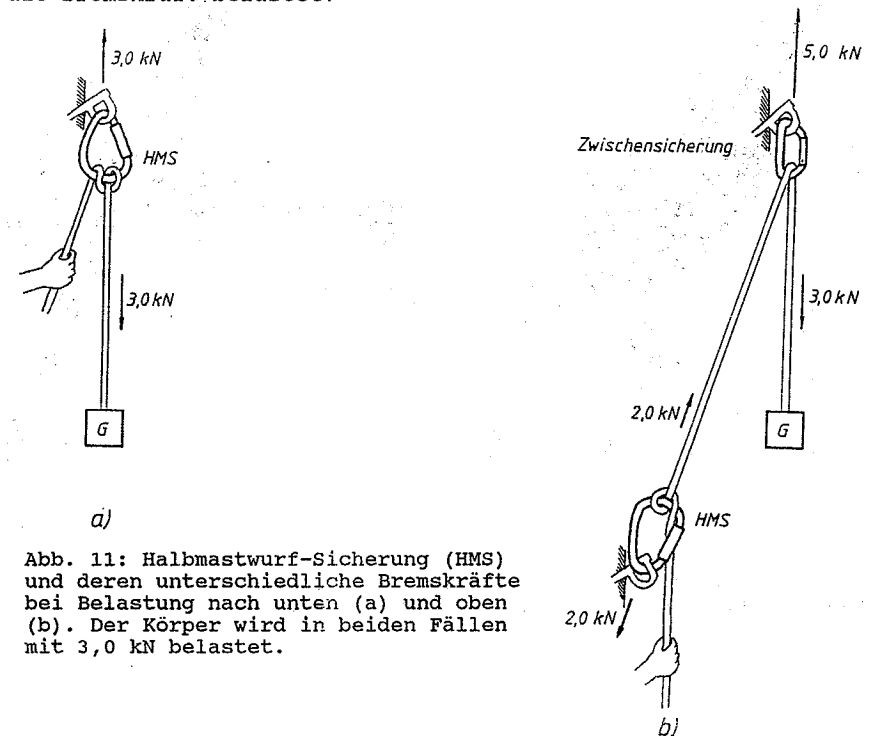


Abb. 11: Halbmastwurf-Sicherung (HMS) und deren unterschiedliche Bremskräfte bei Belastung nach unten (a) und oben (b). Der Körper wird in beiden Fällen mit 3,0 kN belastet.

Anerkannt gute Sicherungsmethoden mit günstigen Bremskräften sind z.B.:

- die Halbmastwurf-Sicherung (HMS) mit Bremskräften von 3 bis 3,5 kN bei Belastung nach unten und 2 bis 2,5 kN bei Belastung nach oben (Abb. 11).
- die automatisch wirkende Antz-Bremse mit Bremskräften von 2,5 bis 3 kN bei Belastung nach unten und 1 bis 2,5 kN bei Belastung nach oben (Abb. 12).

Für die Sturzversuche in dieser Arbeit wurde die Antz-Bremse verwendet, da sie automatisch arbeitet und einigermaßen gleichbleibende Bremskräfte liefert. Die HMS wurde nur für Kontrollversuche verwendet, da ihre Bremskraft zu stark vom Zugriff des Sichernden abhängt.

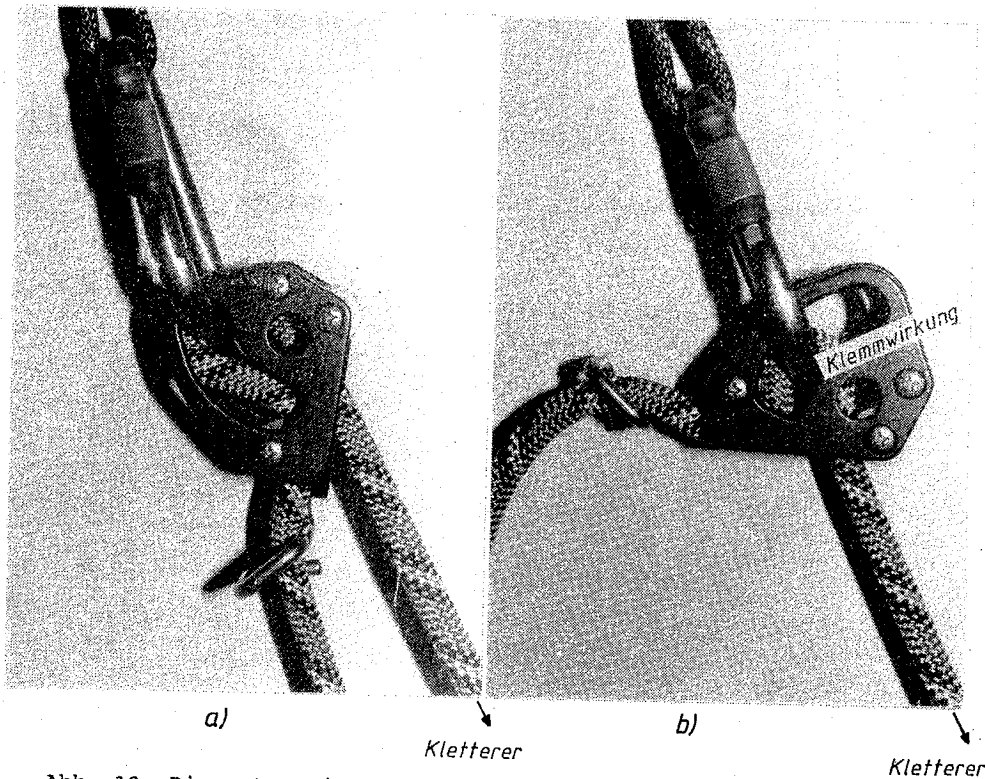


Abb. 12: Die automatisch wirkende Antz-Bremse in Position zum Seil Ausgeben oder Einholen (a) und in Bremsposition (b).

Der Sturz ins Seil

Bei Stürzen ins Seil ist es sinnvoll, drei grundsätzliche Typen zu unterscheiden:

- der Sturz eines Nachsteigers
- der Pendelsturz in einem Quergang
- der Sturz eines Vorsteigers

Ein Nachsteiger hat normalerweise das Seil von oben. Stürzt er, so spannt sich das Seil unter der Last des Kletterers. Der Sturz ist also von Beginn an gebremst. So treten bei Nachsteigerstürzen nur Kräfte bis zum zweifachen Körpergewicht auf (SCHUBERT 1986). Dementsprechend dehnt sich das Seil zwischen Sicherung und Gestürztem. Zusätzlich wird der Anseilknoten zugezogen, der Anseilgurt wird gedehnt und in den Körper eingedrückt, dies wird im weiteren Text als Gurt- und Körperdehnung zusammengefaßt (Abb. 13). Die Fallhöhe bei einem Nachsteigersturz beträgt bis etwa 10 % der Seillänge zwischen Sicherung und Gestürztem. Der Sichernde kann die Seildehnung und damit die Fallhöhe durch eine entsprechende Vordehnung beim Einziehen des Seiles verringern. Ernste Verletzungen sind bei Nachsteigerstürzen kaum möglich, da der Stürzende lediglich etwas am Fels hinabrutscht.

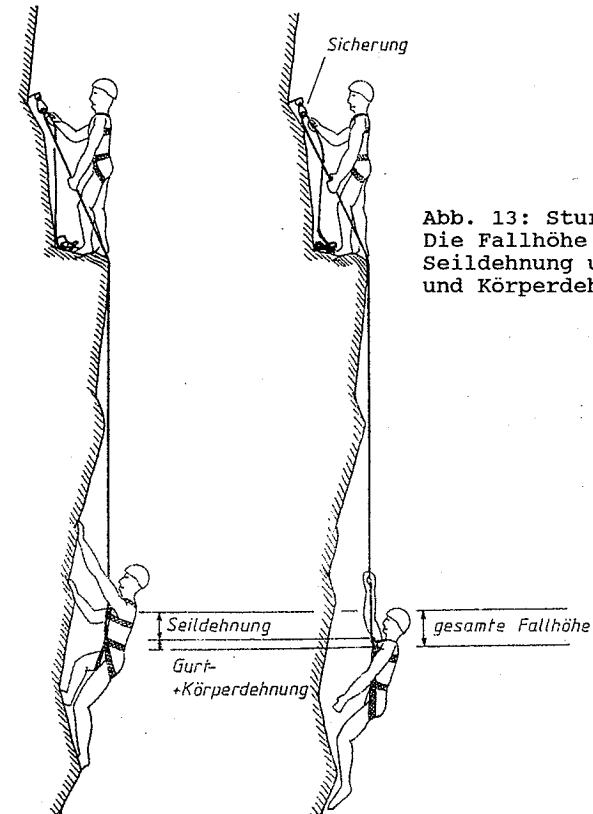


Abb. 13: Sturz eines Nachsteigers. Die Fallhöhe entspricht der Seildehnung und der geringen Gurt- und Körperdehnung.

Stürzt ein Kletterer in einem Quergang, so ergibt sich für den Vor- und Nachsteiger ein Pendelsturz. Die hier auf den Körper wirkenden Kräfte erreichen maximal das dreifache Körpergewicht (SCHUBERT 1986). Diese Belastung beim Abbremsen des Sturzes ist zu gering, um zu Verletzungen zu führen. Die Fallhöhe entspricht bei Pendelstürzen dem horizontalen Abstand zwischen Gestürztem und letzter Zwischensicherung, sowie der Seildehnung, des Bremsdurchlaufes in der Sicherung und der Gurt- und Körperdehnung (Abb. 14). Die nicht zu unterschätzende Gefahr von Verletzungen besteht im hohen Risiko, an Felsunebenheiten anzuschlagen.

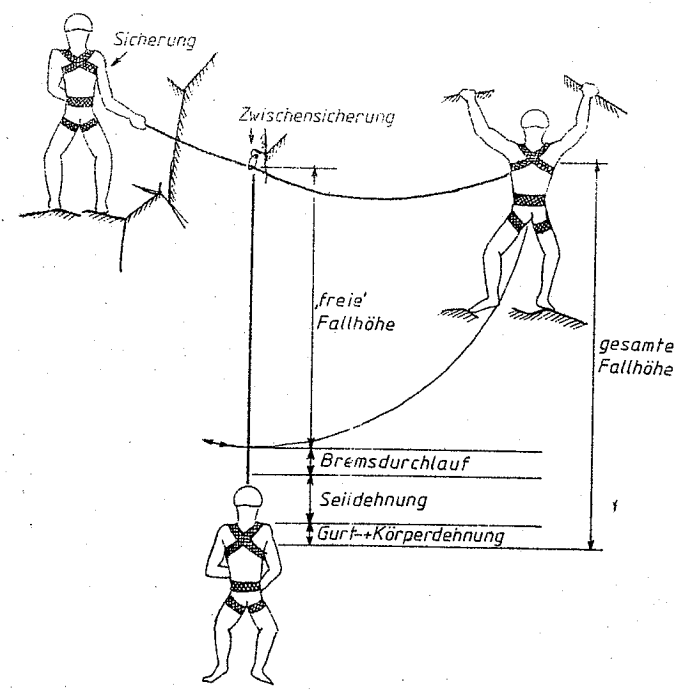


Abb. 14: Pendelsturz in einem Quergang. Die Sturzhöhe setzt sich aus der "freien" Fallhöhe des Pendelns, dem Bremsdurchlauf in der Sicherung, der Seildehnung und der Gurt- und Körperdehnung zusammen.

Das größte Verletzungsrisiko bergen Stürze des Vorsteigers in sich. Im Vorstieg zieht der Kletterer ständig das Seil hinter sich her und hängt es mit Karabinern in Zwischensicherungen, um die Fallhöhe zu begrenzen. Stürzt ein Kletterer im Vorstieg, so treten am Körper Kräfte bis 5 kN auf, das entspricht dem sechs- bis achtfachen Körpergewicht (MÄGDEFRAU 1987). Die Kräfte von 7 kN oder mehr waren nur geschätzt und müssen in dieser Arbeit erst durch Messungen bestätigt bzw. korrigiert werden (Seite 20 ff.). Die Fallhöhe entspricht hier dem doppelten Abstand zwischen Kletterer und letzter Zwischensicherung, sowie dem Bremsdurchlauf in der Sicherung, der Seildehnung und der Gurt- und Körperdehnung (Abb. 15). Hier, wie in der ganzen Arbeit, wird von einer Sicherung ohne Schlappseil ausgegangen, d.h. an der Sicherung hängt keine handhabungsbedingte Seilschleife herab, wie dies in der Praxis oft der Fall ist. Je nach Größe einer solchen Seilschleife würde sich die Fallhöhe um 0,5 bis 1 Meter erhöhen.

Stürze im Vorstieg können wegen des hohen Fangstoßes auch ohne Anschlagen am Fels zu Verletzungen bis hin zu Todesfällen führen, auf die später ausführlich eingegangen wird (Seite 30 ff.). Da nur bei Vorsteigerstürzen Verletzungen durch den Fangstoß auftreten können, werden in der weiteren Arbeit nur diese Sturzsituationen untersucht. Auch das Verletzungsrisiko durch Anschlagen am Fels ist bei Vorsteigerstürzen am größten, da die Fallhöhen und Fallgeschwindigkeiten am größten sind. Gegen starkes Anschlagen am Fels hilft nur ein entsprechend häufiges Anbringen von Zwischensicherungen.

Durch die hohen Kräfte, die bei Stürzen des Vorsteigers auf das Seil wirken, dehnt sich dieses manchmal mehr als 20 % (Abb. 10). Nach dem Abbremsen des Sturzes hängt nur noch der Gestürzte mit seinem Körpergewicht im Seil, wodurch sich das Seil wieder zusammenziehen kann. Diese Verkürzung beträgt bis zu 15 % der Seillänge von Zwischensicherung zu Gestürztem, der Gestürzte wird hochgehoben. Anschließend dehnt sich das Seil durch die Dauerbelastung mit dem Körpergewicht wieder etwas, der Gestürzte sinkt.

Die bei allen Sturzsituationen erwähnte Gurt- und Körperdehnung wird neben dem erwähnten Festziehen des Anseilknottes und der Dehnung des Gurtes und dessen Eindrücken in den Körper auch durch eine Verlagerung des Anseilpunktes gegenüber dem Körperschwerpunkt - durch Hochheben der Beine - verursacht (Abb. 6). Diese Gurt- und Körperdehnung ist fast ausschließlich von der einwirkenden Kraft und der Gurtkonstruktion abhängig und beträgt bis zu 0,25 Meter. Diese Dehnung konnte aus Zeitlupenaufnahmen abgemessen werden, die zur Bestimmung der Energieaufnahme durchgeführt wurden (Abb. A3 und A4, Seite 69 und 71).

Ein wichtiger Begriff für die vorliegende Arbeit ist der Sturfaktor, das Verhältnis von freier Fallhöhe zu dehnbarer Seillänge. Je näher eine Zwischensicherung beim Gestürzten liegt, desto kleiner ist der Wert des Sturfaktors. Ohne Zwischensicherung ergibt sich der Maximalwert von 2, da die freie Fallhöhe maximal doppelt so hoch sein kann, wie die ausgegebene, dehnbare Seillänge.

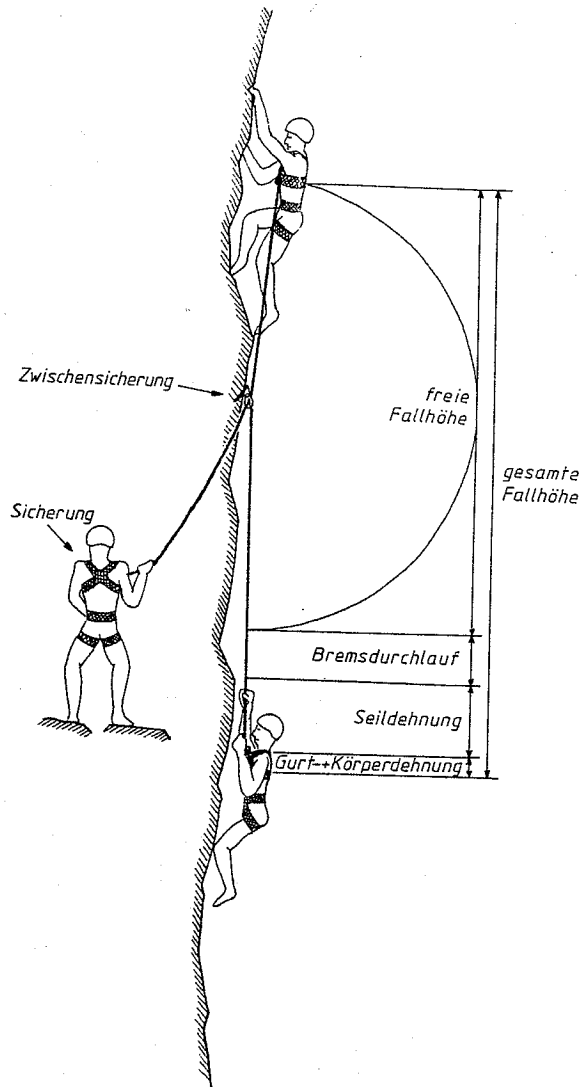


Abb. 15: Sturz eines Vorsteigers. Die Fallhöhe setzt sich zusammen aus der freien Fallhöhe, dem Bremsdurchlauf in der Sicherung, der Seildehnung und der Gurt- und Körperdehnung. Der Sturzfaktor beträgt hier 1, da die freie Fallhöhe etwa der dehnbaren Seillänge von der Sicherung bis zum Körper entspricht.

Die Belastung beim Sturz ins Seil

Die Kräfte, die auf Sicherungspunkte oder den Körper wirken, werden normalerweise in kN angegeben. Bei der Belastung des menschlichen Körpers empfiehlt sich neben der Angabe der auftretenden Kräfte in kN auch die Angabe der Belastung als Vielfaches der Erdbeschleunigung "g". Diese Angabe hat den Vorteil, daß das Körpergewicht des Stürzenden - bei gleichen Körperproportionen - vernachlässigt werden kann, da ein schwererer Körper normalerweise auch höheren Kräften zu widerstehen vermag. Die Körperproportionen bei extremen Kletterern weisen auch keine großen Unterschiede auf, da ein Kletterer zwar Kraft, aber auch ein möglichst geringes Körpergewicht braucht. In der Flugmedizin ist wegen der oben erwähnten Gründe die Angabe der Belastung in g weit verbreitet.

Die Größenordnung und die Zeit der Belastung des Körpers beim Abfangen eines Sturzes, während des sogenannten Fangstoßes, sind bisher nur in einer einzigen Sturzsituation gemessen worden (SCHUBERT 1975b). Ältere Berechnungen der Belastungskraft von KOSMATH (1966) mittels einer Energiebilanz sind unbrauchbar, da sich die Seilkonstruktionen und damit die Energieaufnahme durch Seildehnung seither wesentlich geändert haben. Ähnliche Berechnungen durch SCHUBERT (1975a) sind ebenfalls unsicher, da die Größe der Energieaufnahme durch Gurt und Körper nicht bekannt war. Erste Messungen der Belastungskraft sowie deren zeitlicher Verlauf durch SCHUBERT (1975b) bei acht Stürzen mußten mit heutigen Bergseilen und Anseilgurten überprüft werden. Außerdem war eine größere Sturzserie mit kleinen Fallhöhen nötig, um die Belastung während vieler kleiner Stürze zu erfassen, wie sie heute beim Sportklettern üblich sind (MÄGDEFRAU 1988). Eine Messung der Belastung des Körpers bei Seilreibung am Fels (zusätzlich zur Bremskraft und Seilreibung in Zwischensicherungen) war dringend nötig, um auch deren Einfluß auf die Belastungskraft abschätzen zu können.

Ermittlung der Belastung

Das Hauptproblem bei Belastungsversuchen ist die Kraftmessung am Körper oder an Körperteilen des stürzenden Kletterers. Die eleganteste Methode der Messung der Belastung ist die optische Aufzeichnung von Stürzen in Zeitlupe. Bei der Auswertung zweier aufeinanderfolgender Bilder ergibt sich ein Geschwindigkeitswert für jeden beliebigen Punkt des Körpers. Aus der Änderung der Geschwindigkeitswerte ergibt sich die Belastung in Form der Beschleunigung in g. Diese kann über die Masse (z.B. Körpermasse) in eine Kraft umgerechnet werden (Kraft = Masse mal Beschleunigung).

Leider war die Auswertung des hierfür angefertigten 16 mm Filmmaterials von zehn Praxisstürzen diesbezüglich nicht möglich, da der Abbildungsmaßstab nicht für eine exakte Auswertung gereicht hat. Selbst bei Stürzen von nur 4 Metern mußten vier Kameras untereinander aufgestellt werden, um das Bildmaterial zur optischen Auswertung der Kraft verwenden zu können. Aus Kostengründen (ca. 1000.- DM pro Sturz) war dies nicht möglich. Die Aufnahmen konnten dennoch für die Dehnung und Energieaufnahme von Knoten, Gurt und Körper verwendet werden.

So wurden in dieser Arbeit die Kräfte mit elektronischen Kraftmessdosen ermittelt. Die bei einigen Stürzen parallel dazu gemachten Filmaufnahmen dienten zur Feststellung der Körperhaltung während der Belastung. Das Anbringen der Kraftmessdosen direkt am Körper ist nicht möglich gewesen. Der dem Körper am nächsten liegende Meßpunkt war der Anseilpunkt (Abb. 16), von dem über die Geometrie der Anseilgurte auf die Belastung bestimmter Körperabschnitte geschlossen werden mußte (S. 31ff.). Da Stürze mit einer Meßdose am Anseilpunkt mit einem Verletzungsrisiko verbunden sind, wurde nur bei wenigen Stürzen die Kraft am Anseilpunkt, an der Umlenkung der Zwischensicherung und an der Sicherung gemessen (Abb. 17a). Bei weiteren Stürzen mit gleichen Reibungsverhältnissen wurde entsprechend dem festen Umrechnungsfaktor die Kraft am Körper aus der Kraft an der Umlenkung berechnet (Abb. 17b). Die "Eichung" durch Probesprünge bestätigte die theoretischen Werte, die sich als Folge der Reibung in der Umlenkung ergeben müßten. Der in der Literatur angegebene Reibwert beträgt 0,17 (SCHUBERT 1986). Bei den Versuchen ergab sich je nach verwendetem Material ein Reibwert von 0,17 bis 0,20 (Anhang Seite 87).

Die Kraft am Anseilpunkt spiegelt sich sehr genau an der Umlenkung wider. Wegen der Seilreibung an dieser Stelle und Seilschwingungen ist die Messung der Bremskraft der Sicherung nur bedingt zur Berechnung der Kraft am Anseilpunkt zu gebrauchen, es treten merkliche Veränderungen im Kurvenverlauf der Kräfte am Anseilpunkt im Vergleich zur Sicherung auf (Abb. 17a).



Abb. 16: Befestigung einer elektronischen Kraftmeßdose am Anseilpunkt zur Ermittlung der auf den Körper wirkenden Kräfte. Bei den Stürzen wurde die Meßdose mit Schaumstoff verkleidet, um das Verletzungsrisiko gering zu halten.

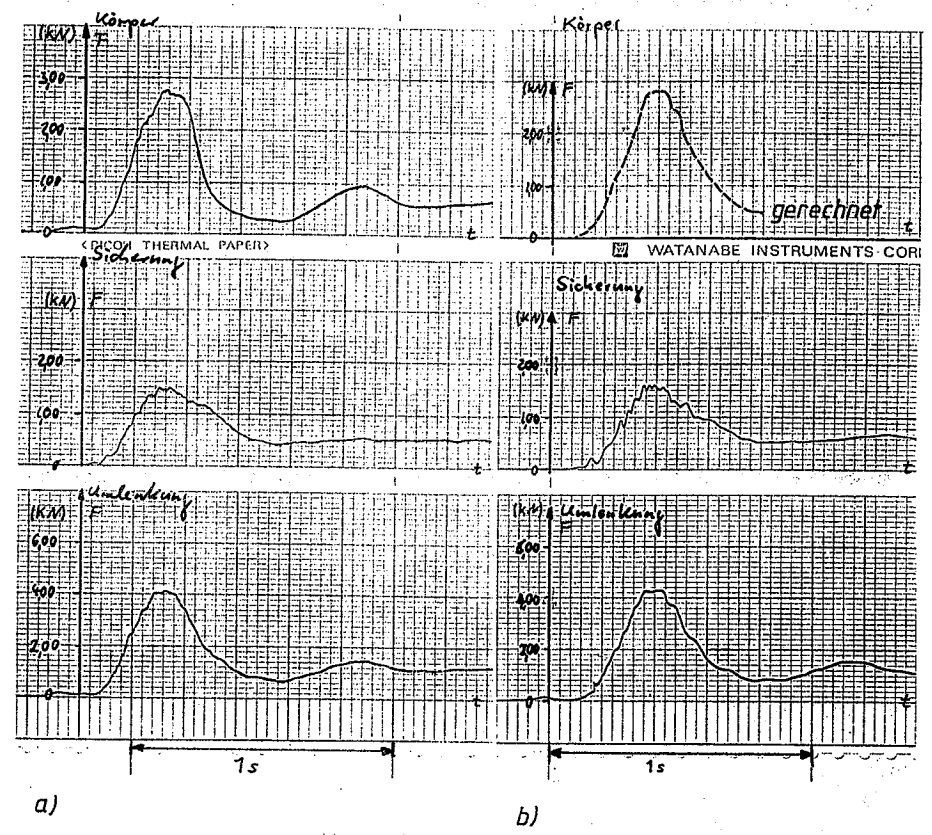


Abb. 17: Meßkurven der Kräfte am Anseilpunkt (Körper), der Sicherung und der Umlenkung (a). Nach Bestätigung des theoretischen Umrechnungsfaktors durch jeweils drei Stürze wurden die Kurven der Kräfte am Körper aus der Meßkurve an der Umlenkung errechnet (b). Anderen Maßstab der Kraft an der Umlenkung beachten.

Je nach Sturzsituation und verwendeter Sicherungsmethode ergibt sich eine bestimmte Kurvenform. Steigendes Körpergewicht ändert den zeitlichen Kraftanstieg und -abfall nicht, es ändert sich nur die Dauer der Kraftspitze. Steigende Fallhöhe bewirkt eine Erhöhung der Kraftspitze und deren Dauer, ändert aber nicht den zeitlichen Kraftanstieg (Anhang Seite 74).

Die Angabe einzelner Werte bei der Auswertung der Meßkurven ist problematisch. Gibt man die maximal auf den Körper wirkende Kraft $F_{K,max}$ an, so beschreibt man nur einen relativ kurzen Zeitabschnitt von 0,01 bis 0,02 Sekunden (Abb 18). Gibt man andererseits den gesamten Zeitraum der Kraft über dem Körpergewicht an, so erfaßt man zwar den gesamten Zeitraum der Belastung, nicht aber deren Höhe. Für die Belastbarkeit des menschlichen Körpers sind aber die Höhe und die Dauer der belastenden Kraft von Bedeutung. Als Kompromißlösung habe ich den Kraftbereich von mehr als 80% der maximal auftretenden Kraft $F_{K,max}$ ausgewertet. Mit der Angabe dieses Zeitraumes t_{FK} und der in dieser Zeit durchschnittlich wirkenden Kraft F_K wird sowohl die Höhe der Kraft als auch der Zeitraum der stärksten Belastung weitgehend erfaßt (Abb. 18a). Diese Kurvenform ist typisch für Stürze in eine Zwischensicherung. Weist die Kurve ein deutliches Plateau auf, so wurde der gesamte Bereich dieses Plateaus ausgewertet (Abb. 18b). Diese Kurvenform ist typisch für Stürze direkt in die Sicherung. In den Tabellen im Anhang sind die maximal auftretenden Kräfte separat aufgeführt.

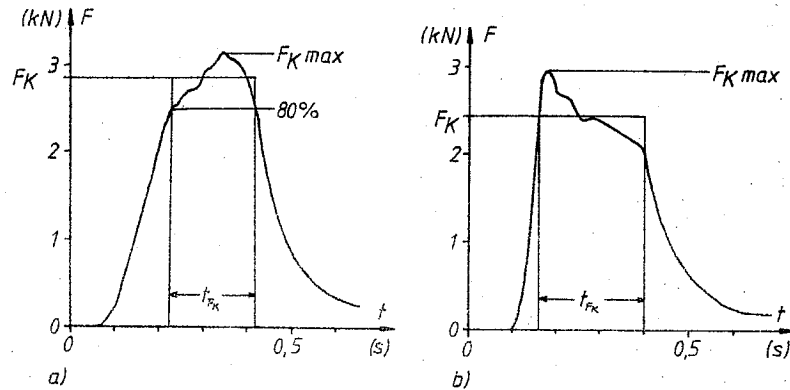


Abb. 18: Auswertung der Kraft-Zeit-Meßkurven. Ausgewertet wird die Belastung während der Kraftspitze in Form der durchschnittlich wirkenden Kraft F_K und der dazugehörigen Belastungszeit t_{FK} . Nähere Erläuterungen im Text.

Für die Untersuchung der Belastung beim Sturz ins Seil wurde ein Sturzstand gebaut, der keine Energie aufnimmt, ein Verletzungsrisiko weitgehend ausschließt, aber dennoch praxisnahe Sturzsituationen nachvollziehen läßt (Abb. 19). Solche Stürze mit nur einer Zwischensicherung als wesentliche Seilumlenkung sind beim Sportklettern recht häufig. Die maximale Sturzhöhe ohne Aufschlaggefahr liegt bei etwa sieben Metern.

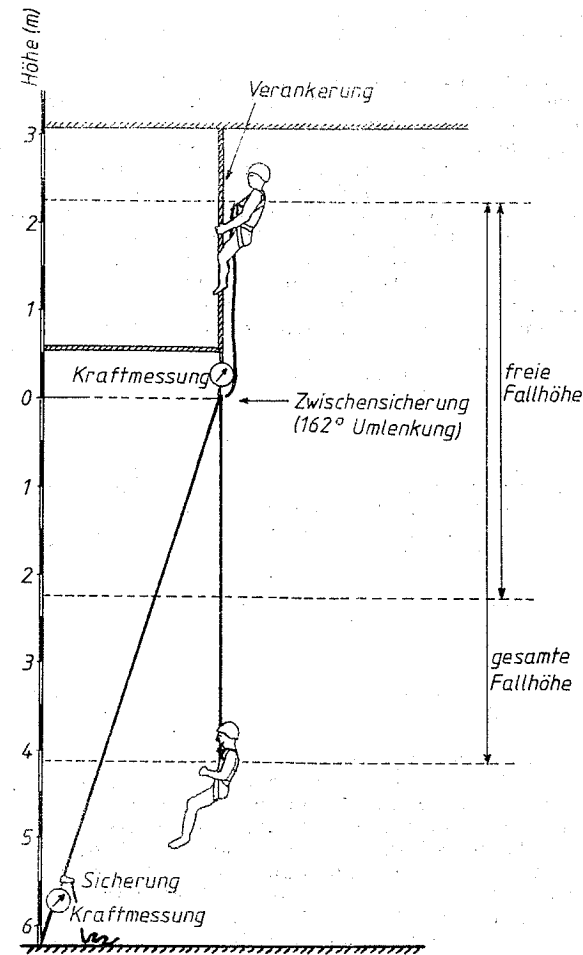


Abb. 19: Skizze des Sturzstandes in der Leichtathletikhalle der Zentralen Hochschul-Sportanlage der Technischen Universität München.

Höhe der Belastung

Die Belastung des Körpers beim Fangstoß hängt in erster Linie von der Bremskraft der Sicherung und der Seilreibung an den Zwischensicherungen und am Fels ab. Zunächst wurde der einfachste Fall mit nur einer Zwischensicherung ohne weitere Reibung untersucht (Abb. 19). Für die Versuchsserien (Anhang Seite 73 bis 79) wurden Einfachseile (11 mm Durchmesser) und Zwillingsseile (8,8 mm Durchmesser) verwendet. Als Sicherung wurde die automatisch wirkende Antz-Bremse benutzt. Vergleichsmessungen mit der HMS-Sicherung und mit Abseilachter-Sicherung wurden ergänzend durchgeführt (Anhang Seite 78).

Auch bei gleicher Belastungsrichtung ist die Bremskraft bei keiner Sicherungsmethode konstant, wie bisher angenommen wurde! Mehrere Faktoren wirken auf die Bremskraft ein, deren Zusammenspiel noch nicht ganz geklärt ist. Im wesentlichen hängt die Bremskraft vom Verhältnis der Fallgeschwindigkeit zur Dehnung des Seiles ab. Die Dehnung wird wesentlich von der Seilreibung beeinflusst. Näherungsweise hängt also die Bremskraft vom Sturzfaktor ab (Abb. 20). Bei gleichem Sturzfaktor, aber unterschiedlichen Fallhöhen und damit auch Fallgeschwindigkeiten, sinkt die Bremskraft bei steigender Fallgeschwindigkeit geringfügig, da die Fallgeschwindigkeit mit der Wurzel der Fallhöhe, aber die Dehnung des Seiles linear dazu ansteigt. Bei nicht automatisch wirkenden Sicherungen beeinflusst auch der Zugriff der Bremshand die Bremskraft. Da der Zugriff aber reflexgesteuert ist, bleibt die Bremskraft bei gleichem Sturzfaktor etwa gleich.

Wie sich gezeigt hat wirkt sich auch der Seiltyp, Zwillings- oder Einfachseil auf die Bremskraft aus. Bei Sturzfaktoren unter 0,4 wirkt sich zusätzlich noch das Körpergewicht aus (Abb. 20), sodaß hier die Messpunkte für 60 und 80 kg schwere Kletterer deutlich voneinander getrennt sind.

Beim Klettern vom Boden oder einem großen Absatz aus, liegt der Sturzfaktor immer unter 0,7, da bei größerem Sturzfaktor wegen der Seildehnung ein Aufschlagen am Boden unvermeidlich ist. Generell weisen sicher über 90% aller nicht einkalkulierten Stürze einen Sturzfaktor unter 1 auf. Bei mindestens 95% der freiwillig einkalkulierten Stürze beim Sportklettern liegt der Sturzfaktor unter 0,5. Bei Stürzen direkt in die Sicherung beträgt der Sturzfaktor 2. Die den Körper belastende Kraft entspricht hier der Bremskraft, da keine zusätzliche Reibung an einer Zwischensicherung auftritt. Sturzfaktoren zwischen 1,9 und 2 sind beim Klettern nicht möglich, da der Abstand zwischen Sicherung und einer einzigen Zwischensicherung pro Seillänge mindestens 2 Meter beträgt. Der Kurvenverlauf für die den Körper belastende Kraft läßt sich aus den Kraftwerten für Sturzfaktor 2 ersehen. Es ergibt sich ein theoretischer Wert, wenn man den Reibungsfaktor an der Umlenkung berücksichtigt, der in der Praxis wegfällt.

So ergeben sich beispielsweise für einen Sturzfaktor von 1 Körperbelastungen von etwa 4 kN bei Verwendung von Zwillings- und 3,7 kN bei Einfachseilen. Bei einem Sturzfaktor von 0,5 betragen die Körperbelastungen 3,5 kN bei Verwendung von Zwillings- und 3 kN bei Einfachseilen (Abb. 20).

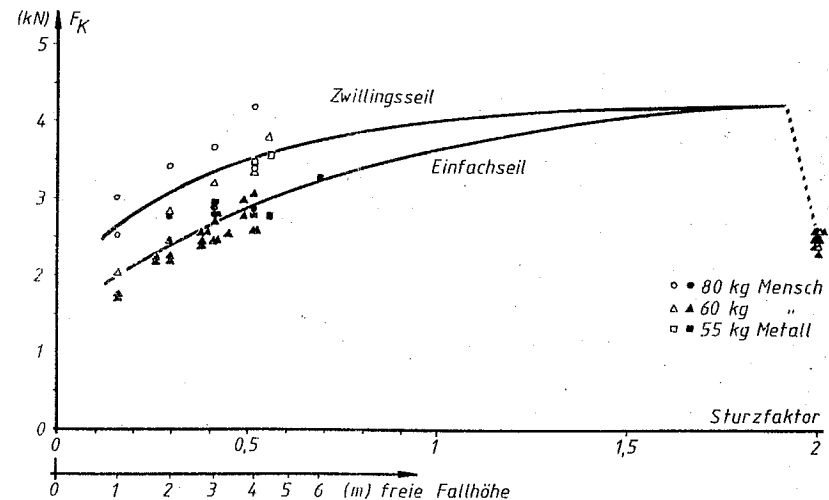


Abb. 20: Die den Körper belastende Kraft F_K in Abhängigkeit vom Sturzfaktor bei der Verwendung der Antz-Bremse und Zwillings- und Einfachseilen. Sturzsituation wie Abb. 19 mit den entsprechenden Fallhöhen.

Vergleichsmessungen mit der HMS-Sicherung und mit einem Abseilachter als Sicherung ergaben Werte in der gleichen Größenordnung (Anhang, Tab. A12 ff.). Betont werden muß aber, daß der Abseilachter nur bei Sturzrichtung nach oben verwendet werden darf, weil die Bremskraft bei Zug nach unten (Sturzfaktor 2) durch die veränderte Seilführung viel zu niedrig ist!

Wählt man als Maß für die Belastung des Körpers das Vielfache der Erdbeschleunigung g , so ergeben sich bei Verwendung von Zwillingsseilen und einem Sturzfaktor von 0,5 eine Belastung von 4,4 g bei 0,80 kN Körpergewicht bzw. 5,8 g bei 0,60 kN Körpergewicht. Bei einem Sturzfaktor von 1 liegt die Belastung bei 5 g bei 0,80 kN Körpergewicht bzw. 6,7 g bei 0,60 kN Körpergewicht.

Bei der Verwendung von Einfachseilen sinkt die Belastung bei einem Sturzfaktor von 0,5 auf 3,8 g bei 0,80 kN Körpergewicht bzw. 5 g bei 0,60 kN. Bei einem Sturzfaktor von 1 liegt die Belastung bei 4,6 g bei 0,80 kN Körpergewicht bzw. 6,2 g bei 0,60 kN.

Leichte Kletterer werden also stärker belastet als schwere (!), da die den Körper belastende Kraft durch die Bremskraft und die Reibungs- und Dehnungsverhältnisse einer bestimmten Sturzsituation vorgegeben ist (siehe auch Tab. A8 im Anhang Seite 75). Bisher wurde wegen der größeren Fallenergie bei schwereren Kletterern auf eine stärkere Belastung derselben geschlossen. Nur bei sehr kleinen Sturzfaktoren, bei denen sich das Körpergewicht auf die Bremskraft auswirkt, werden alle Kletterer etwa gleich belastet. So werden bei einem Sturzfaktor von 0,2 alle Kletterer bei Verwendung von Zwillingsseilen mit 3,3 g bei Einfachseilen mit 2,8 g belastet.

Die Auswirkungen der Seilreibung an zusätzlichen Zwischensicherungen und Fels sind von Fall zu Fall verschieden, je nach der Lage der Zwischensicherungen und der Form und Lage der Stellen, an denen das Seil am Fels aufliegt. Gedanklich läßt sich der Extremfall durchspielen, bei dem das Seil unterhalb einer Zwischensicherung vollständig blockiert wird. Dann besteht die Aufnahme der Fallenergie im wesentlichen aus Seildehnung und damit verbundener Seilreibung in der Zwischensicherung.

Für diese gedanklichen Extremfälle mit Seilblockierung lassen sich die theoretischen Maximalkräfte berechnen. Eine Energieaufnahme durch Knoten, Gurt und Körper wurde hier nicht berücksichtigt. (Berechnung siehe Anhang Seite 82). Die maximal auftretende Kraft beträgt 12,8 kN für Zwillingsseile und 80 kg Körpermasse des Gestürzten, das entspricht einer Verzögerung von 16 g. Bei einer Körpermasse von 60 kg ergibt sich eine Kraft von 10,6 kN, entsprechend 17,7 g (Abb. 21).

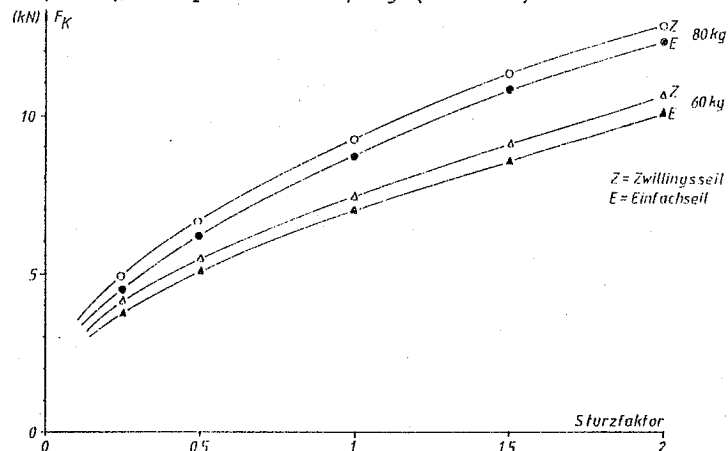


Abb. 21: Der Fangstoß F_K in Abhängigkeit vom Sturzfaktor bei vollständiger Blockierung des Seiles. Energieaufnahme durch Knoten, Anseilgurt und Körper wurden nicht berücksichtigt.

In der Praxis sind die maximal auftretenden Kräfte aber stets niedriger. Das Seil wird in der Praxis nie vollständig blockiert. Außerdem wird Fallenergie nicht nur durch Reibung in der obersten Zwischensicherung und Seildehnung aufgenommen. Verformung von Zwischensicherungen, Dehnung und Verformung von Anseilknoten, Anseilgurt und Körper, sowie Seilreibung am Fels und weiteren Zwischensicherungen sind für die Aufnahme der Fallenergie ebenso möglich.

Schon KOSMATH (1966) erkannte, daß die Energieaufnahme durch Verformung von Haken und Karabinern an Zwischensicherungen wegen der geringen Verformungsstrecke dieser Metallteile zu vernachlässigen sind. Selbst bei Benutzung der heute üblichen Bandschlingen zur Verlängerung der Zwischensicherungen kann die Energieaufnahme dieser dehnbaren Materialien vernachlässigt werden. Die Energieaufnahme einer 20 cm langen, genähten Bandschlinge beträgt etwa 0,02 kJ bei 10 kN Belastung.

Die Energieaufnahme durch Anseilknoten, Gurt und Körper haben KOSMATH (1966) und SCHUBERT (1975a) berechnet. Eine Zusammenfassung von Knoten, Gurt und Körper ist sinnvoll, da ein Körper beim Sturz ins Seil nie ohne Gurt und Knoten belastet wird. Eine Trennung der Energieaufnahme durch Gurt und Körper ist nicht möglich, weil das Einschneiden der Gurttteile in den Körper nicht meßbar ist. Da beide Autoren weder den Fangstoß, noch die Verformung des Körpers kannten, führten ihre Berechnungen zu stark voneinander abweichenden Ergebnissen. Bei KOSMATH steigt die Energieaufnahme durch Knoten, Gurt und Körper von 0,1 kJ bei 4,0 kN Belastung auf 1,0 kJ bei 18,0 kN. Bei SCHUBERT steigt die Energieaufnahme von 0,5 kJ bei 2,0 kN Belastung auf 1,2 kJ bei 4,6 kN. Die Körpermasse der Gestürzten betrug jeweils 80 kg. Bei SCHUBERT ist also die Energieaufnahme von Anseilknoten, Anseilgurt und Körper etwa zehn mal so hoch wie bei KOSMATH.

Aufgrund dieser großen Unterschiede bei den Berechnungen war es nötig, genaue Messungen zur Energieaufnahme durch Knoten, Gurt und Körper durchzuführen. Da diese Energieaufnahme nicht direkt meßbar ist, müssen sämtliche anderen Energieformen, wie Seildehnungsarbeit, Bremsarbeit und Fallenergie, gemessen werden. Dies wurde bei Stürzen direkt in die Sicherung gemacht, bei denen die Bremskraft der Sicherung elektronisch aufgezeichnet wurde, die hier der Belastung des Körpers entspricht. Gleichzeitig wurde der Sturz mit Zeitlupe gefilmt, sodaß die Fallhöhe, sowie die Seildehnung und der Bremsdurchlauf in der Sicherung anhand von Seilmarkierungen abgelesen werden konnten. Von zehn gefilmten Stürzen waren zwei gut zur Auswertung geeignet. Die übrigen wurden wegen mangelnder Aufnahmequalität oder Störungen bei der Sicherung nicht ausgewertet. Weitere Filmaufnahmen konnten aus Kostengründen nicht durchgeführt werden. Je ein Sturz mit Einfach- und Zwillingsseil und jeweils zwei Metern freier Fallhöhe ergaben eine Energieaufnahme durch Knoten, Gurt und Körper von 0,52 kJ bei 3,05 kN Belastung und 0,61 kJ bei 2,65 kN (Abb. 22, Messung und Berechnung im Anhang Seite 68). Der Gestürzte hatte ein Gewicht von 0,60 kN. Die größere Energieaufnahme bei kleinerer Belastung ist möglicherweise auf die längere Belastungszeit zurückzuführen. Bei 3,05 kN wirkte die Kraft über 0,16 Sekunden, bei 2,65 kN über 0,20 Sekunden. Außerdem ergeben sich Unterschiede durch unterschiedliche Bein- und Armhaltung zu Beginn des Fangstoßes. Die Körperverformung ist sicher eine ebenso bedeutende Größe bei der Energieaufnahme wie das Verrutschen innerer Organe oder der Dehnung und des Eindrückens des Gurtes in den Körper.

Weitere Berechnungen der Energieaufnahme durch Knoten, Gurt und Körper bei den Stürzen zur Messung der Belastung (Seite 20) ergaben Werte von 0,40 kJ bei 2,05 kN Belastung bis zu 1,3 kJ bei 4,6 kN (Abb. 22). Diese berechneten Werte liegen ebenfalls im Bereich einer möglichen Kurve, wie die genau gemessenen Werte.

Bei den 13 zur Berechnung herangezogenen Stürzen mit Fangstoßspitzen von 2 bis 4,5 kN war die Energieaufnahme durch Anseilknoten, Gurt und Körper mit einem Viertel bis einem Drittel der gesamten Fallenergie erstaunlich hoch und darf deshalb bei Energieberechnungen nicht vernachlässigt werden!

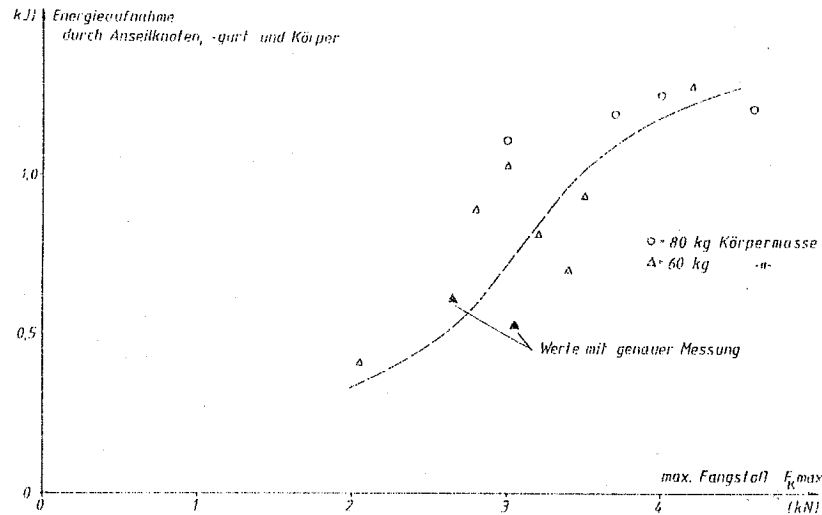
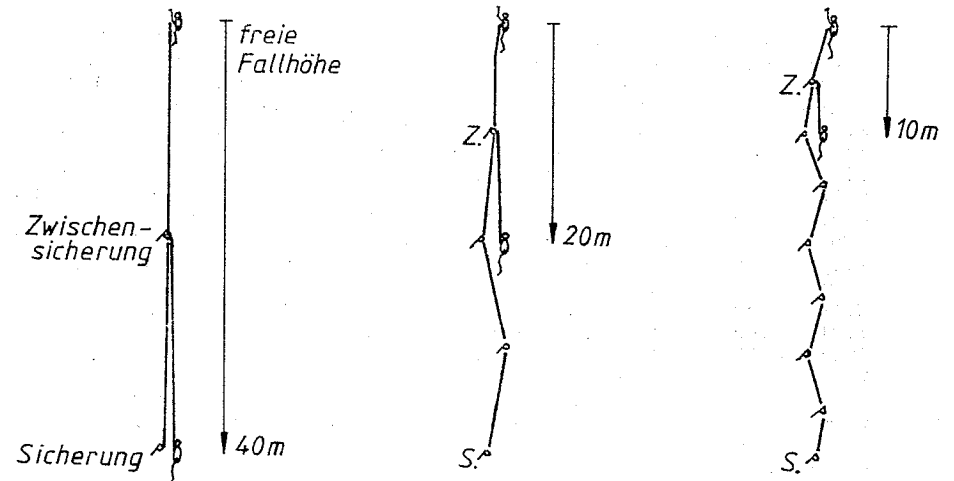


Abb. 22: Die Energieaufnahme durch Anseilknoten, Gurt und Körper in Abhängigkeit vom maximalen Wert des Fangstoßes $F_{K,max}$. Aufgrund der großen Schwankungen der Werte wurde die Kurve nur gestrichelt eingezeichnet.

Die Energieaufnahme durch Seilreibung an allen Zwischensicherungen läßt sich ebenso berechnen wie diejenige an der obersten Zwischensicherung (Modellrechnung im Anhang Seite 83). Wegen der weitaus größeren Seilumlenkung in der obersten Zwischensicherung gegenüber den unteren Zwischensicherungen kommt dieser (oberen) auch die größte Energieaufnahme zu.

Unmöglich ist meist dagegen die Berechnung der Energieaufnahme durch Seilreibung am Fels, da diese Reibung nicht auf einzelne Punkte beschränkt ist und keinen festen Reibwert aufweist. In der Praxis ist die Seilreibung am Fels kaum von der an den Zwischensicherungen zu trennen.

Die Seilreibung steigt, durchschnittlich gesehen, mit dem Abstand von der Sicherung zur letzten Zwischensicherung, entsprechend der länger werdenden Seilauflage am Fels und der steigenden Zahl der Zwischensicherungen. Je größer dieser Abstand, desto geringer ist aber die maximale Fallhöhe. Einer Erhöhung der Fangstoßbelastung durch Seilreibung am Fels und vielen Zwischensicherungen ist also eine Fangstoßbegrenzung durch Sturzhöhen- bzw. Sturzfaktorbegrenzung entgegengesetzt (Abb. 23).



Seilreibung:	gering	mittel	stark
maximale Fallhöhe:	extrem groß	sehr groß	groß
Sturzfaktor:	1	0,5	0,25

Abb. 23: Die gegensätzliche Wirkung des Abstandes von Sicherung zu oberster Zwischensicherung auf Seilreibung und mögliche Fallhöhe bzw. Sturzfaktor bei 40 Metern gekletterter Strecke.

Um die Größenordnung der Seilreibung an Fels und Zwischensicherungen abschätzen zu können, wurde der Seilzug gemessen, also die Kraft, die nötig ist, um beim Klettern das Seil nachzuziehen. Dies geschah im Altmühltal, den Bayerischen Voralpen und im Wilden Kaiser. Nach einer Kletterstrecke von 35 bis 40 Metern steigt der Seilzug vom reinen Seilgewicht von 40 N durch Reibung auf 60 bis 150 N. In Fällen mit sehr starker Seilreibung an Felskanten lag der Seilzug bei 200 bis 250 N. Diese hohen Werte werden jedoch nur in maximal 1% der gekletterten Seillängen erreicht, da Klettern mit einem solch hohen Seilzug zu anstrengend ist.

Unter Sturzbelastung wird das Seil an den Fels gepreßt, wodurch die Reibkraft weiter ansteigt. Solche Reibkräfte bei Sturzbelastung wurden am Burgfelsen im Altmühltal gemessen. Als günstig erwies sich die Südostkante, in deren zweiter Seillänge im Quergang Stürze durchgeführt wurden (Skizze im Anhang Seite 76). An dieser Stelle ist die Seilreibung sehr hoch, der Seilzug beträgt beim Klettern 70 N bei einem reinen Seilgewicht von nur 8 N, entsprechend den 8 Metern Seillänge von Sicherung bis oberste Zwischensicherung. So ergibt sich hier eine denkbar ungünstige Situation, in der bei kurzer dehnbare Seillänge eine sehr hohe Reibung auftritt.

Die Kräfte wurden an Körper (Anseilpunkt), Umlenkung und Sicherung mit elektronischen Kraftmeßdosen bestimmt. Nach einigen "Kontrollstürzen" wurde auf die Kraftmessung am Körper wegen Verletzungsgefahr verzichtet. Die am Körper wirkende Kraft konnte dann aus der Kraft an der Umlenkung errechnet werden (siehe Seite 17). Bei einem Sturz eines 60 kg schweren Kletterers mit 3,8 Metern freier Fallhöhe betrug die den Körper belastende Fangstoßkraft 3,9 kN. Selbst bei einem Sturz mit 8,6 Metern freier Fallhöhe lag die Fangstoßkraft bei "nur" 5,65 kN (Tabelle im Anhang Seite 77). Dieser Sturz wurde mit einem 55 kg Metallblock durchgeführt, der einem Menschen von etwa 60 kg entspricht (keine Energieaufnahme durch Gurt und Körper beim Metallblock). Die Fangstoßkraft war bei den Versuchen mit Kletterern und Metallblock etwa 4,5 mal so groß wie die Bremskraft der Sicherung. Bei einer Bremskraft der Sicherung von 2,0 kN würde dies eine Fangstoßkraft von 9,0 kN bedeuten. Diese Kraft wird aber nur erreicht, wenn die Fallhöhe 20 Meter übersteigt, da sonst die gesamte Fallenergie bei 60 kg Körpermasse durch Seildehnung und damit verbundene Reibung aufgenommen wird.

Eine Verlagerung der Sicherung um 12,1 Meter nach unten mit zusätzlicher Reibung erbrachte infolge des niedrigeren Sturzfaktors auch eine niedrigere Belastung.

Die Antz-Bremse zeigte bei diesen Versuchen eine äußerst wünschenswerte Eigenschaft: durch die starke Seilreibung am Fels wird die Bremskraft der Sicherung reduziert. Vermutlich ist die Seilgeschwindigkeit durch die Seilreibung reduziert, was zu einer geringeren Abklemmung des Seiles in der Bremse führt. Die Bremskräfte bei den Stürzen am Burgfelsen mit starker Seilreibung waren etwa nur halb so groß wie die bei Stürzen ohne Seilreibung an Fels und weiteren Zwischensicherungen.

Zusammenfassend kann nach den Versuchen am Burgfelsen für die Belastung des Körpers bei Stürzen mit Seilreibung an Fels und mehreren Zwischensicherungen festgestellt werden, daß die Belastung des menschlichen Körpers bei freien Fallhöhen unter 5 Metern maximal 9 g beträgt, das sind mindestens 90 % aller Stürze! Bei einem Sturzfaktor von 1 und freien Fallhöhen von 10 Metern werden maximal 11 g erreicht. Bei den sehr seltenen Fällen mit freien Fallhöhen über 20 Metern können unter ungünstigen Verhältnissen Belastungen bis 14 g auftreten. Mit solchen Seilreibungen wird wegen des starken Seilzugs nur in Ausnahmefällen 10 Meter weit über die letzte Zwischensicherung hinausgeklettert, sodaß ein 20-Meter-Sturz auftreten kann.

Dauer der Belastung

Wie lange die Kraft während des Fangstoßes auf den Körper einwirkt, läßt sich berechnen, wenn die durchschnittliche, bremsende Kraft und die freie Fallhöhe bekannt sind. Die Fallgeschwindigkeit nach einer bestimmten freien Fallhöhe ist durch die Erdbeschleunigung gegeben. Von dieser Geschwindigkeit muß der Körper zum Stillstand verzögert werden. Die Belastungszeit ist dann der Quotient aus Fallgeschwindigkeit und Verzögerung ($t = v/a$). Die Verzögerung als Vielfaches der Erdbeschleunigung ist der Quotient aus der den Körper belastenden Kraft und dem Körpergewicht minus 1 g, da die Erdbeschleunigung der Verzögerung entgegenwirkt ($a = F_K/G - g$). Die Belastung ist also immer um 1 g größer als die Verzögerung!

Als Beispiel soll ein Sturz mit 10 Metern freier Fallhöhe dienen. Die Fallgeschwindigkeit beträgt hier 14 m/s. Bei einer vorgegebenen Fangstoßkraft von 4,8 kN wird ein Körper von 0,6 kN Gewicht mit 8 g belastet und mit 7 g über 0,2 Sekunden zum Stillstand verzögert. Ein Körper mit 0,8 kN Gewicht wird mit 6 g belastet und mit 5 g über 0,29 Sekunden verzögert. Leichte Kletterer werden also härter belastet, aber nicht so lange! (genaue Berechnung für Sturzverzögerungen im Anhang Seite 89).

Bei Messungen (Tab. A1 bis A21) ergeben sich Belastungszeiten, die um 0,01 bis 0,05 Sekunden unter den theoretischen Werten liegen, da der Körper während des Anstiegs der Kraft auf den Fangstoß bereits verzögert wird. Die Belastungszeiten liegen bei Stürzen wie am Sturzstand (Abb. 19) und freien Fallhöhen bis zu 10 Metern zwischen 0,15 und 0,25 Sekunden bei 0,6 kN Körpergewicht (Abb. 24) und zwischen 0,15 und 0,4 Sekunden bei einem Körpergewicht von 0,8 kN.

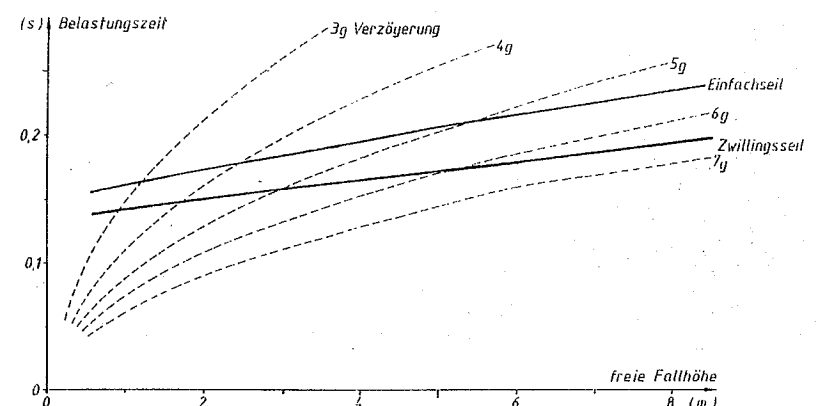


Abb. 24: Die Belastungszeit in Abhängigkeit von der freien Fallhöhe für 0,6 kN Körpergewicht bei der Verwendung von Einfach- und Zwillingsseil und der Antz-Bremse bei Stürzen gemäß Abb. 19 (Nur eine Zwischensicherung). Gestrichelt sind die theoretischen Werte für unterschiedliche Verzögerungen eingezeichnet. In der Praxis steigt mit zunehmender Fallhöhe auch die Verzögerung als Folge der steigenden Bremskraft. Dies ergibt die weitgehend gleichbleibenden Belastungszeiten.

Bei Stürzen direkt in eine Sicherung wie Antz-Bremse oder HMS-Sicherung (Tab. A1 und A2), ohne Umlenkung des Seiles in einer Zwischensicherung, treten Bremskräfte von etwa 3 kN auf, die in gleicher Höhe auf den Körper wirken. Für die Belastungszeiten ergeben sich bei einem 10-Meter-Sturz somit Werte von 0,36 Sekunden bei 0,6 kN Körpergewicht und 0,52 Sekunden bei 0,8 kN Körpergewicht.

Zusammenfassend läßt sich der Bereich der Belastung bei Stürzen ins Seil als Vielfaches der Erdbeschleunigung und der Belastungszeit in folgender Grafik darstellen (Abb. 25). Bei gleicher Fallhöhe und steigender Belastung nimmt die Belastungszeit ab (gestrichelte Linien für die jeweiligen Fallhöhen). Sowohl steigender Sturzfaktor (die Bereiche einzelner Sturzfaktoren und Körpergewichte sind schraffiert dargestellt) als auch zunehmende Reibung führen zu einer Erhöhung der Belastung. Bei gleichem Sturzfaktor und bei gleichbleibender Reibung an einer wirksamen Zwischensicherung bleibt die Belastung nahezu gleich (Linien für Seilreibung nur in Umlenkung). Bei einem Sturzfaktor von 0,5, Einfachseil und 0,80 kN Körpergewicht liegt die Belastung bei etwa 3,8 g. Steigende Reibung bringt eine Erhöhung der Belastung mit sich (Maximum sind die Linien für extreme Seilreibung an Fels und Zwischensicherungen). Die maximale freie Fallhöhe für die einzelnen Sturzfaktoren ergeben sich aus der zur Verfügung stehenden Seillänge von 40 Metern.

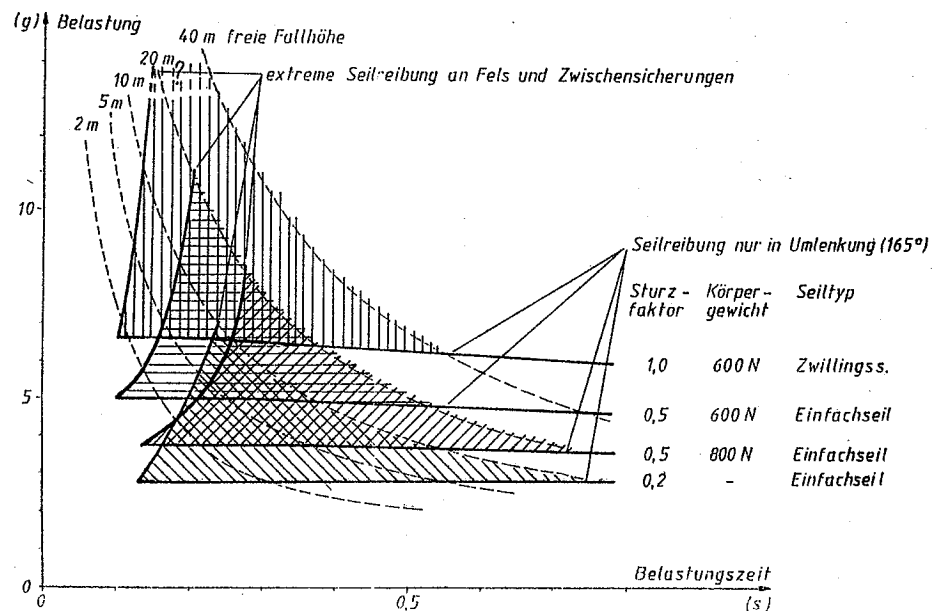


Abb. 25: Der Bereich der Belastung als Vielfaches der Erdbeschleunigung g und der dazugehörigen Belastungszeiten für verschiedene Sturzfaktoren bzw. Körpergewichte.

Die Reibung an Fels und Zwischensicherungen steigt bei gleichem Sturzfaktor mit der Fallhöhe. Dadurch steigt hier die Belastung bei steigender Fallhöhe trotz gleichbleibendem Sturzfaktor. Je stärker die Reibung, desto stärker die Belastung. So erreicht die Belastung bei einem 10-Meter-Sturz mit sehr starker Seilreibung und einem Sturzfaktor von 1 immerhin 11 g bei einem Kletterer mit 0,60 kN Körpergewicht.

Stürze unter 10 Metern freier Fallhöhe und damit Belastungen unter 11 g umfassen sicher alle freiwillig einkalkulierten Stürze beim Sportklettern und auch mindestens 90% der unfreiwilligen Stürze, insgesamt also über 99 % aller Stürze. Der Großteil mit über 90% aller Stürze, freiwillig und unfreiwillig, weist sogar freie Fallhöhen unter 5 Metern auf, das ergibt Belastungen unter 9 g! Die meisten einkalkulierten Stürze beim Sportklettern haben einen Sturzfaktor unter 0,5 und die Seilreibung am Fels ist minimal, sodaß die Belastungen sogar unter 5 g liegen.

Bei Stürzen von 20 Metern und mehr ist eine Belastung über 10 g ebenfalls äußerst selten, da bei solchen "Kapitalstürzen" entweder der Sturzfaktor niedrig ist, oder die geringe Seilreibung an Fels und Zwischensicherungen die dynamische Wirkung der Sicherung wenig behindert (siehe Seite 25).

Beim Sportklettern wird oft nur mit dem Körper als Gegengewicht gesichert, damit bei Stürzen nur geringe Kräfte auftreten können. Die Belastungen des Stürzenden liegen bei der Körpersicherung etwa 1 g niedriger als bei Sicherung an einem Fixpunkt. Die Bremskraft erreicht hier ja nur das ein- bis dreifache Körpergewicht, entsprechend der Massenträgheit des Sichernden (Tab. A12 ff. Seite 78). Sobald Bremskräfte deutlich über dem Körpergewicht des Sichernden auftreten, wird dieser nach oben beschleunigt. Neben der Verletzungsgefahr des Sichernden durch Anschlagen am Fels besteht auch die große Gefahr, daß der Sichernde vor Schreck oder infolge Verletzung das Seil losläßt und der Stürzende nicht gehalten wird. Wegen dieser Gefahr des Hochreissens des Sichernden ist diese Sicherungsmethode nur bei Sturzfaktoren unter 0,3 ohne Verletzungsgefahren möglich.

Die Folgen der Belastung

Bei den Auswirkungen der Fangstoßbelastung auf den Körper ist es sinnvoll, zwei Gruppen von Verletzungen zu unterscheiden:

- die akuten Verletzungen, die sofort bei einem einzigen Fangstoß zu spürbaren Verletzungen führen wie z.B. Knochenbrüche, Bänderrisse oder Rupturen innerer Organe.
- die chronischen Verletzungen, die als Folge vieler Fangstöße auftreten und oft erst Jahre nach den ersten Belastungen wahrgenommen werden. Hierzu zähle ich auch kleine Verletzungen, wegen derer ein Kletterer nicht zum Arzt geht.

Die einzelnen Anseilmethoden mit unterschiedlichen Gurtsystemen sind bei den Belastungsfolgen von großer Bedeutung, da die Fangstoßkräfte je nach Geometrie der einzelnen Gurtsysteme unterschiedlich auf den Körper übertragen werden.

Eine Unterscheidung der Stürze hinsichtlich der Kontrollierbarkeit der Körperhaltung ist ebenso wichtig, da die Körperlage zu Beginn des Fangstoßes von Bedeutung sein kann. Spürt ein Kletterer den drohenden Sturz z.B. durch Kräfteschwund, so kann er durch gezieltes Abstoßen vom Fels seinen Körper in eine aufrechte Haltung bringen. Stürze, bei denen der Kletterer seine Körperhaltung gezielt beeinflussen kann, sind kontrollierbare Stürze. Die Kontrolle von Stürzen setzt aber eine schnelle Reaktion voraus, die durch Training erworben werden muß.

Kletterer ohne Sturztraining sind bei jedem Sturz wie gelähmt und reagieren erst, wenn der Sturz bereits abgebremst ist. Der Sturz verläuft also unkontrolliert. Kann der Kletterer bei überraschendem Absturz z.B. als Folge von ausbrechendem Gestein oder plötzlichem Abrutschen seine Körperhaltung durch Abstoßen vom Fels nicht mehr gezielt beeinflussen, so ist der Sturz ebenso nicht kontrollierbar, wie auch sämtliche Stürze, bei denen der Kletterer bewusstlos ist (Blitz, Steinschlag) oder bei denen er während des Sturzes Felsberührung hat.

Akute Verletzungen

Verletzungen unmittelbar durch die Fangstoßbelastung sind durch eine Vielzahl von Unfallberichten belegt. Wie sich gezeigt hat, ist bei den akuten Verletzungen die Anseilmethode von ausschlaggebender Bedeutung. Die alleinige Verwendung eines Hüftgurtes birgt in manchen Situationen ein lebensbedrohliches Risiko in sich. Alle akuten Verletzungen der letzten zehn Jahre durch Fangstoßeinwirkung sind auf diese Anseilmethode zurückzuführen. Um die unterschiedlichen Belastungen des Körpers während des Fangstoßes mit und ohne Benutzung eines Brustgurtes zu veranschaulichen, wurde anhand von Fotos in Hängeposition die Kräfteverteilung auf die einzelnen Gurtteile über Kräfteparallelogramme ermittelt. Die beiden Beinschlingen wurden meist zusammengefaßt, da beide über das Becken auf die Wirbelsäule wirken.

Als Fangstoßkraft wurde 4,0 kN gewählt. Solche Kräfte treten bei Stürzen im Gebirge bei etwas Seilreibung am Fels ohne weiteres auf.

Bei der Verwendung eines Brust- und eines Hüftgurtes wird der Oberkörper durch den Brustgurt gegen ein Abkippen nach hinten geschützt (Abb. 26). Dieses Abkippen droht infolge der rückwärtigen Lage des Oberkörpers gegenüber dem Anseilpunkt, an dem die Fangstoßkraft einwirkt. Durch den Brustgurt pendelt der Körper in eine aufrechte Hängeposition, egal welche Körperlage der Gestürzte zur Zeit des Fangstoßbeginns hatte, also auch bei unkontrollierbaren Stürzen. Diese aufrechte Körperhaltung behält der Gestürzte selbst bei Bewußtlosigkeit bei (Blitz, Steinschlag, Felsberührung während des Sturzes). Die Gefahr eines Schleudertraumas infolge eines Abkippens des Kopfes nach hinten mit Überstreckung der Halswirbelsäule ist praktisch nicht gegeben, da bisher kein einziger Unfall mit solchen Folgen beobachtet wurde. Angeseilt mit Brust- und Hüftgurt ist bisher kein einziger Fall schwerer Verletzungen durch Fangstoßeinwirkung bekannt geworden!

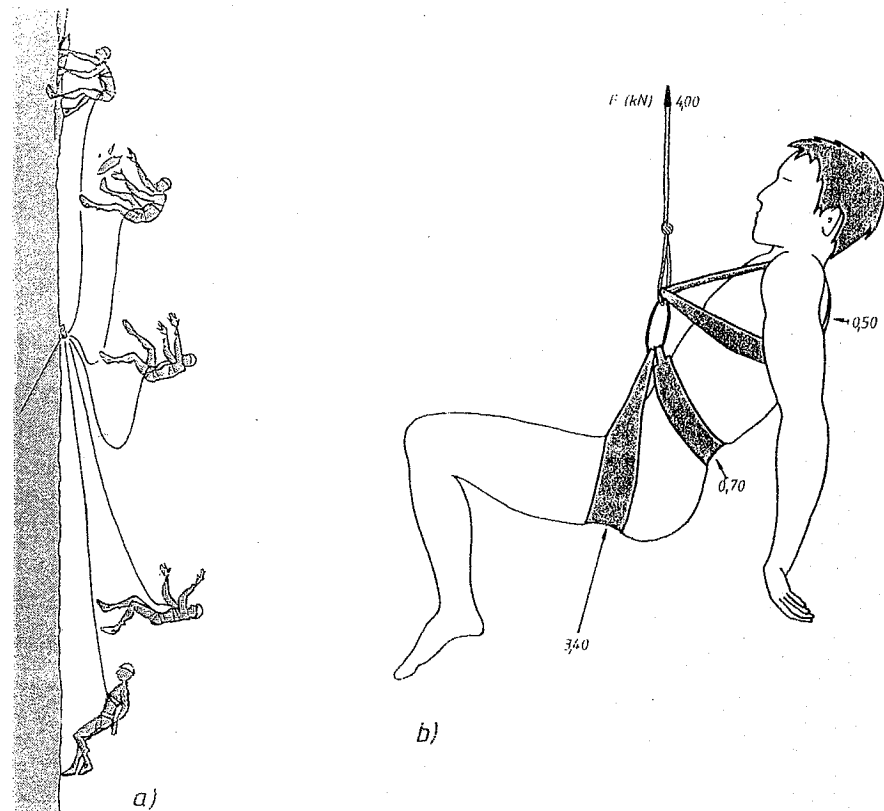


Abb. 26: Unkontrollierbarer Sturz mit Brust und Hüftgurt. Der Körper pendelt in eine aufrechte Haltung, die durch den Brustgurt gewährleistet ist (a). Kräfteverteilung auf die einzelnen Gurtteile bei einem Fangstoß von 4 kN (b), ermittelt durch Kräfteparallelogramme.

Anders ist die Situation bei Stürzen mit der Hüftanseilmethode. Hier ist eine stabile, aufrechte Hängeposition nur durch aktive Muskelanspannung möglich. Diese Funktion kann manchmal die Bauchmuskulatur übernehmen (Abb. 27b), wenn der Körper zu Beginn des Fangstoßes aufgerichtet ist. Diese aufrechte Körperhaltung ist jedoch nur bei kontrollierbaren Stürzen gewährleistet (Abb. 27a). Bei schräger Körperhaltung ist die Bauchmuskulatur bereits überfordert, die Funktion zum Aufrichten des Oberkörpers müssen dann die Arme übernehmen (Abb. 27c). Bei einem Fangstoß von 4 kN müssen die Arme nur eine Zugkraft von 0,15 kN aufbringen. Für Kletterer eine Kleinigkeit.

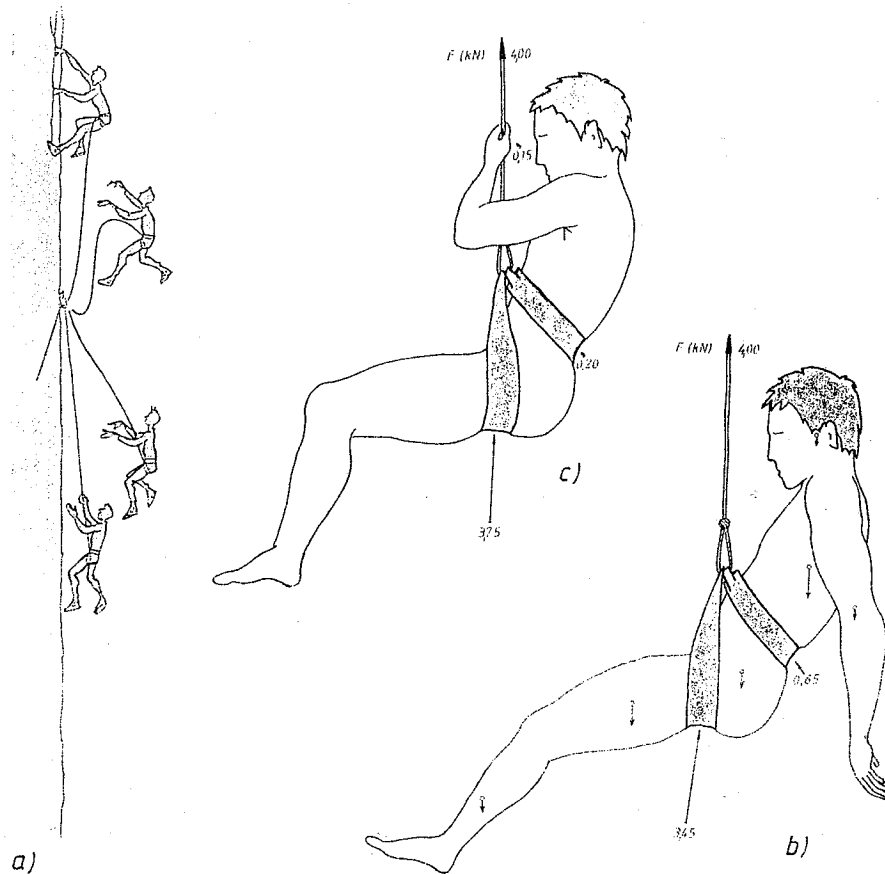


Abb. 27: Kontrollierter Sturz mit der Hüftanseilmethode (a). Die aufrechte Körperhaltung wird mit der Bauchmuskulatur (b) oder den Armen (c) gewährleistet. Kräfteverteilung auf die einzelnen Gurteile (b,c) bei einem Fangstoß von 4 kN. Teilschwerpunkte des Körpers und deren Bewegungsrichtung sind mit Pfeilen eingezeichnet.

Voraussetzung für diese Methode zur Herstellung der aufrechten Körperhaltung durch die Armkraft ist jedoch eine schnelle Reaktion des Stürzenden, er muß vor dem Beginn der Fangstoßeinwirkung das Seil ergriffen haben. Geübte "Springer" halten schon lange vor der Fangstoßeinwirkung das Seil fest in den Händen (Abb. 28). Bei unkontrollierbaren Stürzen, mangelndem Training, oder gar Bewußtlosigkeit ist die aufrechte Körperhaltung bei der Hüftanseilmethode nicht gewährleistet! Genau darin liegt das Risiko dieser Anseilmethode.

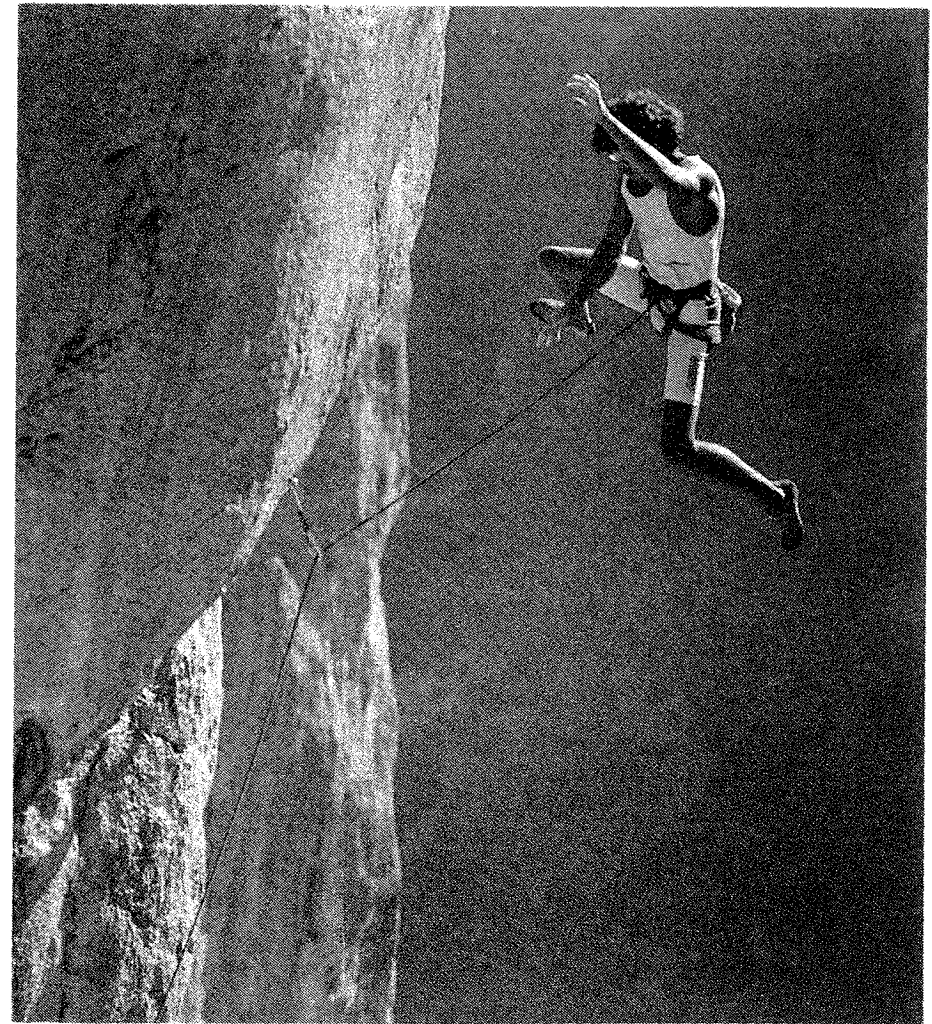


Abb. 28: Kontrollierter Sturz mit der Hüftanseilmethode. Der Kletterer greift schon kurz nach dem "Absprung" das Seil mit der Hand, um beim Fangstoß die aufrechte Körperhaltung zu garantieren.

Im Folgenden werden die Belastungen des Körpers bei unterschiedlichen Körperhaltungen zu Beginn des Fangstoßes und der Verwendung der Hüftanseilmethode gezeigt. Neben der Körperlage spielt auch die Eigenrotation des Körpers eine Rolle, die jedoch von geringerer Bedeutung ist und nur leicht verstärkend oder mindernd auf die Kräfte des Fangstoßes wirkt. In der Praxis treten die geschilderten Situationen nicht immer genau in der abgebildeten Art und Weise auf, es kommt zur Überlagerung der dargestellten Einzelsituationen.

Die gefährlichste Situation ergibt sich bei etwa waagerechter, gestreckter Körperlage zu Beginn des Fangstoßes (Abb 29 a,b). Bei dieser Rückenlage weist der Oberkörperschwerpunkt einen großen horizontalen Abstand zum Hüftgurt auf. Dadurch kommt es am Bauchteil des Hüftgurtes im Bereich der Lendenwirbelsäule zu großen Biegebelastungen. Die Beine wirken hier als Gegenhebel. Wirbelsäulenbrüche mit Todesfolge sind mögliche Auswirkungen.

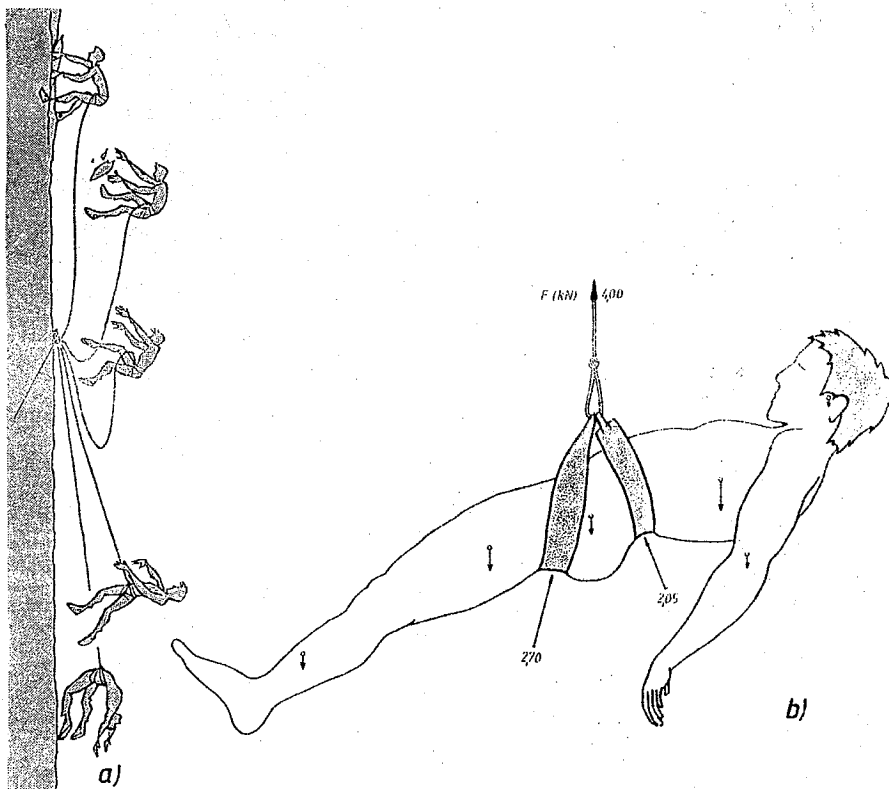


Abb. 29: Unkontrollierter Sturz mit der Hüftanseilmethode und waagerechter Körperhaltung zu Beginn des Fangstoßes (a). Die Kräfteverteilung bei einem Fangstoß von 4 kN (b). Teilschwerpunkte des Körpers und deren Bewegungsrichtung sind mit Pfeilen eingezeichnet.

Eine genaue Beschreibung der Verletzungen ist nicht möglich, da bisher nie eine Obduktion der Verunglückten durchgeführt wurde. Die Beschreibungen der Rettungsleute lassen jedoch auf Brüche ganzer Wirbel bzw. schwerer Rupturen des Bandapparates der Wirbelsäule schließen: "...die Schultern berührten seine Fersen", "...wie ein Taschenmesser zusammengeklappt". Fallversuche mit einem Dummy (SCHUBERT 1984) ergaben ebenfalls "Wirbelbrüche" (Abb. 30). Ein Dummy entspricht zwar nicht einem lebendigen Menschen und ergibt höhere Belastungen (HIGGINS u. KROH 1981), zeigt aber den typischen Bewegungsablauf bewußtlos stürzender Kletterer unter Fangstoßeinwirkung (Anhang Seite 80).

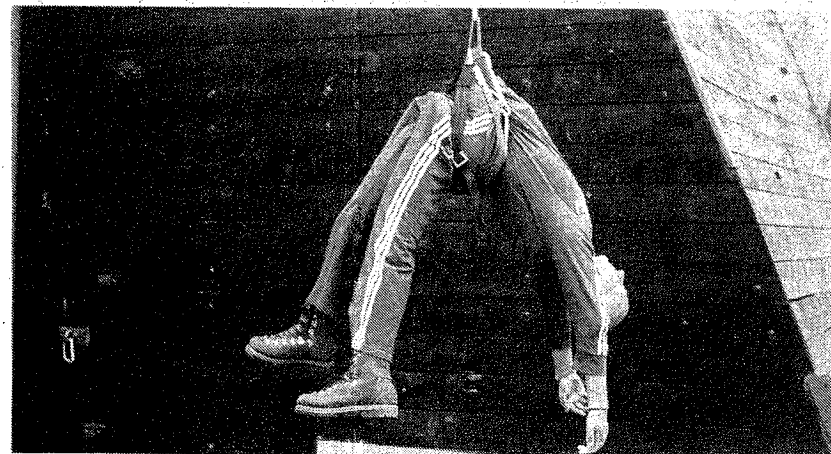


Abb. 30: Dummy mit Wirbelsäulenbruch nach einem Sturz über 5 Meter mit aufrechter Körperhaltung zu Beginn des Fangstoßes.

Unfälle mit Todesfolge durch Wirbelsäulenverletzungen ereigneten sich mehrfach. Einige werden ausführlicher geschildert. Die Unfälle geschahen

- 1977 an der Pordojspitze (Dolomiten)
- 1979 am Zahnkofel (Dolomiten). Ein Kletterer wurde durch Blitzschlag in die überhängende Nordwand geschleudert und stürzte 30 m frei durch die Luft. Die Bergwacht konnte ihn mit Wirbelsäulenbruch, der einzigen Verletzung, nur noch tot bergen. Zwei, mit diesem identische Unfälle, ereigneten sich am Ersten Sellaturm (Dolomiten) und an der Kingspitze (Berner Oberland), bei denen die Gestürzten zusätzlich einen Brustgurt trugen und unverletzt geborgen werden konnten!
- 1980 an der Ama Dablam (Himalaya), hier traten jedoch zusätzlich sehr schwere (tödliche?) Kopfverletzungen auf.
- 1981 am Freneypfeiler (Mt. Blanc)
- 1981 an der Rigelekante (Wilder Kaiser)

- 1986 am Breithorn (Wallis). Ein Kletterer stürzte etwa 20 Meter über eine 45° steile Eiswand und zog sich einen Wirbelsäulenbruch zu. Er war sofort querschnittsgelähmt aber noch bei Bewußtsein. Seine Begleiterin stieg allein zum Gipfel und alarmierte die Rettung, die den Gestürzten jedoch nur noch tot bergen konnte. Er war in der Zwischenzeit an Unterkühlung gestorben.

Ein Unfall mit weniger ernsten Folgen ereignete sich 1985 in der Eiger-Nordwand (Berner Oberland). Ein Kletterer stürzte am Eiswaust und zog sich bei der Biegung der Wirbelsäule durch den Hüftgurt eine schmerzhaft Rückenverletzung zu. Er mußte mit dem Hubschrauber geborgen werden.

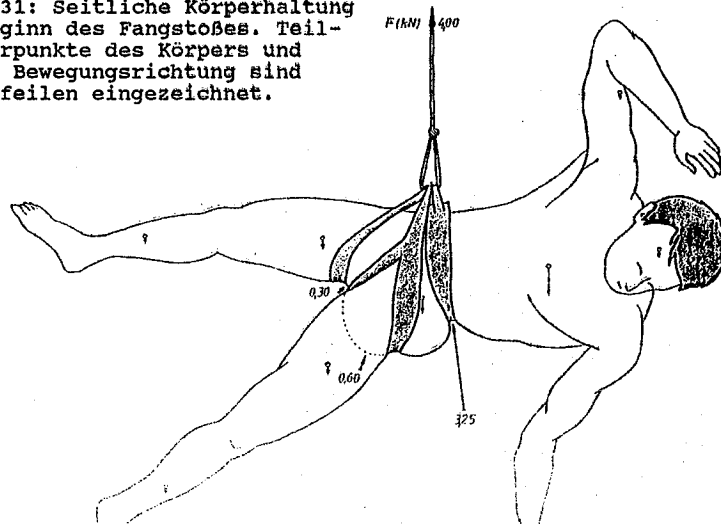
Bei seitlicher, gestreckter, waagerechter Körperhaltung zu Beginn des Fangstoßes kommt es zu einem starken Eindrücken vom Bauchteil des Hüftgurt im Lendenbereich (Abb. 31). In dieser Situation sind die inneren Organe wie Nieren oder Milz dem Druck voll ausgesetzt, da der Schutz durch die Wirbelsäule wegfällt.

- 1980 am Torre Trieste (Dolomiten)

- 1986 stürzte ein Kletterer am Oberreintaldom (Wetterstein) gut 60 Meter ins Seil. Die Bergwacht fand ihn mit stark übersteckter Wirbelsäule waagrecht im Seil hängend. Er hatte keinerlei äußere Verletzungen. Er ist an inneren Verletzungen durch das Einschneiden des Gurtes gestorben. Dieser Unfall war Anlaß für eine Diplomarbeit über die Motivation des Anseilens mit dem Hüftgurt trotz bekannter Risiken (POHL 1987)

- 1987 stürzte ein Kletterer in einem Klettergarten bei Innsbruck etwa 7 Meter ins Seil und zog sich durch das Einschneiden vom Bauchteil des Hüftgurt einen Milzriss zu.

Abb. 31: Seitliche Körperhaltung zu Beginn des Fangstoßes. Teilschwerpunkte des Körpers und deren Bewegungsrichtung sind mit Pfeilen eingezeichnet.



Eigenrotation des stürzenden Kletterers oder angewinkelte Beine können die Beine als Gegenhebel bei der Durchbiegung der Wirbelsäule unwirksam werden lassen. Es kommt nicht zur Überstreckung der Wirbelsäule, sondern zum Kippen des gesamten Körpers. Der extremste Fall liegt vor, wenn sich der Schwerpunkt der Beine auf der Seite des Oberkörpers befindet (Abb. 32). Es entsteht eine extreme Pendelbewegung des Körpers um den Anseilpunkt, die durch Eigenrotation nach Griffausbruch oder Felsberührung während des Sturzes verstärkt werden kann. Ein starkes Anschlagen mit dem Kopf am Fels ist eine der möglichen Folgen mit großem Verletzungsrisiko. Besonders ungünstig ist zusätzlich die Angewohnheit vieler Benutzer der Hüftanseilmethode, auf einen Helm als Kopfschutz zu verzichten!

- 1985 stürzte ein Kletterer an der Rotwand (Dolomiten). In waagerechter Körperhaltung traf ihn der Fangstoß. Der erfolgte Pendelsturz mit Anschlagen des Kopfes am Fels wurde von einem anderen Kletterer beobachtet. Der Gestürzte verstarb an den Kopfverletzungen.

- 1988 stürzte ein Kletterer am Ciavazes (Dolomiten) im Nachstieg bei einer Querung. Infolge der Hüftanseilmethode pendelte er mit dem Kopf nach unten gegen den Fels. Er verstarb im Krankenhaus an den Kopfverletzungen.

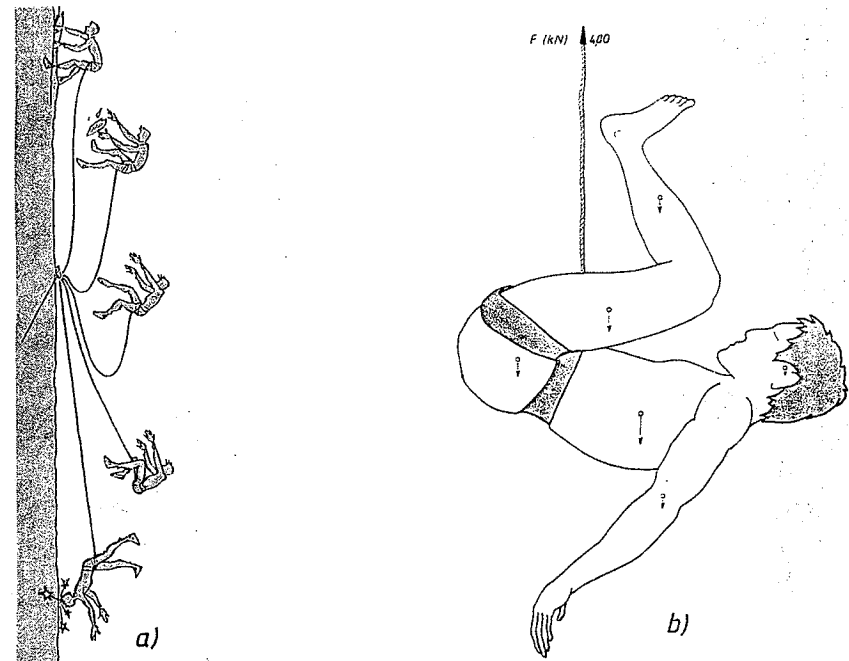


Abb. 32: Pendelbewegung beim Fangstoß infolge einseitiger Massenverteilung (a). Schwerpunkte der Beine und des Oberkörpers liegen auf einer Seite des Anseilpunktes (b). Teilschwerpunkte des Körpers und deren Bewegungsrichtung sind mit Pfeilen eingezeichnet.

Die Pendelbewegung des Körpers um den Anseilpunkt ist oft nur gering oder ohne Auswirkungen, wenn keine Felsberührung erfolgte. Für das weitere Abbremsen des Sturzes ergibt sich dann eine Hängeposition mit dem Kopf nach unten (Abb. 33). Bei Felsberührung während des Abbremsens ergibt sich somit eine ernste Kopfverletzung anstatt eines wahrscheinlichen Beinbruchs bei aufrechter Körperhaltung mit zusätzlich getragenen Brustgurt. Die Bremsstrecke ist bei einer Verzögerung von 5 g (Belastung = 6 g) immerhin ein Fünftel der freien Fallhöhe! Deshalb ist dieser Teil des Sturzes mit möglicher Felsberührung nicht zu unterschätzen! Bei Bewegungsunfähigkeit infolge Verletzung oder Bewußtlosigkeit ist neben der Verletzungsgefahr durch Anschlagen während des Fangstoßes auch eine nachteilige Wirkung des anschließenden Hängens kopfüber bei vielen Verletzungen, vor allem im Kopfbereich, gegeben.

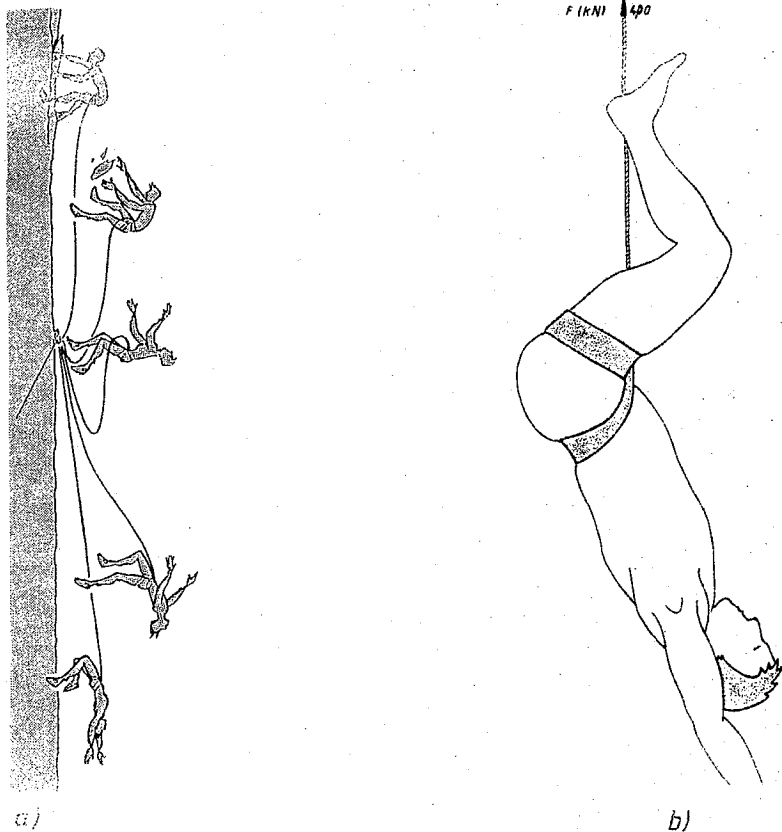


Abb. 33: Abbremsen eines Sturzes mit dem Kopf nach unten durch Abkippen des Oberkörpers bei Fangstoßeinwirkung (a). Detail der Sturz- und Hängeposition (b).

Zwei tödliche Unfälle ereigneten sich durch Stürzen und Hängen kopfüber infolge der Hüftanseilmethode:

- 1982 (?) stürzte ein Pole im Mt. Blanc Gebiet und verstarb an Schädelverletzungen infolge des Sturzes und Hängens mit dem Kopf nach unten.
- 1984 stürzte ein Kletterer an der Plattenspitze (Karwendel). Ein von ihm geschlagener Zwischenhaken hielt der Belastung nicht Stand, der Sturz wurde unkontrolliert. Der Gestürzte blieb bis zur Rettung durch den Kameraden mit Kopfverletzungen kopfüber im Seil hängen. Ob er sich die Kopfverletzungen wegen Pendelns oder Kopfüber-Stürzens zuzog, ist unsicher. Er verstarb nach fünf Monaten Bewußtlosigkeit an den Folgen der Kopfverletzung. In aufrechter Hängeposition, ohne Blutstau im Kopf, wären die Folgen weit harmloser gewesen!

Neben diesen beiden tödlichen Unfällen ereigneten sich auch mehrere Unfälle mit schweren Verletzungen durch Stürzen und Hängen mit dem Kopf nach unten. Ein genauer Bericht liegt u.a. von einem schweizer Spitzenkletterer vor:

- 1986 kletterte der Betreffende eine Route in Finale (Italien). Kurz vor dem Einhängen des dritten Hakens stürzte er. Der Ruck des Fangstoßes ließ ihn rückwärts abkippen. So stürzte er kopfüber bis zum vollständigen Abbremsen weiter, wobei er mit dem Kopf voran auf einem Felsband aufschlug. Der zugezogene Schädelbasisbruch mußte operiert werden.

Eine weitere Folge der Hängelage mit dem Kopf nach unten kann ein Rutschen aus dem Hüftgurt sein. Dieses Problem betrifft vor allem Männer - mit schwächer ausgebildetem Becken und Taille -, wenn der Gurt nicht straff genug festgezogen ist. Ernste Unfälle sind bisher glücklicherweise nicht bekannt geworden, da die Gestürzten entweder mit den Kniekehlen oder den Fersen im Gurt hängengeblieben sind.

Ein weiteres, ernstes Verletzungsrisiko beinhalten Hüftgurte, deren Bauchteil bei Belastung nach oben gegen die Rippen gerissen wird. Dadurch können besonders die freien Rippen gebrochen werden. Neben dem eher harmlosen Rippenbruch kann jedoch auch ein Hämato-pneumothorax bei Eindringen der abgebrochenen Rippe in die Lunge auftreten:

- ca. 1980 verunglückte ein Kletterer im Yosemite (USA) und starb an den Folgen eines so zugezogenen Hämato-pneumothorax.
- 1979 zog sich ein anderer Kletterer durch Hochreißen des Bauchteiles einen Rippenbruch zu, der jedoch ohne ernste Folgen blieb.

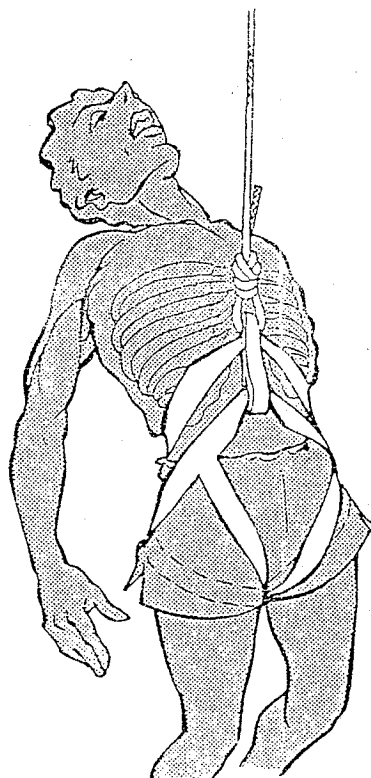


Abb. 34: Bei schlecht sitzenden Hüftgurten kann der Bauchteil beim Fangstoß stark gegen die Rippen gezogen werden. Rippenbrüche sind eine mögliche Folge.

Neben der Gefahr eines Hämatothorax besteht auch die Gefahr eines Herzinfarktes durch stumpfe Stoßbelastung auf den Brustkorb. Eine solche Stoßbelastung des Brustkorbes kann durch zu hoch sitzende Hüftgurte oder durch alleinige Verwendung von Brustgurten verursacht werden. So verstarb ein Jahr nach einem Sturz über 6 Meter im Elbsandsteingebirge ein Kletterer an den Folgen eines Herzinfarktes, verursacht durch Thoraxkontusion oder -kompression beim Fangstoß (GLÖS 1989).

Die hier geschilderten Unfälle infolge der Anseilmethode nur mit Hüftgurt sind sicher nicht vollzählig! Dem Sicherheitskreis des Deutschen Alpenvereins gehen nur Unfallmeldungen von Mitgliedern regelmäßig zu. Tödliche Unfälle werden meist gemeldet, aber Unfälle mit leichten oder schweren Verletzungen aus den Klettergebieten der Mittelgebirge werden nur vereinzelt bekannt. Unfallberichte außerhalb der DAV-Unfallstatistiken sind nur Zufallsmeldungen von Freunden oder Bekannten.

Gerade unter den Benutzern der Hüftanseilmethode ist die Mehrzahl nicht im Alpenverein organisiert. So existiert eine hohe Dunkelziffer. Eine gezielte Studie bei Sportkletterern in Spanien (MARTINEZ VILLEN, 1987) brachte ebenfalls zwei Wirbelbrüche durch Verwendung der Hüftanseilmethode zutage.

Bei allen Anseilmethoden können Hautverletzungen durch die Gurte bei Fangstoßeinwirkung auftreten, vor allem wenn die Gurte auf dem nackten Körper getragen werden. In Klettergebieten mit hohen Außentemperaturen tragen die Kletterer oft nur eine Turnhose unter dem Gurt. Weit gefährlicher sind Skrotum- und Hodenverletzungen, wenn der Hüft- oder Sitzgurt nicht richtig sitzt (MARTINEZ VILLEN, 1987). Wichtig ist deshalb eine Hängeprobe mit möglichst wenig dämpfender Kleidung beim Kauf eines Anseilgurtes. Hier spürt der Käufer deutlich die Bequemlichkeit einer gut zu seiner Anatomie passenden Gurtform (MÄGDEFRAU 1984). Die meisten Bergsportfachgeschäfte bieten inzwischen die Möglichkeit einer Hängeprobe an. Mit einem gut sitzenden Gurt können Hautverletzungen weitgehend vermieden werden.

Chronische Verletzungen

Bei chronischen Verletzungen durch ständig wiederholte Belastung während der Fangstöße ist am ehesten die Wirbelsäule durch ständige Stauchung, Biegung und auch Torsion betroffen. Zunächst sollen nur die Folgen der Belastung bei aufrechter Körperhaltung betrachtet werden. Gründliche Untersuchungen dieses Problems wurden in der Flugmedizin durchgeführt. Die Belastungen auf einem Schleudersitz beim Notausstieg sind denen des Abbremsens beim Sturz mit aufrechter Körperhaltung ins Seil weitgehend ähnlich.

Infolge der Lage des Oberkörperschwerpunktes vor der Wirbelsäule wird diese nicht nur auf Druck sondern auch auf Biegung belastet (Abb. 35). Die Brustkyphose und die Lendenlordose werden verstärkt. Ebenso bewirkt der Kopf je nach Haltung neben dem Druck eine ventrale oder dorsale Biegung der Wirbelsäule. Bei starker Rückenlage wird die gesamte Wirbelsäule auf dorsale Biegung belastet.

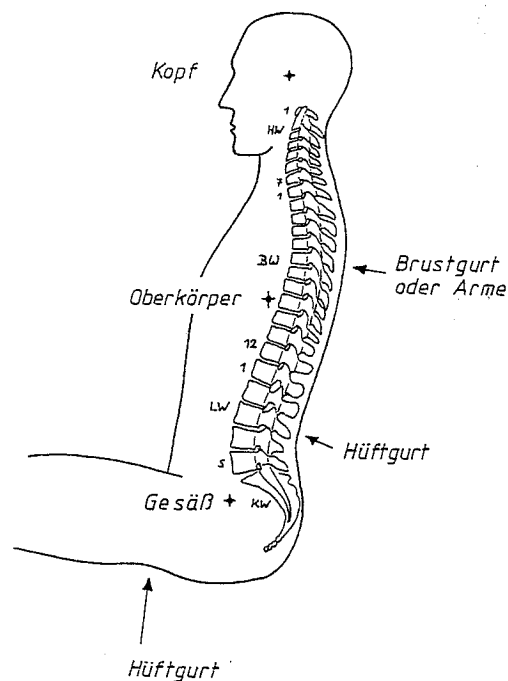


Abb. 35: Körperhaltung bei aufrechter Sitzposition wie in Schleudersitzen oder beim Sturz ins Seil mit Brust- und Hüftgurt. Die Wirbel der Halswirbelsäule (HW), der Brustwirbelsäule (BW) und der Lendenwirbelsäule (LW) sind numeriert. Kreuzwirbel = KW. Massenschwerpunkte der Beine, des Oberkörpers und des Kopfes sind eingezeichnet.

Um ein Verletzungsrisiko durch wiederholte Belastung abschätzen zu können, soll zuerst die generelle Wirkung einer Druckbelastung erklärt werden. Bei zunehmender Druckbelastung der Wirbelsäule wird zunächst Flüssigkeit aus den Bandscheiben in die Deckplatten der Wirbelkörper gequetscht. Dieser regenerierbare Flüssigkeitsverlust der Bandscheiben ist täglich im Laufe der Belastung gegeben. Abends sind wir kleiner als morgens. In der Nacht nehmen die Bandscheiben wieder Flüssigkeit auf und ihre alte Größe wieder ein. Bei starker Belastung verlieren die Bandscheiben so 1 bis 2,5 % ihres Volumens, erst dann kommt es zu Brüchen der Deckplatten (Abb. 36). Bei weiter steigender Druckkraft kommt es zu Kompressionsbrüchen der Wirbel (HENZEL 1967). Die Wirbel werden also vor den Bandscheiben bleibend geschädigt (HENZEL 1967, FELDMEIER 1987).

Eine Reihe von Untersuchungen an Leichen (HENZEL 1967, VOLCAN 1970, EWING 1972) weist auf Deckplattenbrüche ab 10 g Belastung hin. Diese Versuche wurden allerdings an alten menschlichen Leichen durchgeführt (ca. 60 Jahre). Lebende Körperteile sind aber stabiler als tote (EWING 1972), und junge Körper sind stabiler als ältere (HENZEL 1967). HENZEL gibt den Unterschied in der Belastbarkeit der Wirbelsäule zwischen 20 und 40 Jahren mit 4 g an.

Vergleicht man weiter die Untersuchungen mit den Verhältnissen beim Sturz ins Seil, so kommt folgenden Untersuchungen große Bedeutung zu. EWING (1972) wies nach, daß eine Unterstützung der Wirbelsäule am ersten Lendenwirbel mit einem kleinen Holzstück an der Rückenlehne des Schleudersitzes die Belastbarkeit von 10 g auf 18 g steigert! Eine vergleichbare Wirkung hat auch der Bauchteil des Hüft- oder Sitzgurtes. VOLCAN (1970) zeigte eine Erhöhung der Belastbarkeit um etwa ein Viertel durch rückwärtige Neigung der Wirbelsäule um 11°, da hier die ventrale Lage des Oberkörpers nicht mehr so stark biegend auf die Wirbelsäule wirkt. Eine Rückenlage ist beim Sturz ins Seil ebenfalls gegeben.

Für Belastungszeiten unter 0,5 Sekunden können 20 g als Belastungsgrenze beim Sturz ins Seil mit aufrechter Körperhaltung angesehen werden. Das Bundesministerium für Verkehr (1976) gibt ebenso 20 bis 24 g für Beschleunigung im Gesäß an. AGARDograph gibt 25 g für 0,1 Sekunden an. Ähnliche Werte gibt auch WEBB (1964) an. Längere Belastungszeiten erwähnt CROSSLEY (1973): 23 Personen wurden 8 g Belastung ausgesetzt. 8 Personen zeigten Sehverlust nach durchschnittlich 28 Sekunden, 5 hatten nach 44 Sekunden Ermüdungserscheinungen und 10 hielten dieser Belastung 60 Sekunden stand! Auch bei BURTON (1985) zeigte sich bei einer Belastung von 12 g erst nach 5 Sekunden eine Störung bei der Sinneswahrnehmung.

Bei Gewichthebern, deren Tätigkeit eine extreme Druckbelastung erwarten läßt, wird beim Reißen die untere Lendenwirbelsäule mit über 13 g belastet (Berechnung im Anhang Seite 84). Trotzdem konnten bei 20 untersuchten Gewichthebern keine Abnützungerscheinungen an der Wirbelsäule gefunden werden (FELDMEIER 1985). Auch beim Klettern wird unter bestimmten Bedingungen, dem "Piaz-Klettern", die untere Lendenwirbelsäule mit 3 bis 5 g belastet (BURTSCHER 1987 und eigene Berechnungen im Anhang Seite 85).

Zusammenfassend läßt sich der Bereich der Belastung und der Belastungszeit mit Verletzungsrisiko bei aufrechter Körperhaltung in folgender Grafik darstellen. Die Belastungen beim Sturz ins Seil sind also zu mindestens 99 % unter den Belastungsgrenzen für leichte Verletzungen (Abb. 36).

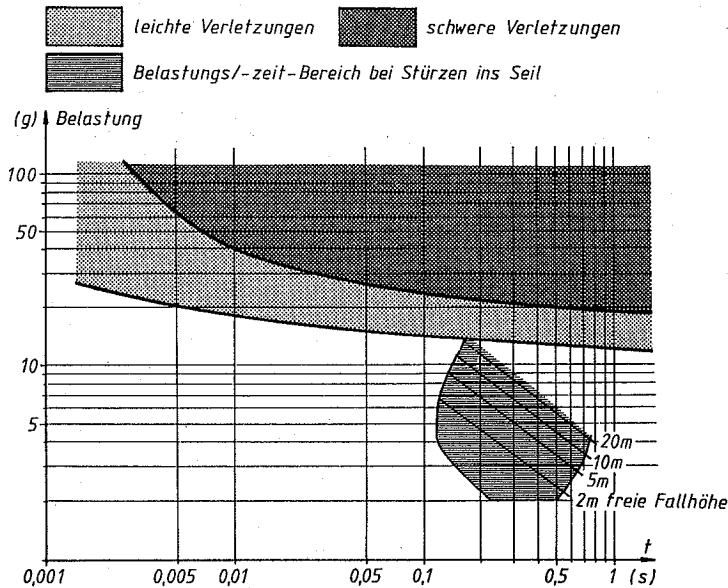


Abb. 36: Der Belastungs-Zeit-Bereich mit Verletzungsrisiko durch Aufwärtsbeschleunigung, obere, punktierte Flächen (nach WEBB, BURTON, HENZEL, EWING). Im Vergleich dazu der ermittelte Belastungs-Zeit-Bereich bei Stürzen ins Seil, schraffierte Fläche unterhalb der Bereiche für Verletzungen (siehe auch Abb. 25).

Auch große Stürze ins Seil mit Brust- und Hüft- oder Sitzgurt können durch die vom Brustgurt abgefangene Biegebelastung immer ohne Verletzungsgefahr überstanden werden. Die Druckbelastung wird vom Körper getragen! Dies gilt auch für kontrollierte Stürze mit der Hüftanseilmethode (nur Hüftgurt). Berichte mit Sturzhöhen über 20 Metern ohne Verletzungsfolgen sind bekannt.

Auf der anderen Seite existieren die schweren Verletzungen durch die Hüftanseilmethode bei unkontrollierbaren Stürzen, auch bei kleineren Fallhöhen. Die Ursache der Verletzungen liegt fast immer in der Durchbiegung der Wirbelsäule während des Fangstoßes. Nur ein zusätzlich zum Hüftgurt getragener Brustgurt schützt vor gefährlicher Biegung der Wirbelsäule. Ohne Brustgurt treten mit zunehmender Schräglage des Körpers während des Fangstoßes steigende Biegemomente auf. Das Biegemoment ist das Produkt aus Hebelkraft und Hebelarm. Je größer der horizontale Abstand der Teilschwerpunkte von den Gurten, desto größer ist das Biegemoment. Ebenso steigt das Biegemoment mit steigender Verzögerung beim Abbremsen des Sturzes.

Extreme Auswirkungen durch starke Biegung sind bereits bei den akuten Verletzungen beschrieben. Bei kleineren Biegemomenten können jedoch Mikroverletzungen an Bändern, Bandscheiben oder der Muskulatur auftreten. Deshalb soll kurz die Anatomie der Wirbelsäule beschrieben werden.

PUTZ (1987 u. 1988) untersuchte die Mechanik und das Zusammenspiel von Wirbeln, Bandscheiben, Bändern und Muskeln der Wirbelsäule. Die Bandscheiben halten aufgrund ihres Innendruckes die Bänder zwischen den Wirbeln (Abb. 37) gespannt. So wird eine Biegung der Wirbelsäule durch Dehnung der Bänder von Beginn an gebremst. Zu dünne oder degenerierte Bandscheiben setzen diesen Mechanismus außer Kraft. Dann treten durch ruckartiges Abbremsen der Biegung bei Straffung der Bänder hohe Kraftspitzen an Wirbelkanten oder -gelenken auf.

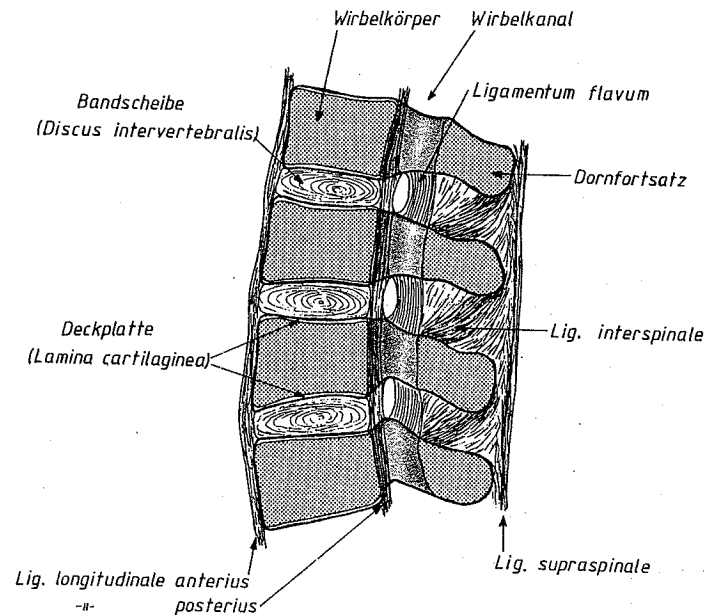


Abb. 37: Der Bandapparat der Lendenwirbelsäule zur Stabilisierung gegen Biegung. Sagittalschnitt durch die Wirbelsäule (Nach PUTZ, KISS und HENZEL).

Die Kontrolle der Biegung der Wirbelsäule erfolgt durch die Muskulatur, vor allem durch die tiefen, kurzen Rückenmuskeln (Abb. 38). Sie sind mit vielen Spannungsrezeptoren durchsetzt, um schnell und präzise reagieren zu können. Neben dem direkten Einfluß auf die Biegung dienen diese kurzen, tiefen Rückenmuskeln der Lagekontrolle der einzelnen Wirbel zueinander, deren Gelenke normalerweise klaffen und somit gegeneinander beweglich sind. Sinn einer Begrenzung der Biegung der Wirbelsäule ist u.a. eine gleichmäßige Druckverteilung auf die Wirbelkörper. Je größer die Biegung, desto ungleicher die Druckverteilung:

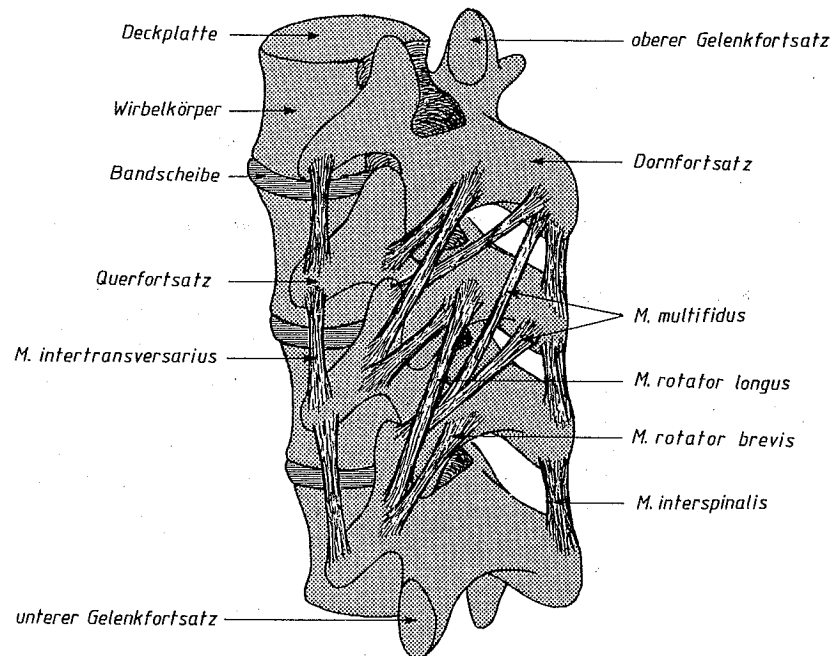


Abb. 38: Die Lage der tiefen, kurzen Rückenmuskeln der Lendenwirbelsäule. Sie dienen der Drehung und Biegung der Wirbelsäule, sowie der Lagekontrolle der Wirbel zueinander. Blick von hinten, oben links auf die Wirbelsäule (Nach PUTZ und KISS).

Die Biegung der Wirbelsäule erfolgt bei ventraler und dorsaler Biegung an verschiedenen "Gelenken". Die Drehpunkte zwischen den einzelnen Wirbeln der unteren Wirbelsäule liegen bei ventraler Biegung zwischen dem hinteren und mittleren Drittel der Bandscheiben (Abb. 39b) und bei dorsaler Biegung in den eigentlichen Wirbelgelenken (Abb. 39c). Die Druckübertragung erfolgt in den jeweiligen Drehpunkten. Durch die Lageveränderung der Wirbel zueinander bei ventraler und dorsaler Biegung erfährt das Ligamentum interspinale bei beiden Biegungen eine Straffung und bremst die Biegungen.

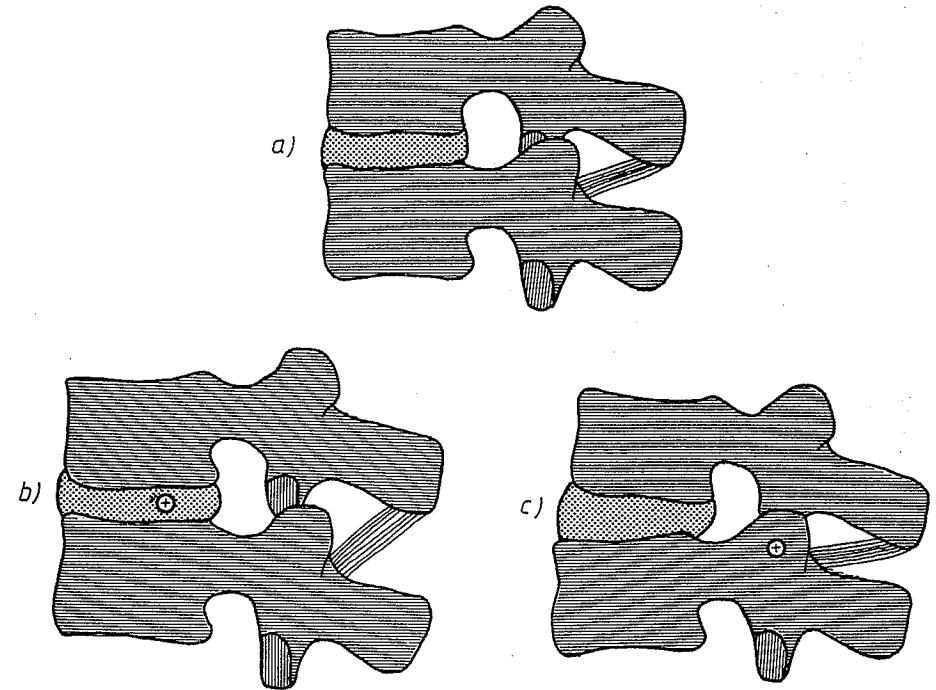


Abb. 39: Die Lage der Wirbel der unteren Wirbelsäule zueinander in Ruhestellung (a) und bei ventraler (b) und dorsaler (c) Biegung (Nach Putz, 1988) mit den entsprechenden Drehpunkten.

Um das Biegemoment, also das Produkt von Kraft und Hebelarm, an der Wirbelsäule im Bereich des Bauchteiles vom Hüftgurt während des Fangstoßes erfassen zu können, müssen die Teilschwerpunkte des Körpers mit ihren Teilgewichten ermittelt werden (Abb. 40). Zusätzlich muß der horizontale Abstand zum Bauchgurt gemessen werden. Von Bedeutung für Biegebelastungen der Wirbelsäule sind dabei die Hebelarme und -kräfte der Teilschwerpunkte von Oberkörper, Kopf und Armen.

Die Masse der einzelnen Teilschwerpunkte beträgt nach DÄHNE (1966):

- Kopf 7 % der gesamten Körpermasse
- Arme und Hände 2 mal 6 %
- Oberkörper (über Hüftgurt) 29 %
- Gesäß 16 %
- Oberschenkel 2 mal 11 %
- Unterschenkel und Fuß 2 mal 7 %

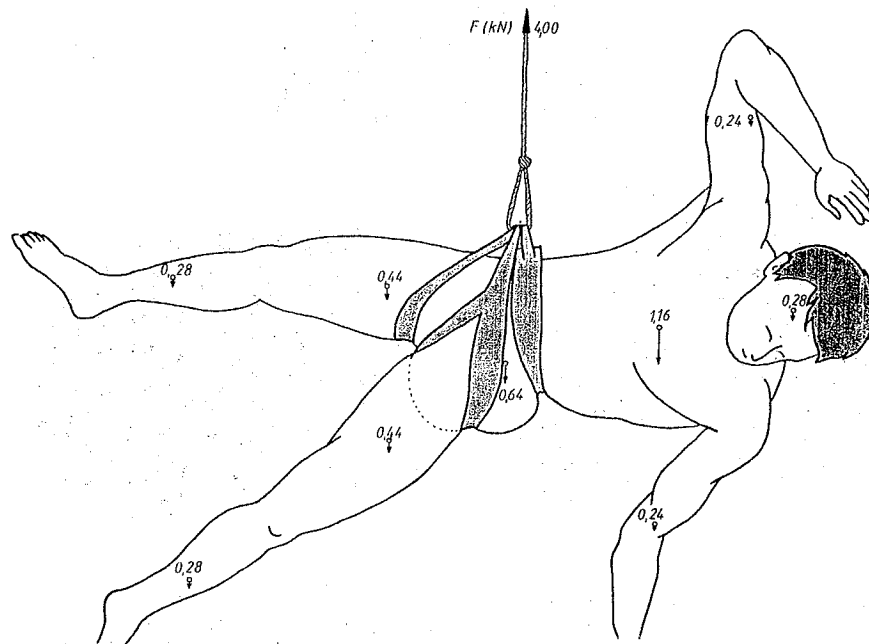


Abb. 40: Die Lage der Teilschwerpunkte (nach DÄHNE) und deren Teilkräfte, berechnet für einen Fangstoß von 4 kN.

Einem Biegemoment durch die Hebelkräfte von Oberkörper, Kopf und Armen setzt der Körper ein Gegenmoment entgegen. Je nachdem in welcher Richtung das Biegemoment wirkt, wird das Gegenmoment z.B. von der Rückenmuskulatur oder der Bauchmuskulatur aufgebracht (Abb. 41). Während der Abstand der Rückenmuskulatur zur Wirbelsäule bei Beugung oder Streckung im Hüftgelenk nahezu konstant bleibt, ändert sich der Abstand von der Bauchmuskulatur zur Wirbelsäule spürbar. Dies macht sich in den möglichen Gegenmomenten bei dorsaler Biegebelastung der Wirbelsäule bemerkbar. Welchen Biegemomenten der Körper zu widerstehen vermag, konnte nur statisch und leicht dynamisch ermittelt werden (Anhang Seite 86). Schnell dynamische Biegebelastungen, wie dies bei Stürzen der Fall ist, konnten wegen der zwangsweisen Verletzungsgefahr bei Meßversuchen nicht durchgeführt werden.

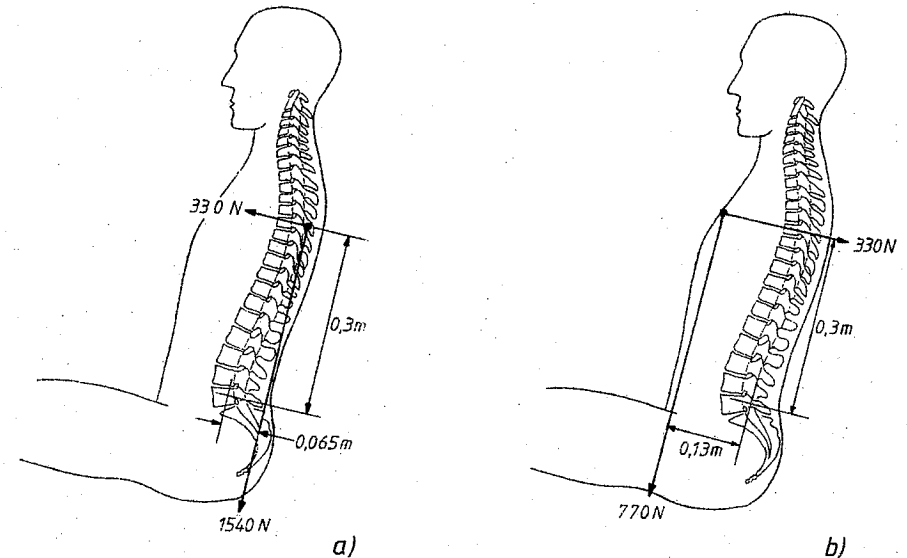


Abb. 41: Die gegensätzlichen Biegemomente von Belastung und Muskulatur bei stabiler Körperhaltung bei ventraler (a) und dorsaler Biegebelastung (b) von je 100 Nm. Der Abstand des Massenschwerpunktes von Oberkörper, Kopf und Armen zum 5. Lendenwirbel beträgt 0,30 m. Die anatomischen Maße wurden nach KISS für 1,70 Meter Körpergröße berechnet.

Gut trainiert ist die Rückenmuskulatur durch das Heben von Gewichten. Das bedeutet, daß der Mensch gegen ventrale Biegung der Wirbelsäule gut geschützt ist. Ein gut trainierter Kletterer mit 60 kg Körpermasse konnte einem ventralen Biegemoment von etwa 400 Nm standhalten (Anhang Seite 86)!

Bei unerwarteter, ruckartiger Belastung sank die Widerstandskraft um etwa ein Drittel (Anhang Seite 86). Auch beim "Platz-Klettern" eines 600 N schweren Kletterers tritt immerhin ein ventrales Biegemoment von etwa 70 bis 140 Nm in der unteren Lendenwirbelsäule auf (BURTSCHER 1987 und eigene Messungen im Anhang Seite 86). Ventrale Biegung der Wirbelsäule ist beim Sturz ins Seil selten, da der Körper durch das vor ihm verlaufende Seil in dieser Bewegung gebremst wird und der Körper außerdem eine große Biegebeweglichkeit in dieser Richtung besitzt. Die Schultern nach vorne bis auf die Knie zu bewegen stellt kein Problem dar. Hier treten überwiegend Scherbelastungen an der Wirbelsäule auf, wie bei Bauchgurten in Kraftfahrzeugen bei Auffahrunfällen. Solche Belastungen sind bei Stürzen ins Seil nicht beobachtet worden, da sich der Körper durch den vorne liegenden Anseilpunkt zu drehen beginnt.

Anders ist die Situation bei lateraler und dorsaler Biegung der Wirbelsäule. Hier konnte der 600 N schwere Kletterer in Sitzposition nur einem dorsalen Biegemoment von 160 Nm standhalten. Bei gestreckter Körperhaltung sank die Belastbarkeit auf 100 Nm (Anhang Seite 86). Dies erklärt die verheerenden Folgen einer Fangstoßbelastung von 4 kN bei waagerechter Körperhaltung (Abb. 29), bei der ein dorsales Biegemoment von 410 Nm auftritt.

Auch bei lateraler Biegung konnte der Kletterer nur einem Biegemoment von 120 Nm standhalten (Anhang Seite 86). Neben dem Druck auf innere Organe (Abb. 31) liegt also das Biegemoment bei einem Fangstoß von 4 kN und seitlicher Körperlage mit 485 Nm weit über dem körpverträglichen Maß.

Über die Hebelarme der Teilschwerpunkte läßt sich eine maximale Schräglage für jede Fangstoßbelastung errechnen. Eine Schräglage von 30° (Abb. 27b) mit einem Biegemoment von 115 Nm bei einem Fangstoß von 4 kN stellt schon eine Grenzsituation dar.

Die bisherigen Betrachtungen des Problems der Durchbiegung der Wirbelsäule bezogen sich auf Klettern ohne Rucksack. Das Tragen eines Rucksacks verstärkt das Biegemoment am Bauchteil eines Hüftgurtes. Da Rucksäcke beim Klettern meist leicht sind, wurde das zusätzliche Biegemoment bei einer Rucksackmasse von 7 kg, einem Fangstoß von 4 kN und 60 kg Körpermasse berechnet. Bei Sitzposition (Abb. 42) verstärkt sich das Biegemoment um 40 Nm auf 155 Nm, bei waagerechter Körperhaltung (Abb. 29) um 5 Nm auf 415 Nm und bei waagerechter, seitlicher Körperhaltung um 10 Nm auf 495 Nm.

Somit wird durch Tragen eines Rucksacks das Biegemoment in allen Fällen größer als das Gegenmoment, das der Körper mit der Muskulatur aufbringen kann. Der einzige Schutz vor Verletzungen besteht im Zugriff der Hände am Seil, die wie ein Brustgurt das Gegenmoment vergrößern.

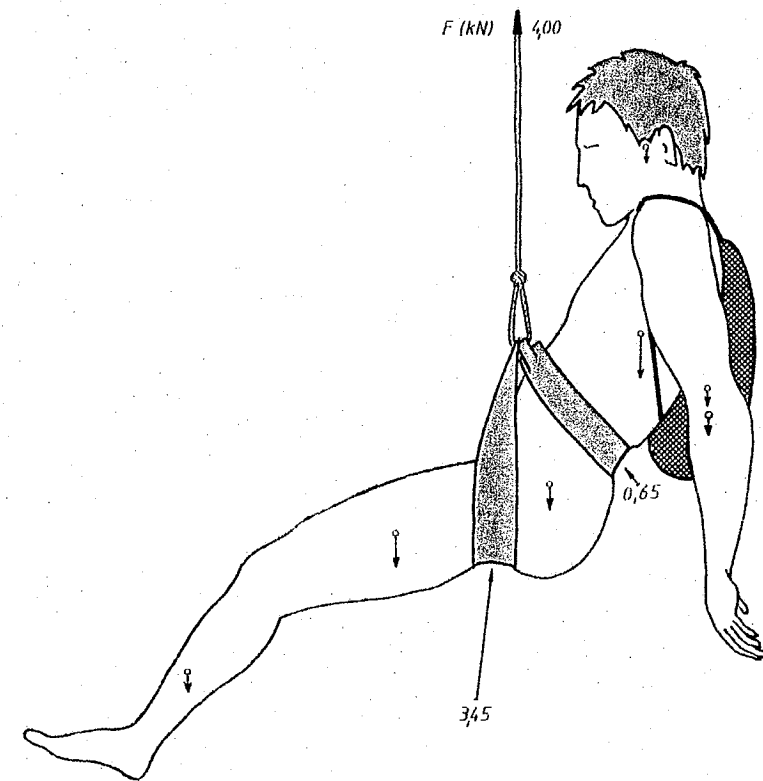


Abb. 42: Verstärkung des dorsalen Biegemoments am Bauchteil des Hüftgurtes durch das Tragen eines Rucksacks. Das Biegemoment steigt (bei einem Fangstoß von 4 kN und 60 kg Körpermasse) von 115 Nm ohne Rucksack auf 155 Nm mit Rucksack.

Häufige Belastung in Grenzbereichen führt sicher zu Überdehnungen, Zerrungen oder Anrissen von Muskeln und Bändern. Bandscheibenschäden infolge der einseitigen Belastungen sind ebenso denkbar. Beschwerden in dieser Richtung sind mehrfach berichtet:

- so klagte ein Spitzenkletterer aus dem Elbsandsteingebirge über Lähmungserscheinungen an den Beinen durch Bandscheibenschäden und führt diese auf seine häufige hohe Fangstoßbelastung bei Stürzen zurück.

Die Ursachen solcher Bandscheibenschäden (mehrere Berichte liegen vor) oder auch Rückenschmerzen durch Muskel- und Bänderverletzungen in häufigen Fangstoßbelastungen mit Biegung oder auch Torsion der Wirbelsäule zu suchen ist schwierig.

Einerseits können die Schäden schon vor dem Klettern durch andere Sportarten oder Unfälle verursacht worden sein, andererseits können Degenerationserscheinungen am Bewegungsapparat als Folge einer Disposition auch erblich mitbedingt sein (KNUSSMANN, 1980).

Die Häufigkeit von Beschwerden zeigte auch eine Untersuchung von MARTINEZ VILLEN (1987), der bei 11 wegen Wirbelsäulenbeschwerden untersuchten Kletterern 2 Lumboischialgien und 3 Lumbagos festgestellt hat. Alle trugen nur einen Hüftgurt!

Neben der reinen Biegung tritt bei Stürzen ins Seil oft auch eine Torsion auf. Die Bedeutung der Kombination von Biegung und Torsion der Wirbelsäule unter Belastung zeigt sich auch in anderen Sportarten. So weisen 40 % der Speerwerfer, 30 % der Turner und 25 % der Trampolinspringer Schäden an der Wirbelsäule - Spondylolisthesen - auf (FELDMEIER, 1985).

Neben der maximalen Kraft während des Fangstoßes wirkt sich auch deren zeitlicher Anstieg auf den Körper aus. Bei Sturzversuchen wurden viele Belastungen bis über 4 kN gut vertragen (Tab. A4 und A5, Seite 74), während spätere mit 2,5 bis 3 kN zu Schmerzen im Rücken führten (Tab. A1 und A2, Seite 73). Die Ursache liegt in der Zeit des Kraftanstieges. Bei den ersten Belastungen stieg die Kraft in 0,12 bis 0,20 Sekunden auf 2 kN an (z.B. Abb. 18a, Seite 18), während bei den späteren die Kraft in 0,05 bis 0,06 Sekunden auf 2 kN anstieg (z.B. Abb. 18b, Seite 18).

Bei reinen Reflexionszeiten von 0,005 Sekunden (GANONG, 1972) und einer Kraftentfaltung im Muskel von 0,05 bis 0,08 Sekunden (BUCHTHAL, 1970) konnten die gut mit Spannungsrezeptoren durchsetzten tiefen Rückenmuskeln bei den Sturzversuchen mit schnellem Kraftanstieg nicht rechtzeitig reagieren! Die Belastung wirkte sich also voll auf die Bänder und die nicht angespannte Muskulatur aus. So ist es verständlich, daß es trotz geringerer Belastung zu Beschwerden kam.

Das Problem des zu schnellen Kraftanstiegs führte schon nach wenigen Stürzen direkt in die Sicherung (Tab A1, Seite 73) zu Schmerzen. Bis zu einer reflektorischen Kraftentfaltung in den Muskeln von etwa 0,08 Sekunden wirkt hier bereits eine Kraft von 2,5 bis 3 kN, entsprechend 4 bis 5 g Belastung, auf den Körper.

Aber auch bei Stürzen mit langsamerem Kraftanstieg traten Schmerzen auf, wenn auch erst nach vielen Stürzen. Nach über 40 Stürzen an einem Vormittag (Tab. A12 bis A21, Seite 78) waren Schmerzen über zwei Tage hinweg festzustellen. Hier stieg die Kraft in den 0,08 Sekunden der reflektorischen Kraftentfaltung nur auf 0,4 bis 1,25 kN, entsprechend 0,7 bis 2 g Belastung (Tab. A22, Seite 79).

Inwieweit die beobachteten Schmerzen auf reparablen Dehnungen und Verletzungen der Bänder und Muskulatur zurückzuführen sind oder auf bleibende Verletzungsschäden, ist nicht zu beantworten.

Die bisherigen Betrachtungen eines Verletzungsrisikos durch Fangstoßeinwirkung beziehen sich ausschließlich auf gesunde Menschen. Generell gefährdet sind Menschen mit Erkrankungen der Wirbelsäule. Für sie gelten sicher niedrigere Belastungsgrenzen. Personen mit Wirbelsäulenschäden finden sich beim Klettern wie in jeder anderen Sportart auch (s.o. FELDMEIER, 1985), möglicherweise sogar häufiger, da beim Klettern die Wirbelsäule oft entlastet und die Rückenmuskulatur gestärkt wird, und somit Beschwerden seltener wahrgenommen werden.

Etwa 6 % der Bevölkerung zeigen eine Unterbrechung des Wirbelbogens am fünften Lendenwirbel, eine spina bifida (HENZEL 1967), die bei verstärkter Lordose unter Fangstoßeinwirkung zu Spondylolisthesis, einem Abgleiten des Dornfortsatzes, führen kann.

Ebenso wirkt sich eine wiederholte Fangstoßbelastung sicher ungünstig auf den nicht seltenen Morbus Scheuermann aus. 20 bis 30 % der jugendlichen Bevölkerung leiden an dieser Erkrankung, in deren Verlauf es durch Wachstumsstörungen an der Wirbelkörper-Bandscheibengrenze zu einer Verstärkung der Brustkyphose oder zu Skoliose kommt (FELDMEIER 1985).

Generell wirkt sich eine häufige Fangstoßbelastung bei Wirbelsäulenverkrümmungen sicher verschlechternd auf das Krankheitsbild aus, da in diesen Fällen eine gleichmäßige Druckverteilung nicht gewährleistet ist und so Bänder, Bandscheiben und Muskeln einseitig belastet werden.

Die Bedeutung von Wirbelsäulenerkrankungen, selbst bei sportlichen Menschen, zeigt eine Untersuchung von FELDMEIER (1985). Von 177 befragten Sportstudenten wurden 53 näher untersucht. Bei 31 wurde Morbus Scheuermann, bei 41 Fehlhaltungen bzw. Skoliosen, bei 8 osteochondrische Veränderungen, bei 4 Spondylolyse und bei 2 Spondylolisthesis diagnostiziert!

Kletterer, die Schmerzen im Rücken haben, sollten sich auf jeden Fall ärztlich untersuchen lassen. Werden Veränderungen an der Wirbelsäule festgestellt, so sollten beim Klettern Stürze so weit nur möglich vermieden werden. Außerdem empfiehlt sich ein gezieltes Training der Wirbelsäulenmuskulatur, um die Wirbelsäule und deren Bandapparat zu entlasten.

Problemlösungen

Nur die Anseilmethode um Becken und Brust bietet optimale Sicherheit bei Stürzen. Dagegen bietet aber die Hüftanseilmethode nur um das Becken optimale Bequemlichkeit während des Kletterns. Beim Verzicht auf einen Brustgurt kommt der Seilzug während des Kletterns, immerhin bis 250 N, nicht mehr auf die Schultern, sondern auf das Becken. Dies erleichtert die Balance, das Festhalten mit den Händen und die Atmung. Eine Steigerung der Leistungsgrenze um einen ganzen Schwierigkeitsgrad kann durch die Hüftanseilmethode erreicht werden. Dieser Sicherheitsspielraum wird in der Praxis aber wieder verschenkt, da Kletterer eine Betätigung im Bereich ihrer Leistungsgrenze suchen.

Die Problemlösung, während des Kletterns den Seilzug nur auf den Hüftgurt, während des Fangstoßes beim Stürzen aber auf Brust und Hüftgurt zu übertragen, glückte RUDI ERLACHER 1985 mit dem inzwischen patentierten "Seillifter". Angeseilt, wie mit Brust- und Hüftgurt üblich, wird das Seil anschließend in den Seillifter am Hüftgurt eingehängt (Abb. 43). Während des Kletterns kommt so der Seilzug nur auf den Hüftgurt. Bei Belastungen über 300 N, also bei allen Sturzbelastungen, öffnet sich der Seillifter, sodaß die Kraftübertragung vom Seil auf den Brust- und Hüftgurt gewährleistet ist (Abb. 44 u. 45). Leider ist dieses Patent bis heute (Dezember 1989) auf dem Markt nicht erhältlich.



Abb. 43: Im Seillifter fixiertes Seil.



Abb. 44: Belastung des Seillifters unter 300 N.

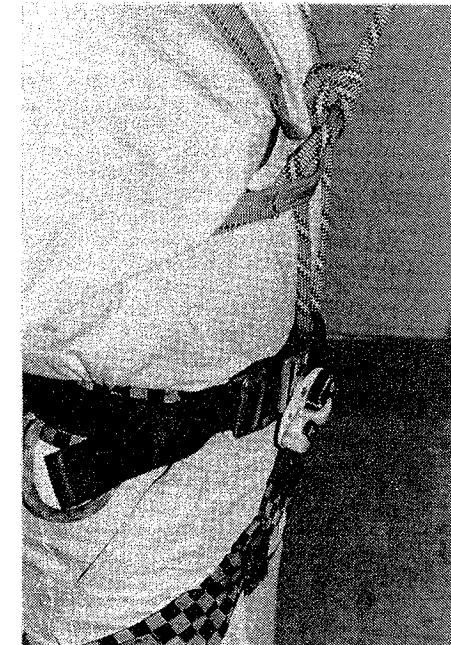


Abb. 45: Bei Belastung über 300 N öffnet sich der Seillifter automatisch.

Für sämtliche Klettertouren, bei denen ein Sturz nicht einkalkuliert wird, ist dieser Seillifter eine brauchbare Problemlösung. Der Autor benutzt seit vier Jahren dieses Gerät mit Erfolg und Zufriedenheit.

Ungeeignet ist dieses Patent für Kletterer, die häufig stürzen, da sie nach jedem Sturz das Seil erneut im Seillifter fixieren müssen. Dies ist in extremen Kletterstellungen nicht möglich! Hier ist eine neue Erfindung gefragt, bei der das Seil von selbst am Hüftgurt hängt, sobald die Seilkraft 300 N unterschreitet.

Diskussion

Die gemessenen Werte der Belastung des Körpers bei Stürzen ins Seil erklären die Unfälle mit akuten Verletzungen bei Verwendung der Hüftanseilmethode deutlich. Die Biegebelastung der Wirbelsäule erreicht bei horizontaler Körperlage während eines Fangstoßes von 4,0 kN den vierfachen Wert des statisch aufbringbaren Gegenmomentes (Siehe Seite 50) eines 600 N schweren Körpers durch die Muskulatur. Bedenkt man, daß das dynamische Gegenmoment noch unter dem statischen liegt, so verstärkt sich die Überbelastung über den vierfachen Wert hinaus, was zwangsweise zu Rupturen der Bänder oder zu Wirbelbrüchen führen muß. Hier sind leichte Kletterer am stärksten gefährdet, da sie höheren Belastungen ausgesetzt sind als schwere Kletterer.

Weit schwieriger ist es einen Grenzwert für die Belastbarkeit während eines Sturzes festzulegen, da das dynamisch aufbringbare Gegenmoment der Muskulatur des Körpers nicht genau bekannt ist. Leicht dynamische Belastungsversuche zeigten eine Abnahme des Gegenmomentes um etwa ein Drittel (Tab A24, Seite 86). Versuche mit schnell dynamischen Belastungen wie bei Stürzen verboten sich wegen der zwangsweisen Verletzungsgefahr. Eindeutig läßt sich nur feststellen, daß bei kontrollierten Stürzen durch Festhalten mit den Händen am Seil eine akute Verletzungsgefahr ausgeschlossen werden kann. Für Belastungen ohne Festhalten am Seil bei schräger oder horizontaler Körperhaltung können nur grobe Überlegungen angestellt werden. Nach MATTHIASH (1956) kann man eine frisch aus Leichen entnommene Wirbelsäule bei Belastung über das Knie nicht brechen. Hier tritt ein Biegemoment von etwa 120 Nm auf. Addiert man ein muskuläres Gegenmoment von etwa 80 Nm (Tab A24, Seite 86) so ergibt sich ein gesamtes Gegenmoment durch Bänder und Muskulatur von etwa 200 Nm. Dies bedeutet, daß Fangstoßbelastungen in einer Höhe von 3,3 g vom Körper auch bei horizontaler Körperhaltung "vertragen" werden kann. Kleine Bandrupturen oder -dehnungen sind hier aber nicht ausgeschlossen.

Das Risiko sich wegen der alleinigen Verwendung eines Hüftgurtes tödliche Verletzungen zuzuziehen ist jedoch nicht allzu hoch. Unter den bekannt gewordenen 13 wegen der Hüftanseilmethode tödlich Verunglückten Kletterer waren 4 Mitglieder im Deutschen Alpenverein. Im gleichen Zeitraum verunglückten weitere 313 DAV-Mitglieder tödlich beim Klettern aus anderen Gründen. Das Risiko wegen der Hüftanseilmethode tödlich zu verunglücken ist mit gut 1 % also etwa so groß wie das Risiko beim Klettern von Blitzschlag tödlich getroffen zu werden (MÄGDEFRAU & SCHUBERT, 1978-87). Allerdings ist das Risiko der alleinigen Verwendung eines Hüftgurtes eine Gefahr, die durch Verwendung eines Brustgurtes sicher ausgeschlossen werden kann.

Die "Verweigerung" des Tragens eines zusätzlichen Brustgurtes bei vielen Kletterern hat praktische Gründe. Der Gewinn an Bequemlichkeit beim Verzicht auf den Brustgurt, wie bessere Balance, Kräftesparen und erleichterte Atmung, ist so groß, daß viele Kletterer das erhöhte Risiko in Kauf nehmen.

Erst wenn der patentierte Seillifter von ERLACHER auf dem Markt erhältlich ist könnte das Problem weitgehend gelöst werden. Es verbindet die Sicherheit von Brust- und Hüftgurt während des Fangstoßes mit der Bequemlichkeit der alleinigen Verwendung des Hüftgurtes während des Kletterns. Für Klettern, bei dem ein Sturz freiwillig einkalkuliert oder gar eingeplant ist, ist der Seillifter aus Handhabungsgründen nicht gut geeignet. Da aber sämtliche tödliche Unfälle durch die Hüftanseilmethode sich beim Klettern ereignet haben, bei dem Stürze nicht freiwillig einkalkuliert wurden, wäre durch den Seillifter zumindest das tödliche Risiko zu vermeiden. Beim Klettern ohne eingeplante Stürze ist der Seillifter eine auch bezüglich der Handhabung brauchbare Lösung. Solange der Seillifter nicht auf dem Markt ist, muß bei unvorhersagbaren Sturzsituationen das zusätzliche Tragen eines Brustgurtes trotz dessen Unbequemlichkeit empfohlen werden. Hierzu zählen fast alle Kletterrouten im Hochgebirge und auch schlecht abgesicherte Routen in Klettergärten.

Die Gefahr chronischer Verletzungen durch wiederholte Fangstoßbelastung bei Stürzen ins Seil ist schwer abzuschätzen. Für die häufigen Stürze beim Sportklettern mit freien Fallhöhen unter 5 Metern ist nach den etwa 100 Versuchsstürzen des Autors (Anhang Tab. A1 bis A21, Seite 73ff.) festzustellen, daß weniger die absolute Höhe der Belastungskraft, als vielmehr deren zeitlicher Anstieg von Bedeutung ist. Neben der reinen nervösen Reflexzeit benötigt der Muskel Zeit, um seine Kraft entfalten zu können, zusammen etwa 0,08 Sekunden (GANONG 1972 und BUCHTHAL 1970). Stürze mit einem Kraftanstieg auf weniger als 1 kN innerhalb dieser 0,08 Sekunden wurden als weich abgebrems empfunden. Stürze mit einem Kraftanstieg von über 2 kN innerhalb dieser Zeit dagegen als sehr hart bis schmerzhaft. Inwieweit die aufgetretenen Schmerzen auf Verletzungen mit bleibenden Schäden zurückzuführen sind, konnte nicht festgestellt werden. Kleinste Muskel- und Bänderanrisse oder -dehnungen sind durchaus vorstellbar. Der einzige effektive Schutz vor chronischen Verletzungsschäden ist auch hier das Tragen eines zusätzlichen Brustgurtes. Da Mikroverletzungen, die "nur" zu Spätschäden führen von Leistungssportlern normalerweise nicht ernst genommen werden, der Verzicht auf den Brustgurt aber momentane Vorteile bringt, werden chronische Verletzungen unumgänglich bleiben.

Wie sich gezeigt hat ist von den untersuchten Sicherungsmethoden mit günstigen Bremskräften (Antz-Bremse, HMS und Abseilachter) der Abseilachter die körperfreundlichste Sicherung mit dem langsamsten Kraftanstieg und der geringsten Bremskraft. Die Antz-Bremse zeigt mittlere Bremskräfte mit dem schnellsten Kraftanstieg und die HMS die höchsten Bremskräfte mit mittlerem zeitlichen Kraftanstieg. Leider ist der Abseilachter nur bei Sturzzugrichtung nach oben zu verwenden, da er durch seine Geometrie bei Belastung nach unten eine viel zu niedrige Bremskraft hat (SCHUBERT 1986). Zusätzlich konnte bei jeder Sicherungsmethode der zeitliche Kraftanstieg durch die Befestigung der Sicherung am Körper reduziert werden, ebenso wie die Maximalkraft. Die Sicherung am Körper ist jedoch nur bei einem Sturzfaktor unter 0,3 zu verwenden. Deshalb ist es sinnvoll bei geplanten Stürzen den Sturzfaktor durch entsprechende Zwischensicherungen gering zu halten. Dadurch kann die Bremskraft, also auch die den Körper belastende Kraft, niedrig gehalten werden.

Durch Verwendung der Körpersicherung kann die Bremskraft weiter reduziert sowie der Kraftanstieg verlangsamt werden. Die Abschätzung der möglichen Anwendbarkeit der Körpersicherung erfordert vom Kletterer jedoch einiges technisches Verständnis.

Aus den eben angeführten Gründen der Körperverträglichkeit vieler Stürze scheint es mir nötig die Sicherungsmethode dem Anwendungsbereich anzupassen. Eine einzige Sicherungsmethode, die für alle Sturzsituationen günstig ist, gibt es nicht! Auf der einen Seite gibt es Kletterrouten, bei denen ein Sturz mit möglichst geringer Bremsstrecke aufgefangen werden muß, weil sonst ein Aufschlagen am Boden oder Felsabsatz unvermeidlich ist. Hier ist eine Sicherung mit hoher Bremskraft und schnellem Kraftanstieg wünschenswert, da das Verletzungsrisiko durch den Fangstoß viel geringer ist als durch Aufschlagen. Eine solche Sicherung gilt für alle Kletterrouten in denen Stürze nicht eingeplant sind. Das bedeutet auf jeden Fall Sicherung an einem Fixpunkt. Als Sicherung empfiehlt sich die Antz-Bremse oder die HMS-Sicherung und die Verwendung von Zwillingssseilen.

Auf der anderen Seite gibt es Kletterrouten, in denen Stürze einkalkuliert oder sogar eingeplant sind. Sofern ein Aufschlagen durch freies, senkrecht bis überhängendes Gelände unterhalb des Kletterers ausgeschlossen ist, sollte mit einem möglichst langsamen zeitlichen Kraftanstieg und mit einer nicht allzu hohen Bremskraft gesichert werden. So ist hier eine Sicherung mit Abseilachter und Einfachseilen und Sicherung am Körper zu empfehlen. Ab einem Sturzfaktor von 0,3 muß der Sichernde entsprechend selbstgesichert sein. Besonders die leichten Kletterer sollten Sicherungsmethoden mit niedrigen Bremskräften anwenden, um nicht unnötig stark belastet zu werden.

Zusammenfassung

Die Belastung des menschlichen Körpers beim Sturz ins Seil wird bestimmt durch die Bremskraft der Sicherung und Reibungsbedingungen und Dehnung des Seiles. Die Bremskraft einer Sicherung ist bei gleicher Belastungsrichtung nicht konstant, wie bisher angenommen, sondern abhängig vom Verhältnis der Fallgeschwindigkeit zur Dehnung des Seiles. Die Bremskraft ist damit näherungsweise abhängig vom Sturzfaktor, dem Verhältnis der freien Fallhöhe zur dehnbaren Seillänge. Nur bei einem Sturzfaktor unter 0,4 wirkt sich das Körpergewicht auf die Bremskraft aus.

Beim einfachsten Fall mit nur einer wirksamen Zwischensicherung, der beim Sportklettern häufig auftritt, liegt die den Körper belastende Kraft bei einem Sturzfaktor von 0,5 bei etwa 3 kN (2,8 kN bei Einfachseil und 3,3 kN bei Zwillingssseil). Bei einem Sturzfaktor von 1 steigt die Kraft auf etwa 4 kN.

Zusätzliche Reibung an weiteren Zwischensicherungen und Fels führen zu einer Erhöhung der den Körper belastenden Kraft. Bei extremer Reibung steigt bei einem Sturzfaktor von 1 die Kraft auf 6,5 kN. Höhere Kräfte treten in der Praxis so gut wie nicht auf. Die Abschätzung der Häufigkeit solch extremer Sturzsituationen wird von erfahrenen Kletterern mit unter einem Promill der Stürze angeben.

Bei annähernd gleichen Körperproportionen steigt die Belastbarkeit mit dem Körpergewicht. Eine Angabe der Belastung als Vielfaches der Erdbeschleunigung ist daher auch beim Klettern sinnvoll, da wie in jeder anderen Sportart eine bestimmte Körperproportion vorherrscht (viel Kraft, wenig Gewicht). Bei der vorgegebenen Belastungskraft, die bei einem Sturzfaktor über 0,4 unabhängig vom Körpergewicht des Stürzenden ist, bedeutet dies eine stärkere Belastung für leichte Kletterer, da diese stärker verzögert werden! Bei Sturzfaktoren unter 0,4 sinkt der Belastungsunterschied zwischen leichten und schweren Kletterern. Bei einem Sturzfaktor von unter 0,2 werden alle Kletterer gleich belastet. Dies widerspricht der bisherigen Überlegung, wonach schwere Kletterer infolge der höheren Fallenergie auch stärker belastet werden.

Alle in der Praxis auftretenden Belastungen werden bei aufrechter Körperhaltung während des Fangstoßes mit allen Anseilmethoden, die das Becken umschließen, getragen. Eine Gewährleistung der aufrechten Körperhaltung bietet derzeit nur ein zum Sitz- oder Hüftgurt getragener Brustgurt, der zusätzlich den Brustkorb umschließt. Bei alleiniger Verwendung eines Hüftgurtes kommt es bei unkontrollierten Stürzen häufig zu einem Abkippen des Oberkörpers nach hinten, wodurch starke Biegebelastungen an der Lendenwirbelsäule auftreten. Die Folgen reichen von Zerrungen der Bänder bis zu tödlichen Unfällen durch Wirbelsäulenbrüche. Ein Vergleich der berechneten Biegemomente von Stürzen mit den gemessenen, vom Körper aufbringbaren Gegenmomente zeigte die zwangsweise Verletzungsgefahr bei schräger oder waagerechter Körperhaltung während des Fangstoßes.

Neben dieser Erklärung der bekannten Wirbelsäulenbrüche ergab die Untersuchung weitere Verletzungsmöglichkeiten. Je nach Beinhaltung oder Drehimpuls des Körpers zu Beginn des Fangstoßes reduzieren sich die Biegebelastungen, da der Körper insgesamt auf den Kopf gestellt wird. Dies führt zu extremen Pendeleffekten oder zumindest zu einem Stürzen und Hängen mit dem Kopf nach unten, was bei Felsberührung zu schweren Verletzungen führen muß. Beide Möglichkeiten sind durch Unfälle mit tödlichen Verletzungsfolgen belegt.

Schwierig zu beurteilen ist das Risiko chronischer Verletzungen durch häufige Fangstoßeinwirkung bei aufrechter Körperhaltung. Hier kommt dem zeitlichen Anstieg der Kraft entscheidende Bedeutung zu. Vor allem die tiefen Rückenmuskeln steuern den exakten Bewegungsablauf innerhalb der Wirbelsäule. Selbst bei einem Reflex benötigt die Muskulatur etwa 0,08 Sekunden, um ihre Kraft entwickeln zu können. Bei einem Belastungsanstieg auf 2,5 bis 3 g innerhalb dieser Zeit traten nach wenigen Stürzen Schmerzen in der Lendenwirbelsäule auf, bei einem Anstieg auf etwa 1 g traten die Schmerzen erst nach über 30 Stürzen auf. Eine Reduzierung des Anstiegs der Belastung bringt aber eine Erhöhung der Sturzstrecke mit sich, und damit ein erhöhtes Risiko am Fels aufzuschlagen.

So sollte die Sicherungsmethode der jeweiligen Art des Kletterns angepaßt sein. Beim Klettern ohne freiwillig einkalkulierten Stürzen sollte möglichst hart gesichert werden, also mit schnellem zeitlichen Anstieg der Kraft und hoher Bremskraft. So wird die Sturzstrecke, und damit das Risiko am Fels aufzuschlagen, gering gehalten. Die Sicherung vom Fixpunkt und Benutzung eines Zwillingsseiles sind hier zu empfehlen. Bei einkalkulierten Stürzen, läßt sich durch eine entsprechende Wahl der Zwischensicherungen ein Aufschlagen am Fels vermeiden. Hier sollte weich, körperfreundlich gesichert werden, vor allem bei häufig zu erwartendem Stürzen. Das bedeutet ein langsamer Belastungsanstieg und eine nicht allzu hohe Bremskraft ist empfehlenswert, also die Verwendung eines Einfachseiles und Sicherung am Körper. Ab einem Sturzfaktor von 0,3 muß der Sichernde eine entsprechende Selbstsicherung haben. Besonders sollten leichte Kletterer wegen deren stärkerer Belastung auf eine weiche Sicherung achten.

Literaturverzeichnis

- AGARDograph No. 221: Advanced Techniques in Crash Impact Protection and Emergency Egress from Air Transport Aircraft. Advisory Group for Aerospace Research and Development. NATO. Neuilly sur Seine.
- Bundesministerium für Verkehr (1976): Unfall- und Sicherheitsforschung Straßenverkehr. Heft 3/1976, Bundesminister für Verkehr, Bonn.
- Buchthal, F. u. Schmalbruch, H. (1970): Contraction Times and Fibre Types in Intact Human Muscles. Acta physiologica scandinavica, Vol. 79, Stockholm.
- Burtscher, M. u. Jenny, E. (1987): Häufigste trainingsbedingte Beschwerden und Verletzungen beim Sportklettern. Praktische Sport-Traumatologie und Sportmedizin 2/1987, Zuckschwerdt Verlag, München.
- Burton, R. R. (1985): Operational G-Induced Loss of Consciousness: Something Old, Something New. Aviation, Space and Environmental Medicine, Aug./85, Aerospace Med. Ass., Washington D. C.
- Crossley, R. J. et al. (1973): Human Physiological responses to high sustained +G_z-Acceleration. Reprints of Aerospace Med. Ass. Meeting, Washington D. C.
- Dähne, R. (1966): Theoretische Bestimmung des Körperschwerpunktes durch Vereinigung der Teilschwerpunkte auf graphischem Wege. Theorie und Praxis der Körperkultur, Sportverlag, Berlin.
- Damisch, Ch. und Schauer, N. (1985): Ein Sitzgurt ist keine gepolsterte Ofenbank. ÖAV-Mitteilungen 3/1985. Österreichischer Alpenverein, Innsbruck.
- Ewing, C. et al. (1972): Structural Consideration of the Human Vertebral Column under +G_z-Impact Acceleration. Journal Aircraft, Vol. 9, Nr. 1,
- Feldmeier, Ch., Bernett, P., Seesko, H. (1985): Belastung und Belastbarkeit der Wirbelsäule im Sport. Praktische Sport-Traumatologie und Sportmedizin 3/1985, Zuckschwerdt Verlag, München.
- Flora, G. et al. (1972): Der Sturz ins Seil. Bericht der 2. internationalen Bergrettungsärzte-Tagung, Verlag Banaschewski, München.
- Ganong, W. F. (1972²): Medizinische Physiologie. Springer Verlag Berlin.
- Glös, J., Thiele, K.-H., Hofmann, W.-H. (1989): Traumatischer Herzinfarkt bei einem Jugendlichen - ein kasuistischer Beitrag. Zeitschrift für klinische Medizin. 44. Jahrgang, Heft 4.

- Henzel, J. F. (1967): The human spinal column and upward ejection acceleration: An Appraisal of Biodynamic implications. Aerospace Medical Research Laboratories, Ohio.
- Higgins, A. M., Kroh, G. (1981): Development of design criteria for rapid pre-ejection crew restraint of upper torso. U.S. Air Force Academy, Colorado.
- Kiss, F. u. Szentágothai, J. (1975): Anatomischer Atlas des menschlichen Körpers. Bd. 1, Gustav Fischer Verlag, Stuttgart.
- Knußmann, R. (1980): Vergleichende Biologie des Menschen. Gustav Fischer Verlag, Stuttgart.
- Kosmath, E. (1966): Sicherung und Sicherheit in Fels und Eis. Wissenschaftliche Alpenvereinshefte Nr. 19, Massimo Verlag, Wien.
- Mägdefrau, H. (1984): Anseilgurte. Bergsteiger 4/1984. Bruckmann Verlag, München.
- Mägdefrau, H. (1987): Die Hüftanseilmethode und ihre Gefahren. Praktische Sport-Traumatologie und Sportmedizin 2/1987, Zuckschwerdt Verlag, München.
- Mägdefrau, H. (1988): The seat harness and its risk. Abstracts from UIAA Mountain Medicine Conference, Mountain medical data center, London.
- Mägdefrau, H. u. Schubert, P.: DAV Bergunfallstatistiken 1978 bis 1987. DAV-Eigenverlag, München.
- Martinez Villén, G. (1987): Can harness be dangerous to the climber. Vortragsmanuskript, Zaragoza.
- Matthias, H.-H. (1956): Arbeitshaltung und Bandscheibenbelastung. Archiv für orthopädische und Unfall-Chirurgie, Bd. 48. Verlag Bergmann, München.
- Phleps, W. (1981): Der Anseilgurt aus medizinischer Sicht. Symposium Sicherheit, Hochgebirgsschule Tyrol, Innsbruck.
- Piaz, G. B. (1911): Erwiderung auf Paul Preuss. Deutsche Alpenzeitung, September 1911, Schätz Verlag, München.
- Pohl, W. (1987): Zur Motivation des Anseilens mit Brust- und Sitzgurtmethode oder der Hüftanseilmethode. Diplomarbeit an der TU-München (Sport).
- Preuss, P. (1911): Künstliche Hilfsmittel auf Hochtouren. Deutsche Alpenzeitung August 1911, Schätz Verlag, München.
- Putz, R. (1987): Funktionelle Morphologie der unteren Lendenwirbelsäule. Manuelle Medizin, Springer Verlag, Berlin.
- Putz, R. (1988): Funktionelle Anatomie der unteren Wirbelsäule. Manuskript.
- Schubert, P. (1968) Tätigkeitsbericht des Sicherheitskreises im Deutschen Alpenverein 1965-68. DAV Eigenverlag, München.
- Schubert, P. (1975² a): Tätigkeitsbericht des Sicherheitskreises im Deutschen Alpenverein 1971-73. DAV Eigenverlag, München.
- Schubert, P. (1975 b): Die Problematik moderner Anseilmethoden. DAV-Mitteilungen 2/75. DAV Eigenverlag München.
- Schubert, P. (1984): Die Hüftanseilmethode. DAV-Mitteilungen 6/1984 DAV Eigenverlag, München.
- Schubert, P. (1986): Ausrüstung, Sicherung, Sicherheit. Alpin-Lehrplan Bd. 6, BLV-Verlag, München.
- Thomas, A. (1981): Freies Hängen in einer Brust- Sitzgurtkombination. Symposium Sicherheit, Hochgebirgsschule Tyrol, Innsbruck.
- Thomas, A. (1984): Problematik der Hüftanseilmethode. Persönliche Mitteilungen.
- Tutsch, D. (1984): Roche, Lexikon Medizin. Urban & Schwarzenberg Verlag, München.
- Volcan, A. P. et al. (1970): Effects of Bending on the Vertebral Column during +G_z-Acceleration. Aerospace Medicine March 1970, Washington D. C.
- Voss, H., Herrlinger, R. (1976¹⁶): Taschenbuch der Anatomie, Bd. 1. Gustav Fischer Verlag, Stuttgart.
- Webb, P. (1964): Bioastronautics Data Book. NASA-SP-3006.

Glossar

- Biegemoment:** Produkt aus Hebelkraft und Hebelarm. Einheit in Nm.
- Bremskraft:** Kraft, ab der das Seil durch die Sicherung zu rutschen beginnt.
- Dummy:** Puppe aus Metallen und Kunststoffen, mit biomechanischen Eigenschaften bewußtloser Menschen.
- Einfachseil:** Polyamid-Seil in Kern-Mantel-Konstruktion mit Durchmessern von 10 bis 12 mm.
- Fangstoß:** Moment der Belastung beim Abbremsen eines Sturzes.
- g (gravity):** Erdbeschleunigung aufgrund der Massenanziehung der Erde mit $9,81 \text{ m/s}^2$.
- Joule (J):** Einheit für Arbeit und Energie. Produkt aus Kraft und Weg. $1 \text{ J} = 1 \text{ N} \cdot 1 \text{ m}$.
- Newton (N):** Einheit für Kraft. Produkt aus Masse und Beschleunigung. $1 \text{ N} = 1 \text{ kg} \cdot 1 \text{ m/s}^2$.
- Sturzfaktor:** Verhältnis der freien Fallhöhe zur dehnbaren Seillänge. Ergibt beim Klettern Werte zwischen 0 und 2.
- Zwillingsseil:** Polyamid-Seil in Kern-Mantel-Konstruktion mit einem Durchmesser von 8,5 bis 9 mm. Es werden zwei Seile verwendet, die immer parallel laufen und wie ein Einfachseil gehandhabt werden.

Anhang

Inhalt:

Allgemeines zu den durchgeführten Versuchen	66
Messung der dynamischen Seildehnung	66
Verwendete Meßgeräte	67
Bestimmung des Energieaufnahmevermögens von Anseilgurt, -knoten und Körper	68
Tabellen der Kraft-Zeit-Messkurven	73
Stürze direkt in die Sicherung	73
Stürze in eine Zwischensicherung	73
Stürze mit starker Seilreibung am Fels	76
Stürze mit Körpersicherung am DAV-Kletterturm	78
Fallversuche mit einem Dummy	80
Energiebilanz bei Stürzen	82
Berechnung der Druck- und Biegebelastungen der unteren Wirbelsäule	84
Messung des vom Körper aufbringbaren Gegenmomentes	86
Berechnung der Seilreibung in einer Umlenkung	87
Allgemeine physikalische Abhängigkeiten beim Sturz	88
Berechnung der Sturzverzögerung	89

Allgemeines zu den durchgeführten Versuchen

Aus Gründen einer statistischen Auswertung ist immer eine große Anzahl an Versuchen wünschenswert. Die Zahl der Versuche mußte für diese Arbeit jedoch in bescheidenen Grenzen gehalten werden. Erstens mußte wegen der Vergleichbarkeit der Einzelergebnisse bei jedem Versuch bzw. Sturz ein neues Seilstück verwendet werden. Bei Versuchsserien kann das Seil zwischen den Einzelversuchen nicht regenerieren, wie dies in der Praxis zumindest teilweise der Fall ist. Dementsprechend teuer wurden die Versuche. Rechnet man die Unkosten für die Bezahlung einzelner Helfer hinzu, so sind pro Sturz zwischen 80.- und 120.- DM zu veranschlagen. Zweitens wurden die Versuche bezüglich anderer Körpergewichte eng begrenzt, da stets ein gewisses Unfallrisiko zu tragen ist. So wurden die meisten Stürze von dem Verfasser absolviert, um nicht unnötig weitere Personen zu gefährden.

Messung der dynamischen Seildehnung

Mit Hilfe einer Hydraulik wurden Seilproben in Sekundenbruchteilen gedehnt. Die Kraft wurde an der Hydraulik elektronisch gemessen. Die Dehnung wurde ebenfalls elektronisch direkt im freien Seilstück gemessen (Abb A1). Als Befestigung der Messpunkte für die Dehnung wurden Klammern angebracht, die zusätzlich mit kleinen Nägeln durch das gesamte Seil gegen Verrutschen gesichert waren. Es wurden sowohl schnelle als auch langsame Belastungen durchgeführt, entsprechend den Möglichkeiten der Hydraulik (Abb. A2). Die ermittelten Werte waren bei den jeweils 10 gleichartigen Messungen mit schneller Belastung mit Zwillings- und Einfachseilen und den drei langsamen Belastungen mit Einfachseil so konstant, daß keine Unterschiede im Kraft-Dehnungs-Verhalten meßbar waren. Die Messungen wurden beim TÜV-Bayern von H. Mägdefrau und G. Kavelar durchgeführt.

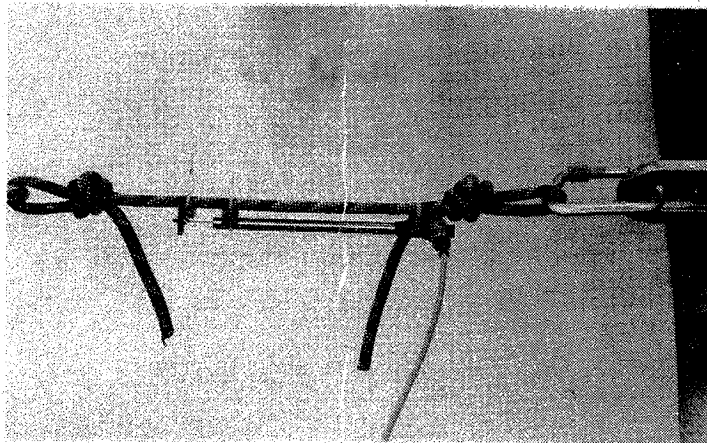


Abb. A1: Elektronische Messung dynamischer Kraft-Dehnungs-Diagramme.

—x—x—x— Salewa Zwillingsseil
 —△—△—△— } Salewa Einfachseil
 —○—○—○— }

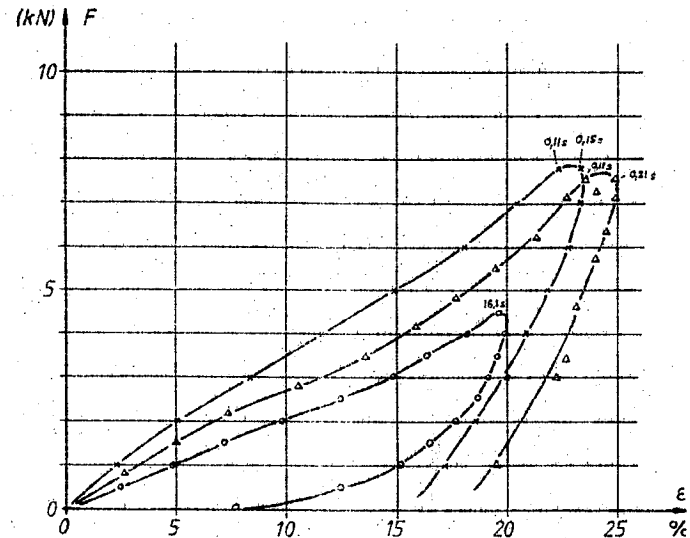


Abb A2: Dynamische Kraft-Dehnungs-Diagramme mit angegebenen Belastungszeiten für schnelle und langsame Belastung und verschiedenen Seiltypen.

Verwendete Meßgeräte für die folgenden Untersuchungen

Für die Kraftmessung bei Stürzen wurden elektronische Kraftmeßdosen verwendet, die keine nennenswerte Energie aufnehmen. Der Meßbereich lag bei drei Meßdosen bei 10,0 kN, bei einer bei 20,0 kN. Sie waren angeschlossen an ein elektronisches Schreibgerät mit vier Kanälen, Linear Corder Mark V der Firma Watanabe. Die Stürze wurden mit einer zeitlichen Auflösung von einer Sekunde auf 50 Millimeter aufgezeichnet. Das Gerät wurde vor und nach jeder Versuchsserie geeicht. Nur bei den ersten Vorversuchen mit einem Dummy mußte die Kraft noch mit einem Ring-Dynamometer ohne zeitliche Auflösung (s.u.) gemessen werden.

Die übrigen Kraftmessungen wurden mit Ring-Dynamometern der Firma Tiedemann durchgeführt. Sie haben eine abschaltbare Schleppanzeige zur Bestimmung der Maximalkraft. Es standen Meßgeräte für die Bereiche bis 0,5, 1,0 und 10,0 kN zur Verfügung.

Bestimmung der Energieaufnahme von Anseilknoten, -gurt und Körper

Die Stürze wurden am Sturzstand der Zentralen-Hochschul-Sportanlage (ZHS) in München durchgeführt.

Die Messungen erfolgten bei Stürzen direkt in die Sicherung. So ist an der Sicherung und am Körper die gleiche Kraft wirksam. Elektronische Kraftmessungen an der Sicherung und parallel dazu gemachte Zeitlupenaufnahmen wurden ausgewertet.

Die Filmaufnahmen wurden mit einer 16 mm Kamera der Marke Arriflex SR mit 75 Bildern pro Sekunde durchgeführt. Es wurde bei zehn Stürzen gefilmt und die Kraft aufgezeichnet. Zur optischen Auswertung des Filmmaterials eigneten sich jedoch nur zwei der gefilmten Stürze. Bei den übrigen acht Stürzen konnten die Markierungen am Seil nur undeutlich oder überhaupt nicht erkannt werden. Die optische Auswertung der Zeitlupenaufnahmen zur Bestimmung der Dehnung und des Seildurchlaufes in der Sicherung (Bremsweg) erfolgte direkt an einem Monitor am Schneidetisch. Verkleinert sind Einzelaufnahmen wiedergegeben (Abb. A3a, und A4a). Die Bildnummern der Einzelbilder gehen immer von 100 bis 124 und springen dann immer einen Hunderter weiter auf 200 bis 224 ... Es wurde mit 75 Bildern pro Sekunde gedreht. Der Kletterer hatte eine Masse von 60 kg.

Die Versuche wurden durchgeführt von H. Mägdefrau (60 kg, Stürzender), J. Reher (Meßanlage), T. Wünsche (Hilfsdienste) und M. Block (Film).

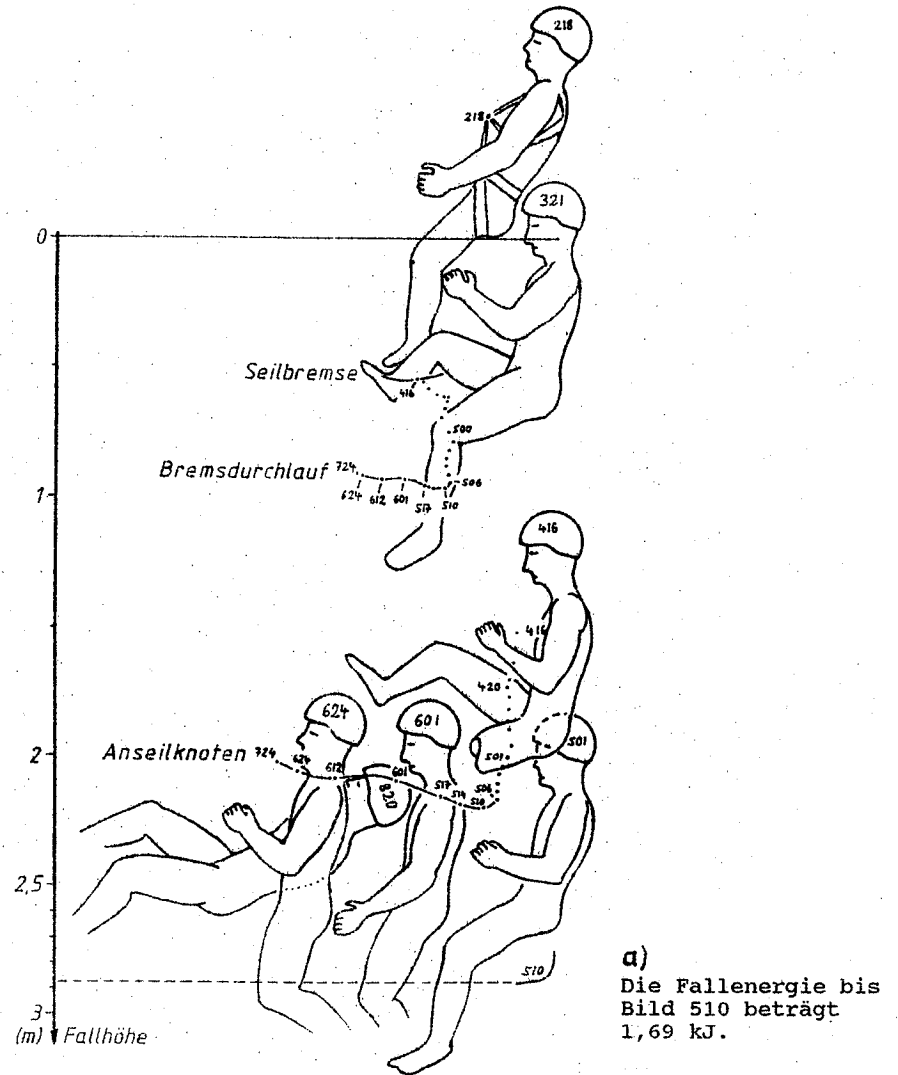
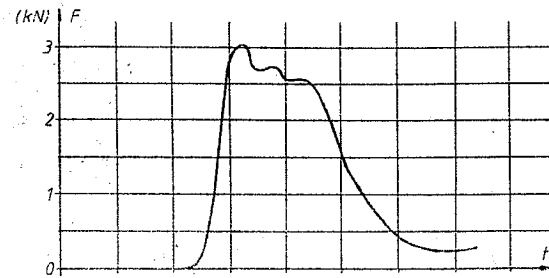
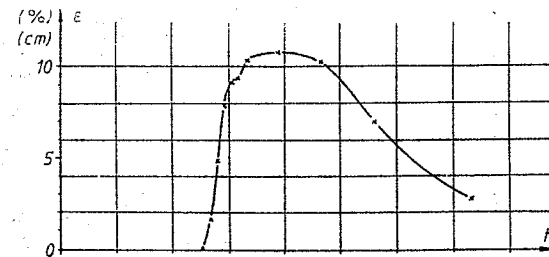


Abb A3: Ein Sturz mit 2 Metern freier Fallhöhe. Verwendet wurde ein Zwillingssseil (Beal) und die Antz-Bremse. In Abb. A3a sind Zeichnungen der Zeitlupenaufnahmen mit den Markierungen für Seildehnung und Seildurchlauf an der Bremse gezeigt. Bei den Positionen des Körpers ist die dazugehörige Bildnummer im Helm eingezeichnet. Abb. A3b, c, d zeigen Kraft, Dehnung und Bremsdurchlauf als Funktion der Zeit bzw. der Einzelbilder. Abb. A3e zeigt die von Seil (Dehnung) und Bremse (Seildurchlauf) aufgenommene Energie. Die Energieaufnahme durch Knoten, Gurt und Körper beträgt 0,52 kJ.

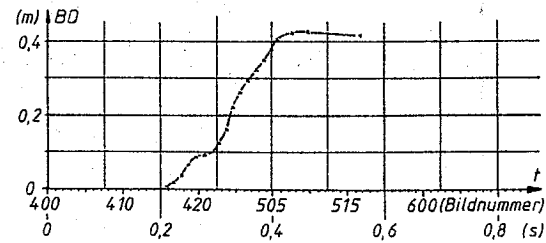
b)
Kraft-Zeit-Diagramm



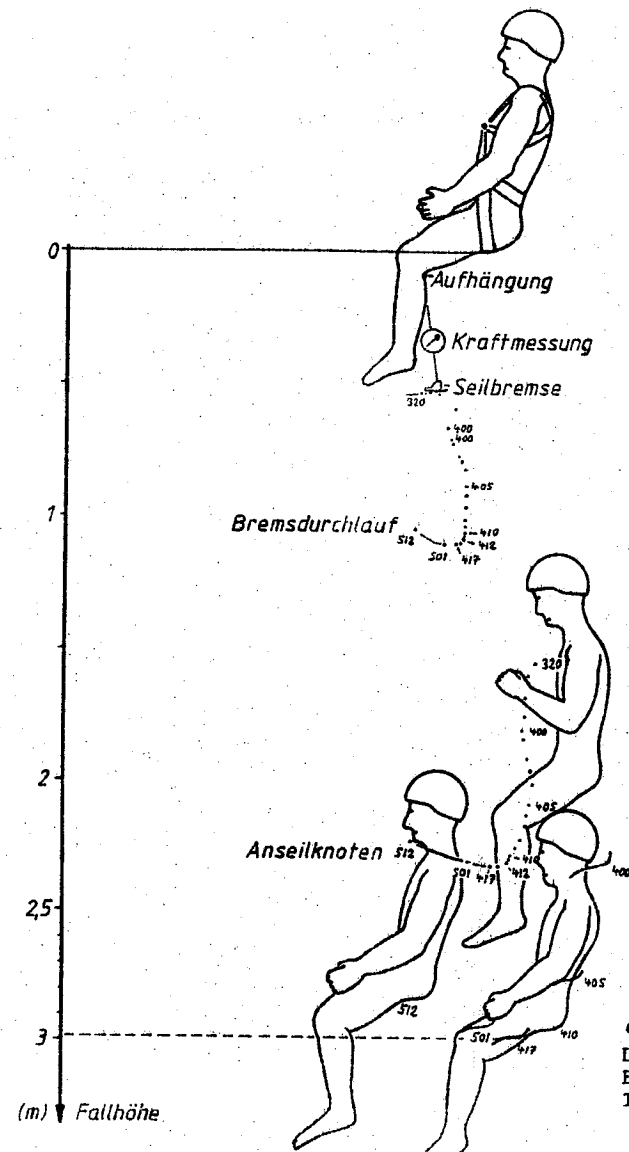
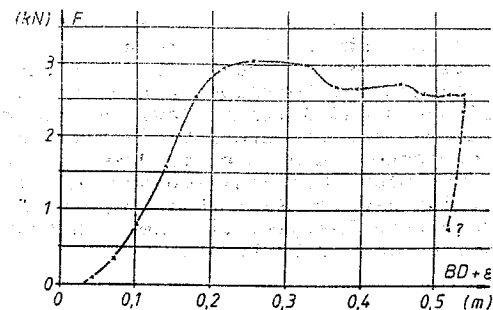
c)
Dehnungs-Zeit-Diagramm



d)
Bremsdurchlauf-Zeit-Diagramm



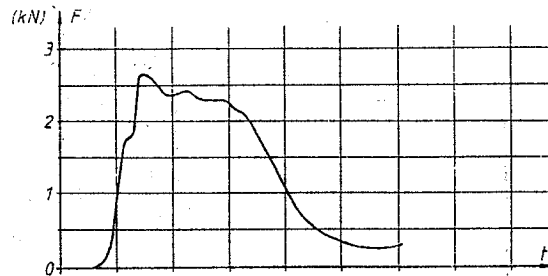
e)
Kraft-Weg-Diagramm.
Die Energieaufnahme von
Seil und Bremse beträgt
1,17 kJ



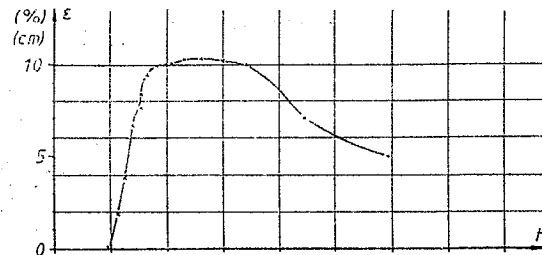
a)
Die Fallenergie bis
Bild 417 beträgt
1,76 kJ.

Abb. A4: Ein Sturz mit 2 Metern freier Fallhöhe. Verwendet wurden ein Einfachseil (Beal) und die Antz-Bremse. Abb. A4a zeigt die Zeitlupenaufnahmen mit den dazugehörigen Bildnummern. Abb. A4b, c, d zeigen Kraft, Dehnung und Bremsdurchlauf als Funktion der Zeit. Abb. A4e zeigt die von Seil (Dehnung) und Sicherung (Bremsdurchlauf) aufgenommene Energie (Fläche unter der Kurve). Die von Knoten, Gurt und Körper aufgenommene Energie beträgt 0,61 kJ.

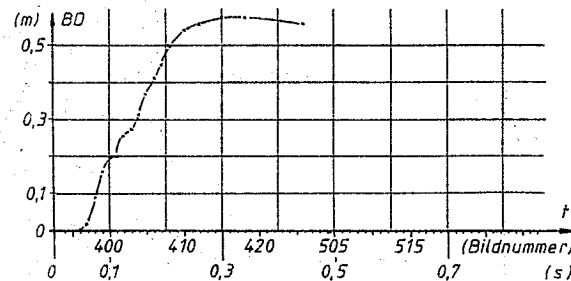
b)
Kraft-Zeit Diagramm



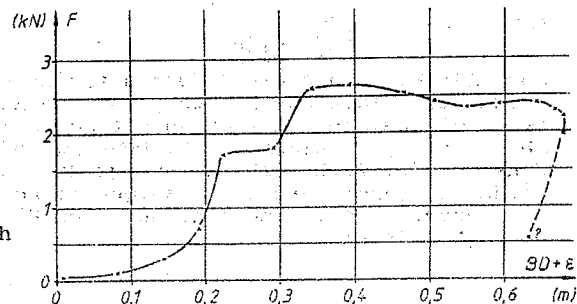
c)
Dehnungs-Zeit-Diagramm



d)
Bremsdurchlauf-Zeit-Diagramm



e)
Kraft-Weg-Diagramm.
Die Energieaufnahme durch
Seil und Bremse beträgt
1,15 kJ.



Tabellen der Kraft-Zeit-Messkurven

In den folgenden Tabellen werden die freie Fallhöhe nur mit einer Genauigkeit von $\pm 0,1$ m angegeben, da das Seil bei den Versuchen nicht immer absolut straff zu halten war. Die angegebene gesamte Fallhöhe bezieht sich auf die nach dem Sturz gemessene Hängeposition, da die maximale Fallhöhe beim Sturz nicht zu messen war (siehe Seite 13). Die gemessenen und errechneten Kräfte (siehe Seite 17 und 18) sind mit einer Genauigkeit von ± 25 N angegeben. Die Belastungszeit hat eine Genauigkeit von $\pm 0,005$ s, der Bremsdurchlauf von $\pm 0,005$ m.

Sturzversuche in der ZHS-Leichtathletikhalle (Abb. 19). Die Versuche wurden durchgeführt von H. Mägdefrau (60 kg), A. Eisenhut (61 kg, nur Hüftgurt), W. Kirschenhofer (80 kg), T. Wünsche (76 kg) Sturzpersonen, J. Reher (Meßanlage) und Teilnehmern des Bergführerlehrganges 1988 (Hilfsdienste). Einzelne Messungen wurden mit einem Metallblock (55 kg) durchgeführt.

Messungen bei Stürzen direkt in die Sicherung

Tab. A1: Antz-Bremse und Einfachseil (Beal 11mm)

Körpergewicht (kg)	freie Fallhöhe (m)	F_K max Körper (kN)	F_K Körper (kN)	t_{F_K} (s)
60	2,0	3,20	2,60	0,18
60	3,0	2,80	2,50	0,20
60	3,0	3,00	2,60	0,22
60	3,0	2,80	2,40	0,24
60	2,0	2,90	2,50	0,18
60	2,0	2,65	2,30	0,20

Tab. A2: Antz-Bremse und Zwillingseil (Beal 8,8 mm)

Körpergewicht (kg)	freie Fallhöhe (m)	F_K max Körper (kN)	F_K Körper (kN)	t_{F_K} (s)
60	2,0	3,05	2,60	0,16
60	3,0	2,95	2,40	0,24

Messungen bei Stürzen in eine Zwischensicherung (wie Abb. 19)

Der Abstand Sicherung - Umlenkung betrug 5,74 m, die Seilumlenkung 162° .

Tab. A3: HMS-Sicherung und Einfachseil (Beal 11 mm)

Körpergewicht (kg)	freie Fallhöhe (m)	gesamte Fallhöhe (m)	F max Umlenkung (kN)	F_K max Körper (kN)	F_K Körper (kN)	Belastung Körper (g)	t_{F_K} (s)	Bremsdurchlauf (m)	Bremskraft (kN)
60	2,0	2,61	3,65	2,50	2,35	3,9	0,15	0,0	1,50
60	3,0	3,58	4,20	2,80	2,60	4,3	0,19	0,09	1,80

Tab. A4: Antz-Bremse und Einfachseil (Beal 11 mm)

Körpergewicht (kg)	freie Fallhöhe (m)	gesamte Fallhöhe (m)	F max Umlenkung (kN)	F _K max Körper (kN)	F _K Körper (kN)	Belastung Körper (g)	t _{F, K} (s)	Brems-durchlauf (m)	Brems-kraft (kN)
60	1,0	1,74	3,05	2,00	1,80	3,0	0,16	0,08	1,05
60	1,0	1,75	3,00	1,95	1,75	2,9	0,17	0,10	1,00
60	2,0	3,55	2,40	2,20	2,40	3,7	0,18		1,35
60	2,0	3,02	4,10	2,75	2,50	4,2	0,17	0,15	1,45
60	2,8	4,23	4,30	2,80	2,60	4,3	0,17	0,42	1,55
60	3,0		4,00	2,65	2,50	4,2	0,19		1,60
60	3,0	3,89	4,40	2,95	2,75	4,6	0,18	0,15	1,60
a) 60	3,0	3,88	4,70	3,15	2,85	4,8	0,22	0,22	1,70
60	3,0	4,20	4,10	2,80	2,50	4,2	0,20	0,34	1,35
60	4,0	4,99	4,25	2,80	2,60	4,3	0,20		1,70
60	4,0	4,90	5,15	3,40	3,15	5,2	0,17	C,22	1,90
60	4,0	5,14	4,20	2,80	2,60	4,3	0,21	0,50	1,50
80	2,0	3,09	4,50	3,00	2,80	3,5	0,22	0,25	1,60
b) 80	3,0	4,84	4,65	3,10	2,90	3,6	0,29	0,68	1,70
80	4,0	5,71	4,60	3,00	2,85	3,6	0,37	0,85	1,70
61	1,7	2,60	3,65	2,50	2,30	3,8	0,15	0,15	1,30
61	1,7	2,86	3,68	2,45	2,25	3,7	0,21	0,32	1,25
61	2,7	3,81	4,40	2,90	2,60	4,3	0,23	0,27	1,60
61	2,7	3,88	4,10	2,70	2,50	4,1	0,24	0,41	1,40
61	2,7	4,08	4,00	2,65	2,45	4,0	0,23	0,49	1,40
61	3,3	4,44	4,05	2,70	2,55	4,2	0,27	0,40	1,50
61	3,7	4,63	4,60	3,00	2,80	4,6	0,21	0,27	1,70
61	3,7	4,84	4,80	3,20	3,00	4,9	0,20	0,36	1,75
76	2,0	4,14	4,35	2,90	2,75	3,6	0,21	0,27	1,50
55	3,0	4,13	4,90	3,25	3,00	5,5	0,15	0,23	1,70
c) 55	3,0	4,03	4,80	3,15	2,85	5,2	0,16	0,24	1,70
55	4,0		4,50	3,00	2,80	5,1	0,19		1,65
55	4,5		4,30	3,10	2,80	5,1	0,21	0,50	1,70
d) 55	6,0	7,24	5,05	3,65	3,30	6,0	0,22	0,55	1,80

Tab. A5: Antz-Bremse und Zwillingsseil (Beal 8,8 mm)

Körpergewicht (kg)	freie Fallhöhe (m)	gesamte Fallhöhe (m)	F max Umlenkung (kN)	F _K max Körper (kN)	F _K Körper (kN)	Belastung Körper (g)	t _{F, K} (s)	Brems-durchlauf (m)	Brems-kraft (kN)
60	1,0	1,71	3,50	2,30	2,10	3,5	0,15	0,10	1,10
60	2,0	3,51	4,65	3,10	2,85	4,8	0,14	0,20	1,60
60	3,0	4,20	5,20	3,50	3,25	5,4	0,16	0,18	1,85
60	4,0	5,38	5,40	3,60	3,35	5,6	0,17	0,18	1,90
60	4,5	5,92	6,25	4,20	3,85	6,4	0,15	0,18	2,25
80	1,0	2,34	4,10	2,80	2,55	3,2	0,16	0,20	1,40
80	1,0	2,00	4,95	3,30	3,05	3,8	0,21	0,13	1,60
80	1,8	3,74	5,10	3,40	3,10	3,9	0,21	0,30	1,80
80	2,0	3,74	5,50	3,65	3,45	4,3	0,19	0,25	2,05
80	3,0	4,31	6,05	4,00	3,70	4,6	0,20	0,22	2,15
80	4,0	5,62	5,55	3,65	3,40	4,3	0,25	0,35	2,00
80	4,0	5,42	6,95	4,50	4,20	5,3	0,17	0,29	2,55
55	4,0		5,30	3,75	3,50	6,4	0,14	0,23	2,10
55	4,5		5,70	3,90	3,60	6,5	0,14	0,25	2,20

Tab. A6: Antz-Bremse und halbes Zwillingsseil (Beal 8,8 mm)

Körpergewicht (kg)	freie Fallhöhe (m)	gesamte Fallhöhe (m)	F max Umlenkung (kN)	F _K max Körper (kN)	F _K Körper (kN)	Belastung Körper (g)	t _{F, K} (s)	Brems-durchlauf (m)	Brems-kraft (kN)
60	2,0	4,31	3,05	2,05	1,90	3,2	0,32	0,80	1,00

Tab A7: Antz-Bremse und gebrauchtes Einfachseil (Edelrid 11 mm)

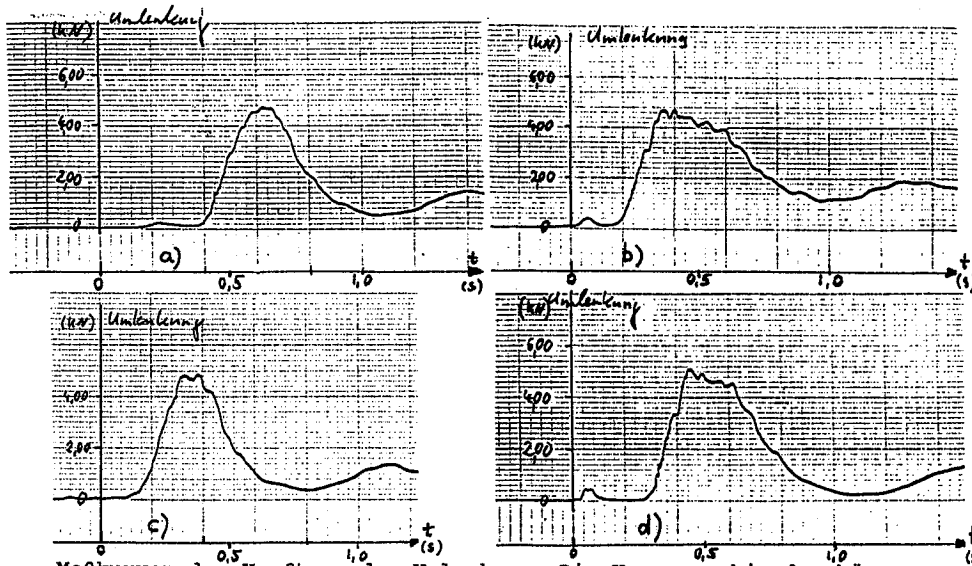
Körpergewicht (kg)	freie Fallhöhe (m)	gesamte Fallhöhe (m)	F max Umlenkung (kN)	F _K max Körper (kN)	F _K Körper (kN)	Belastung Körper (g)	t _{F, K} (s)	Brems-durchlauf (m)	Brems-kraft (kN)
60	3,0	4,30	4,70	3,15	2,80	4,6	0,20	0,14	1,75

Messungen bei Stürzen direkt in die Sicherung am DAV-Kletterturm

Die Versuche wurden durchgeführt von H. Mägdefrau (Meßanlage), H.-L. Stutte und R. Kluge (Hilfsdienste). Als Fallgewichte dienten Metallblöcke.

Tab. A8: Antz-Bremse und Einfachseil (Salewa 11 mm)

Körpergewicht (kg)	freie Fallhöhe (m)	Bremskraft (kN)
80	6,0	2,75
80	6,0	2,80
80	6,0	2,75
20	6,0	2,70
20	6,0	2,70
20	6,0	2,75



Meßkurven der Kraft an der Umlenkung. Die Kurven a bis d gehören zu Tab. A4 und sind dort gekennzeichnet. Bei gleicher Fallhöhe wirkt sich das Gewicht nicht auf die Kraft, sondern nur auf deren Dauer aus (a bis c). Steigende Fallhöhe bewirkt eine Erhöhung der Kraft und deren Dauer (c,d).

Messungen mit starker Seilreibung (am Burgfelsens im Altmühltal)

Die Versuche wurden durchgeführt von H. Mägdefrau (60 kg), H.-L. Stutte (80 kg) Stürzende, J. Reher (Meßanlage) und K. Gemeinhardt (Sicherung). Bei zwei Versuchen wurde ein Metallblock (55 kg) als Sturzw Gewicht verwendet.

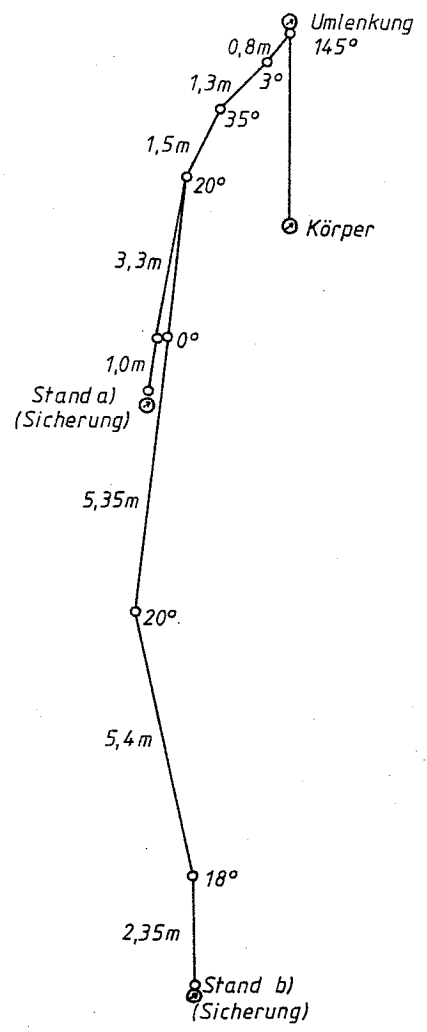


Abb. A5: Skizze der Seilführung an der SO-Kante des Burgfelsens mit Angabe der Abstände zwischen den Sicherungspunkten und den Seilumlenkungen in den Zwischensicherungen. Kurze Seilstrecke (a) und lange Seilstrecke (b). Die Messpunkte der Kräfte sind eingezeichnet.

SO-Kante, kurze Seilstrecke (Abb. A5a)

Tab. A9: Antz-Bremse und Einfachseil (Salewa 11 mm)

Körpergewicht (kg)	freie Fallhöhe (m)	gesamte Fallhöhe (m)	F max Umlenkung (kN)	F _K max Körper (kN)	F _K Körper (kN)	Belastung Körper (g)	c _F K (s)	Bremsdurchlauf (m)	Bremskraft (kN)
60			3,85	1,90	1,75	2,9	0,16		0,44
60			5,25	2,85	2,60	4,3	0,14		0,65
60			5,70	3,40	2,90	4,8	0,12		0,63
60	2,0	3,0	4,90	2,90	2,75	4,6	0,16	0,07	0,63
60	3,8	5,3	6,85	4,10	3,90	6,5	0,16	0,13	0,95
55	8,6	10,7	9,50	5,95	5,65	10,2	0,17	0,15	1,40

Tab. A10: Antz-Bremse und Zwillingseil (Salewa 8,8 mm)

Körpergewicht (kg)	freie Fallhöhe (m)	gesamte Fallhöhe (m)	F max Umlenkung (kN)	F _K max Körper (kN)	F _K Körper (kN)	Belastung Körper (g)	c _F K (s)	Bremsdurchlauf (m)	Bremskraft (kN)
80	1,2	2,8	5,60	3,40	3,10	3,9	0,15	0,09	0,68
80	1,8	3,7	6,35	3,80	3,60	4,5	0,16	0,11	0,82
60	1,4	2,8	5,25	3,15	3,10	5,1	0,11	0,08	0,65
60	2,6	4,1	4,70	2,60	2,55	4,3	0,20	0,42	0,55
60	3,4	5,4	5,80	3,50	3,35	5,6	0,20	0,44	0,70

SO-Kante, lange Seilstrecke (Abb. A5b)

Tab. A11: Antzbremse und Zwillingseil (Salewa 8,8 mm)

Körpergewicht (kg)	freie Fallhöhe (m)	gesamte Fallhöhe (m)	F max Umlenkung (kN)	F _K max Körper (kN)	F _K Körper (kN)	Belastung Körper (g)	c _F K (s)	Bremsdurchlauf (m)	Bremskraft (kN)
55	9,4	11,0	8,50	5,10	4,80	8,4	0,18	0,10	0,20

Stürze mit Körpersicherung am DAV-Kletterturm

Die Versuche wurden durchgeführt von H. Mägdefrau (Stürzender), K. Gemeinhardt (Sichernde) und S. König (Meßanlage).

Bei diesen Versuchen wurde die Sicherung direkt am Körper mit der an einem Fixpunkt (Haken) verglichen, sowie die Kräfte am Körper, Umlenkung und Sicherung bei verschiedenen Sicherungsmethoden und Seiltypen gemessen. Verwendet wurden Stubai-5000-Karabiner, Einfachseil (Edelrid 11mm), Zwillingsseil (Salewa 8,5 mm) als Klettermaterial und Antz-Bremse, Abseilachter und Halbmastwurf (HMS) als Sicherungsmethoden.

Der Abstand von der Sicherung zur Umlenkung betrug 3,80 Meter, der Umlenkwinkel an der Zwischensicherung 155°. Stürzender und Sichernde hatten eine Körpermasse von 60 kg.

Tab. A12: Eichmessungen bei Stürzen mit Kraftmessung am Anseilpunkt.

freie Fallhöhe (m)	gesamte Fallhöhe (m)	F max Umlenkung (kN)	F _K max Körper (kN)	Belastung max. Körper (g)	Bremskraft (kN)	Brems-durchlauf (m)	Hubhöhe des Sichernden (m)
		2,55	1,65	2,8	0,95	-	-
		3,05	1,95	3,3	1,15	-	-
		2,75	1,75	2,9	1,05	-	-

Tab. A13: Einfachseil und Antz-Bremse am Körper.

freie Fallhöhe (m)	gesamte Fallhöhe (m)	F max Umlenkung (kN)	F _K max Körper (kN)	Belastung max. Körper (g)	Bremskraft (kN)	Brems-durchlauf (m)	Hubhöhe des Sichernden (m)
0,40	1,90	2,25	1,45	2,4	0,85	0,60	0
0,80	1,70	2,90	1,85	3,1	1,10	0,10	0,1
1,20	2,25	2,70	1,75	2,9	1,00	0,33	0,1
1,60	2,95	3,75	2,40	4,0	1,40	0,20	0,5
2,00	3,70	4,00	2,55	4,3	1,50	0,20	0,65

Tab. A14: Einfachseil und Antz-Bremse am Haken.

freie Fallhöhe (m)	gesamte Fallhöhe (m)	F max Umlenkung (kN)	F _K max Körper (kN)	Belastung max. Körper (g)	Bremskraft (kN)	Brems-durchlauf (m)	Hubhöhe des Sichernden (m)
0,80	1,70	3,40	2,15	3,6	1,30	0,26	-
1,20	2,05	4,40	2,80	4,7	1,65	0,16	-
1,60	2,45	4,70	3,00	5,0	1,75	0,19	-
2,00	2,90	5,10	3,25	5,4	1,90	0,17	-

Tab. A15: Einfachseil und Achter am Körper.

freie Fallhöhe (m)	gesamte Fallhöhe (m)	F max Umlenkung (kN)	F _K max Körper (kN)	Belastung max. Körper (g)	Bremskraft (kN)	Brems-durchlauf (m)	Hubhöhe des Sichernden (m)
0,80	1,55	2,80	1,80	3,0	1,05	0,11	0
1,20	2,25	3,10	2,00	3,3	1,15	0,14	0,1
1,60	2,90	3,35	2,15	3,6	1,25	0,10	0,40
2,00	3,70	3,80	2,45	4,1	1,60	0,11	0,90

Tab. A16: Einfachseil und Achter am Haken.

freie Fallhöhe (m)	gesamte Fallhöhe (m)	F max Umlenkung (kN)	F _K max Körper (kN)	Belastung max. Körper (g)	Bremskraft (kN)	Brems-durchlauf (m)	Hubhöhe des Sichernden (m)
0,80	1,75	3,60	2,30	3,8	1,35	0,06	-
1,20	1,95	3,70	2,35	3,9	1,40	0,09	-
1,60	2,25	4,00	2,55	4,3	1,50	0,18	-
2,00	2,90	4,45	2,85	4,8	1,70	0,16	-

Tab. A17: Einfachseil und HMS-Sicherung am Haken.

freie Fallhöhe (m)	gesamte Fallhöhe (m)	F max Umlenkung (kN)	F _K max Körper (kN)	Belastung max. Körper (g)	Bremskraft (kN)	Brems-durchlauf (m)	Hubhöhe des Sichernden (m)
0,80	1,80	3,80	2,45	4,1	1,40	0,15	-
1,20	2,05	4,70	3,00	5,0	1,75	0,14	-
1,60	2,55	4,95	3,20	5,3	1,80	0,17	-
2,00	3,05	4,95	3,20	5,3	1,80	0,18	-

Tab. A18: Zwillingsseil und Antz-Bremse am Körper.

freie Fallhöhe (m)	gesamte Fallhöhe (m)	F max Umlenkung (kN)	F _K max Körper (kN)	Belastung max. Körper (g)	Bremskraft (kN)	Brems-durchlauf (m)	Hubhöhe des Sichernden (m)
0,80	1,80	3,25	2,10	3,5	1,20	0,05	0,1
1,20	2,30	3,70	2,35	3,9	1,40	0,09	0,35
1,60	3,00	3,90	2,50	4,2	1,45	0,06	0,45
2,00	3,70	3,95	2,55	4,3	1,45	0,05	0,70

Tab. A19: Zwillingsseil und Achter am Körper.

freie Fallhöhe (m)	gesamte Fallhöhe (m)	F max Umlenkung (kN)	F _K max Körper (kN)	Belastung max. Körper (g)	Bremskraft (kN)	Brems-durchlauf (m)	Hubhöhe des Sichernden (m)
0,80	1,90	3,00	1,90	3,2	1,15	0,08	0
1,20	2,25	3,30	2,10	3,5	1,25	0,12	0,2
1,60	2,80	3,55	2,30	3,8	1,30	0,12	0,5
2,00	3,40	3,85	2,45	4,1	1,45	0,13	0,6

Tab. A20: Zwillingsseil und Achter am Haken.

freie Fallhöhe (m)	gesamte Fallhöhe (m)	F max Umlenkung (kN)	F _K max Körper (kN)	Belastung max. Körper (g)	Bremskraft (kN)	Brems-durchlauf (m)	Hubhöhe des Sichernden (m)
0,80	1,85	4,05	2,60	4,3	1,50	0,06	-
1,20	1,95	4,75	3,05	5,1	1,75	0,10	-
1,60	2,30	5,00	3,20	5,3	1,85	0,07	-
2,00	2,95	5,50	3,55	5,9	2,10	0,13	-

Tab. A21: Zwillingsseil und HMS-Sicherung am Haken.

freie Fallhöhe (m)	gesamte Fallhöhe (m)	F max Umlenkung (kN)	F _K max Körper (kN)	Belastung max. Körper (g)	Bremskraft (kN)	Brems-durchlauf (m)	Hubhöhe des Sichernden (m)
0,80	1,80	3,70	2,35	3,9	1,40	0,11	-
1,20	1,95	3,85	2,45	4,1	1,45	0,05	-
1,60	2,45	4,80	3,10	5,2	1,75	0,15	-
2,00	2,85	5,05	3,25	5,4	1,85	0,10	-

Tab. A22: Anstieg der den Körper belastenden Kraft innerhalb 0,8 Sekunden. Jeweils 2 Meter freie Fallhöhe entsprechend den Stürzen der Tabelle A12 bis A21.

Sicherung und Seiltyp **Belastungskraft**

Antz-Bremse, Einfachseil, Körpersicherung 1,0 kN
 Antz-Bremse, Einfachseil, Sicherung am Fixpunkt 1,25 kN
 Antz-Bremse, Zwillingsseil, Körpersicherung 1,0 kN

Achter, Einfachseil, Körpersicherung 0,55 kN
 Achter, Einfachseil, Sicherung am Fixpunkt 0,80 kN
 Achter, Zwillingsseil, Körpersicherung 0,40 kN
 Achter, Zwillingsseil, Sicherung am Fixpunkt 1,0 kN

HMS, Einfachseil, Sicherung am Fixpunkt 1,0 kN
 HMS, Zwillingsseil, Sicherung am Fixpunkt 1,10 kN

Fallversuche mit einem Dummy am 1. April. 1981

Die Versuche wurden durchgeführt von P. Schubert, H. Mägdefrau und K.-H. Weyrich.

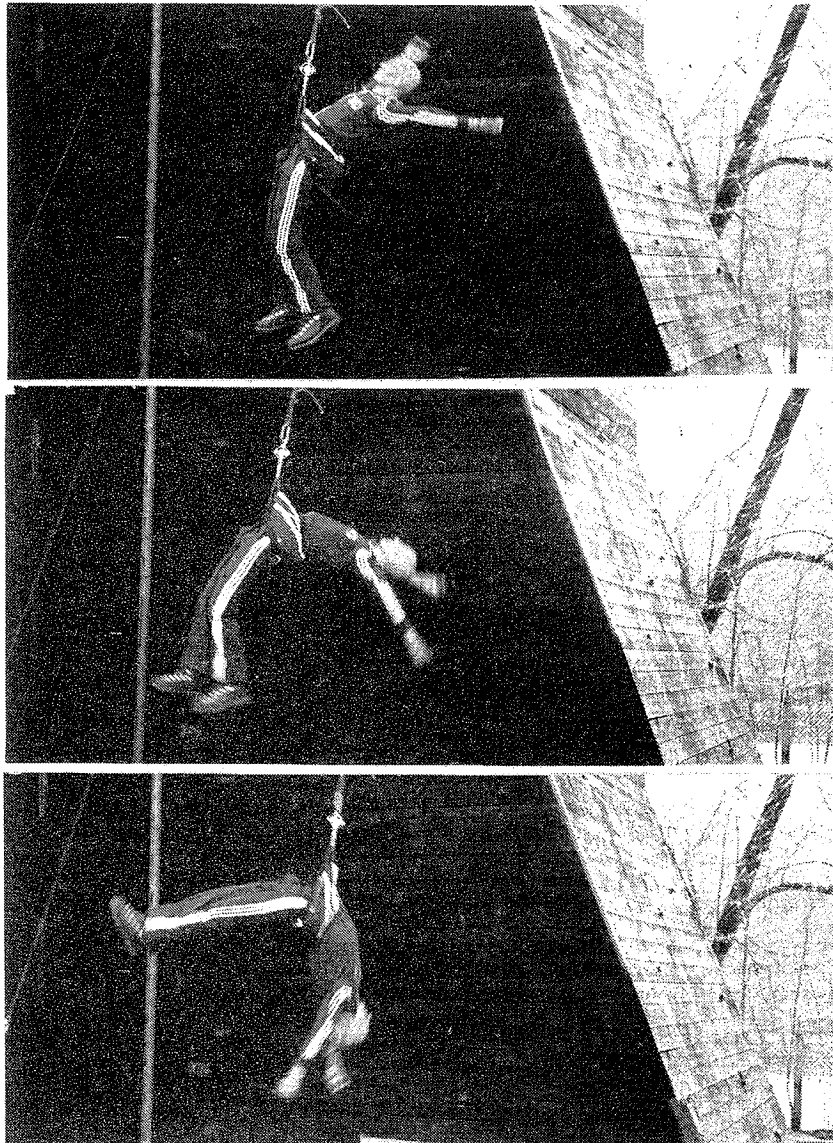


Abb. A6: Sturz mit Hüftarseilmethode. Die Bilder zeigen das rückwärtige Abkippen und das Durchbiegen der Wirbelsäule während des Fangstoßes.

Die Versuche wurden mit einem ca. 1000 N schweren Dummy der Allianz-Versicherung durchgeführt, bei dem wesentliche innere Organe und Skeletteile künstlich, aber mit den biomechanischen Eigenschaften des Menschen nachgebaut sind.

Die freien Fallhöhen betragen zwischen 5 und 7 Metern, der Sturzfaktor etwa 1, die Seilumlenkung etwa 150°. Die Versuche wurden mit einem Hüftgurt Troll Mark V, bzw. mit Brust-Sitzgurtkombination von Edelrid durchgeführt.

Versuch	Belastungskraft	Verletzungen
1 Hüftgurt	3,9 kN	Hüfte schwer beschädigt Lendenwirbelsäule gebrochen
2 Hüftgurt	Messdose hat nicht angezeigt	Bauchdecke aufgerissen, Lendenwirbelsäule gebrochen Halswirbelsäule gebrochen
3 Hüftgurt	4,5 kN	wie bei Versuch 1
4 Hüftgurt	4,0 kN	wie bei Versuch 1
5 Brust- und Sitzgurt	4,5 kN	keine sichtbaren Verletzungen
6 Brust- und Sitzgurt	4,7 kN	keine sichtbaren Verletzungen

Tab. A23: Fallversuche am DAV-Kletterturm mit einem Dummy.

Wegen kostenintensiver Reperaturarbeiten wurden nur diese sechs Versuche durchgeführt.

Energiebilanz bei Stürzen

Die Berechnungen und graphischen Darstellungen wurden erstellt von H. Mägdefrau.

Energiebilanz für einen Sturz in eine Zwischensicherung mit 180° Seilumlenkung. Sturzfaktor = 1. Keine Seilreibung am Fels. Starres Fallgewicht mit 60 kg Masse. Einfachseil. Keine dynamische Sicherung. In diesem einfachen Beispiel wird das Seil auf der Seite des Fallgewichtes mit der Kraft F_2 um $\epsilon_2 \cdot l_2$ gedehnt. Wegen der Seilreibung an der Umlenkung wirkt auf der Seite der Sicherung nur die Kraft F_1 , die das Seil dort um $\epsilon_1 \cdot l_1$ dehnt. Diese gedehnte Seilstrecke rutscht über die Umlenkung und wird dort mit der Kraft F_2 weiter gedehnt. Entsprechend der Kraft-Dehnungs-Kurven von Abb. 10 wird die Kraft F_2 ermittelt, bei der die aufgenommene Dehnungs- und Reibungsarbeit der Fallenergie entspricht.

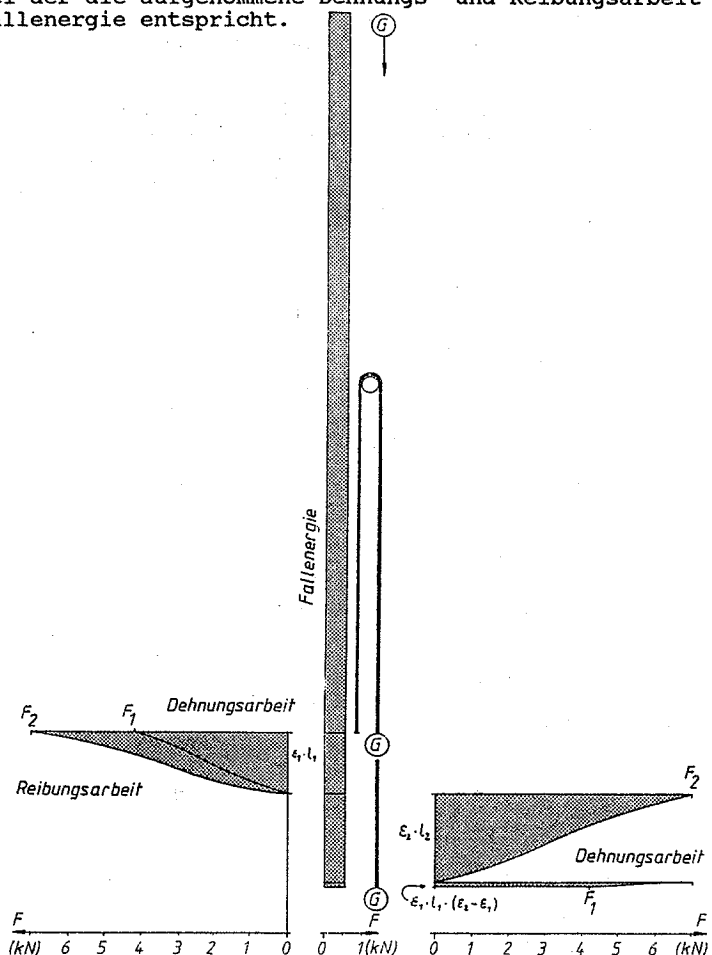


Abb. A7: Skizze zur Energiebilanz eines statisch abgefangenen Sturzes mit einem Sturzfaktor von 1.

Energiebilanz für den Sturz am Burgfelsen mit einem starren Fallgewicht von 55 kg Masse (Tab A9). Die Fallenergie betrug 5,75 kJ bei 10,65 m maximaler Fallhöhe (gerechnet). Die Energieaufnahme 5,98 kJ. Diese geringe Unstimmigkeit ergibt sich aus der ungenauen Zusammenfassung der Seilreibung an Fels und Karabinern auf einen Punkt oder aus nicht exakt bestimmter freier Fallhöhe, da bei 10,7 m gesamter Fallhöhe die maximale Fallhöhe bei etwa 11 m gelegen sein dürfte.

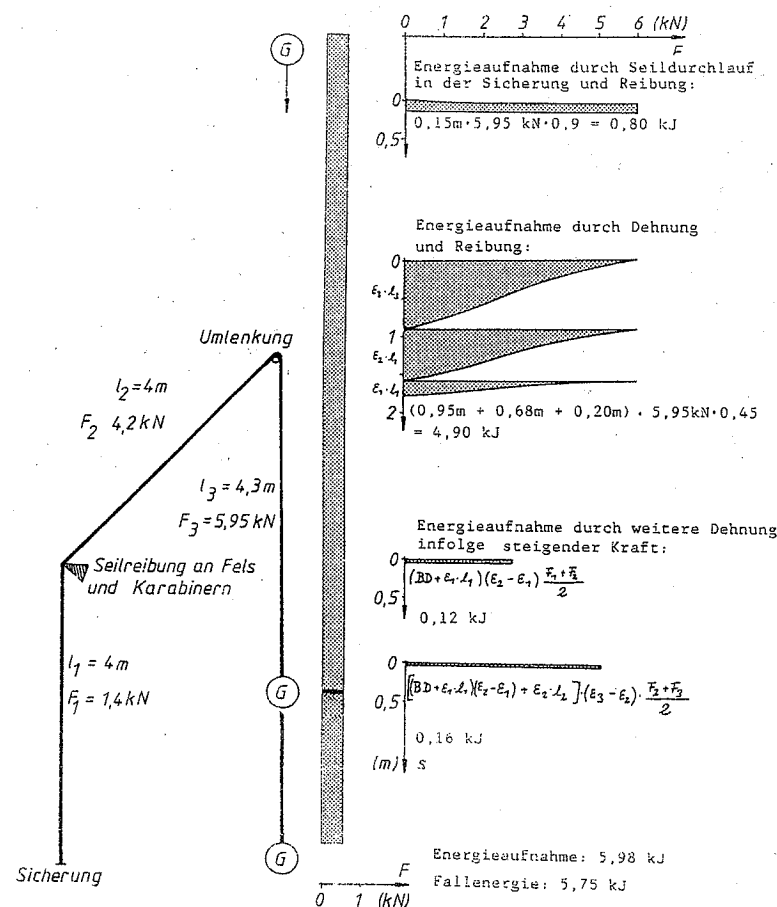


Abb. A8: Skizze zur Energiebilanz des oben beschriebenen Sturzes.

Bei einem Menschen mit 60 kg Masse würde die Fallenergie 6,27 kJ betragen. Da aber etwa 1,5 kJ durch Anseilknoten, -gurt und Körper aufgenommen werden, müssten nur noch 4,9 kJ durch Reibung, Dehnung und Bremsdurchlauf aufgenommen werden. Dies würde einen niedrigeren Fangstoß als beim Metallgewicht mit 55 kg bedeuten.

Berechnung der Druck- und Biegebelastung der untersten Lendenwirbelsäule

Die Berechnungen und graphischen Darstellungen wurden durchgeführt von H. Mägdefrau.

Bei Gewichthebern sind starke Biege- und Druchbelastungen zu erwarten, vor allem zu Beginn des Reissens, wenn der Oberkörper stark nach vorn gebeugt ist und das Gewicht beschleunigt werden muß. Der Zug der Rückenmuskulatur hält die Wirbelsäule gerade und übt dabei eine enorme Druckbelastung auf diese im Bereich der Bandscheiben aus.

Beispiel eines Gewichthebers mit 80 kg Masse beim Reissen von 160 kg, gezeichnet nach einem Wettkampffoto (Abb. A9). Hier treten sicher 2,00 kN Belastung auf, da das Gewicht beschleunigt werden muß. Das Eigengewicht des Hebers wird hier vernachlässigt. Abstand 5. Lendenwirbel - Schultergelenk 0,4 m. Abstand Rückenmuskulatur - Drehpunkt der Wirbelsäule 0,08 m. Dies ergibt bei Kräftegleichgewicht 9,00 kN Zugbelastung der Rückenmuskulatur. Hinzu kommen 0,85 kN Druckbelastung durch das Gewicht. Dementsprechend wirken 19,7 g auf die unterste Lendenwirbelsäule (9,85 kN geteilt durch 0,50 kN Körpergewichtanteil und Bänderspannung bei aufrechter Körperhaltung). Selbst bei Unterstützung durch Bauchpresse und damit veringert Zugbelastung für die Rückenmuskeln um 30 % (FELDMEIER, 1985) ergibt sich noch eine Belastung von 13,8 g für die unterste Lendenwirbelsäule.

Das ventrale Biegemoment beträgt 720 Nm (1800 N mal 0,4 m), dem der Körper mit der Rückenmuskulatur ein gleichgroßes Gegenmoment entgegensetzt.

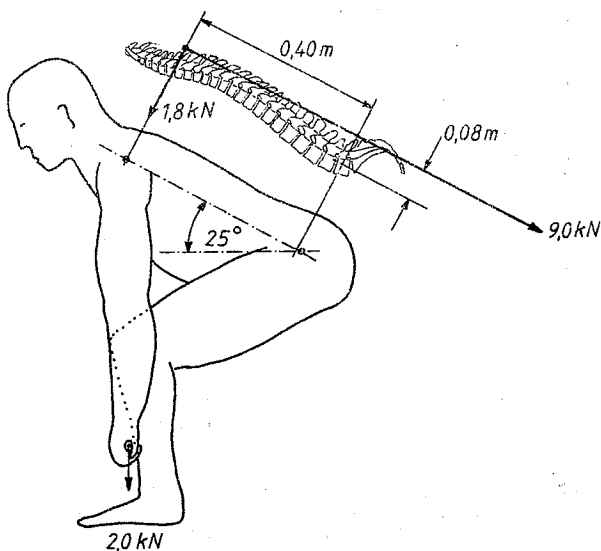


Abb. A9: Skizze zu den Druck- und Biegebelastungen beim Gewichtheben.

Beispiel eines Kletterers mit 60 kg Masse beim "Piazen", bei dem Hände und Füße auf Gegendruck eingesetzt werden. Als Griff wurde ein Ringdynamometer zur Kraftmessung eingesetzt. Die gemessene Belastung der Arme liegt zwischen 200 und 400 N (Je höher die Beine angestemmt werden, desto höher liegen die Werte). Abstand vom Schultergelenk zum 5. Lendenwirbel 0,35 m. Abstand von der Rückenmuskulatur zur Gelenkachse der Wirbelsäule 0,065 m (geringer entwickelte Rückenmuskulatur als beim Gewichtheber). Damit ergeben sich 3 bis 5 g Belastung (einschließlich des Eigengewichtes) und ein Biegemoment von 70 bis 140 Nm.

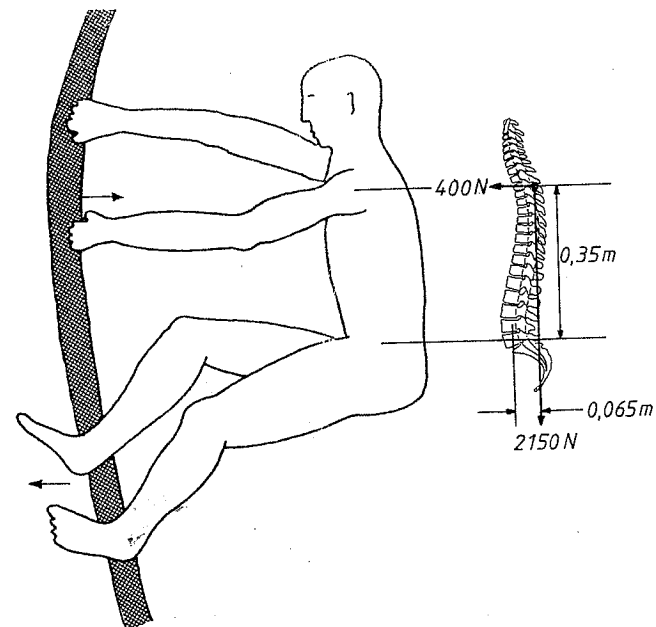


Abb. A10: Skizze zur Druck und Biegebelastung der Wirbelsäule beim Piaze-Klettern.

Berechnungen nach MATTHIASH (1956) ergeben beim Beispiel des Gewichthebers sogar 23,5 kN, entsprechend 39 g (!), für die fünfte Lendenbandscheibe. Nach MATTHIASH hat ein Mann mit 93 kg und 1,84 m bei 25° Körperhaltung 383 kg Last auf der fünften Lendenbandscheibe und 678 kg bei zusätzlicher Last von 30 kg an hängenden Armen. Daraus ergeben sich 2350 kg (ca. 23,5 kN) bei 200 kg an hängenden Armen. Dieser Wert scheint mir zu hoch gegriffen. MATTHIASH rechnet mit 0,05 m Hebelarm bei einem Abstand zwischen Gelenkachse und Dornfortsatz von 0,07 m. Bei trainierten Personen liegt die Mitte des Musculus erector spinae sicher auf der Linie der Dornfortsätze, bei Gewichthebern noch weiter dorsal. Der entscheidende Vorteil der Lendenlordose liegt ja in der Vergrößerung des Abstandes der Muskulatur zur Gelenkachse der Wirbelsäule.

Messung des vom Körper aufbringbaren Gegenmomentes

Die Versuche wurden durchgeführt bei statischer und leicht dynamischer Biegebelastung bei einem 600 N schweren Kletterer. Im Abstand von 0,25 m von einer Unterstützungsfläche, entsprechend dem Bauchteil des Hüftgurt, wurde mit einem Band die Kraft auf den Brustkorb aufgebracht und solange gesteigert bis die Versuchsperson nachgab. Es wurden jeweils 10 Messungen durchgeführt durchgeführt von H. Mägdefrau (Versuchsperson), K. Gemeinhardt und P. Schubert (Krafteinleitung).

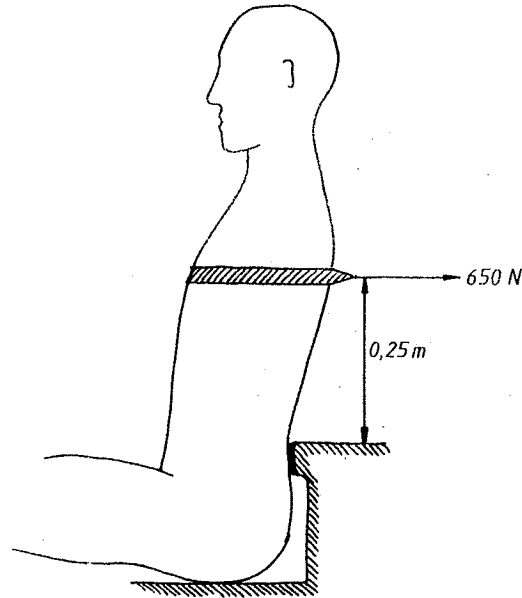


Abb. A11: Skizze der Biegebelastung der Versuchsperson zur Ermittlung des vom Körper aufbringbaren Gegenmomentes.

	Biegemoment statisch	Biegemoment dynamisch
dorsale Biegung (gebeugte Hüfte)	130 - 160 Nm	wegen Verletzungs- gefahr wurden keine Messungen durch- geführt.
dorsale Biegung (gestreckte Hüfte)	80 - 100 Nm	
laterale Biegung	100 - 120 Nm	50 - 80 Nm
ventrale Biegung	350 - 400 Nm	200 - 250 Nm

Tab. A24: Maximale Gegenmomente des Körpers bei Biegebelastungen des Oberkörpers am Hüftgurt.

Berechnung der Seilreibung in einer Umlenkung

Auf der einen Seite der Umlenkung wirkt die Bremskraft F_B der Sicherung, auf der anderen die den Körper belastende Kraft F_K (Abb. A12)

Für diese beiden Kräfte gilt die Abhängigkeit $F_K = F_B \cdot e^{\mu \alpha}$, wobei e die Eulersche Zahl ($\approx 2,72$) ist, μ der Reibwert und α das Bogenmaß des Umlenkwinkels des Seiles.

Bei einer Seilumlenkung von 180° in der Umlenkung und einer Bremskraft von 1,0 kN und einem Reibwert von 0,18 ergibt sich eine den Körper belastende Kraft von 1,76 kN. Die Kraft auf die Umlenkung F_{U1} beträgt somit 2,76 kN, da bei 180° Umlenkung sowohl F_B als auch F_K in der selben Richtung wirken. Es ergibt sich dabei ein fester Umrechnungsfaktor von 0,64 für die Berechnung der den Körper belastenden Kraft F_K aus der Kraft an der Umlenkung F_{U1} .

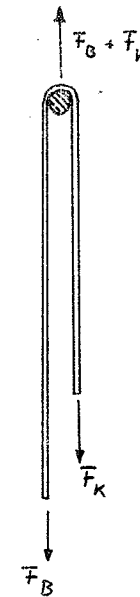


Abb. A12. Reibungsverhältnisse bei einer Seilumlenkung von 180° und sich daraus ergebende Kräfte.

Allgemeine physikalische Abhängigkeiten beim Sturz

Als Beispiel dient ein Sturz mit 10 Metern freier Fallhöhe direkt in eine Sicherung mit einer durchschnittlichen Bremskraft von 3,6 kN. Eine Energieaufnahme durch Körper, Gurt und Knoten wurde nicht berücksichtigt.

Während des freien Falls über die Strecke s_1 von 10 Metern wird der Körper während 1,43 s mit 1 g, also $9,81 \text{ m/s}^2$ auf die Geschwindigkeit v_1 von 14,01 m/s beschleunigt. Hier beginnt sich das Seil zu dehnen. Erst wenn nach etwa 0,08 s die Kraft im Seil das Körpergewicht von 600 N übersteigt, wird der Körper verzögert! Bis dahin ist der Körper um eine weitere Strecke s_2 von 1,15 m gestürzt und hat auf die Geschwindigkeit v_2 von 14,5 m/s beschleunigt. Erst jetzt beginnt die Bremsphase. Bei einer durchschnittlichen Bremskraft von 3,6 kN wird der Körper über einen Zeitraum t_3 von 0,3 s mit -5 g zum Stillstand verzögert und legt in dieser Zeit die Strecke s_3 von 2,14 m zurück. Da hier die Kraft jedoch noch über dem Körpergewicht liegt wird der Körper wieder nach oben beschleunigt. Durch steigende Dehnung, den sich vorher ereigneten Bremsdurchlauf in der Sicherung und die Aufwärtsbewegung des Körpers sinkt die Kraft unter das Körpergewicht. Jetzt fällt der Körper wieder. Mit stark gedämpfter Schwingung pendelt der Körper auf seiner Hängeposition ein.

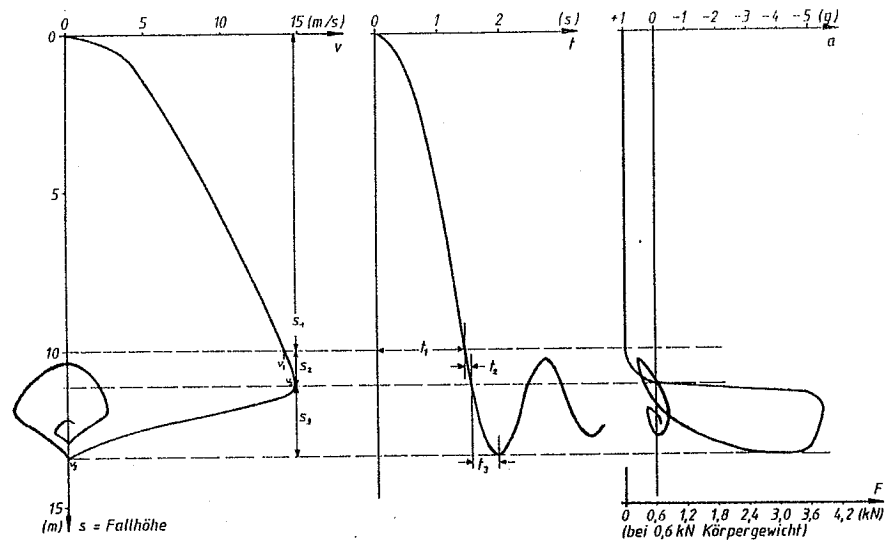


Abb. A12: Die Abhängigkeit der Geschwindigkeit, der Zeit und der Beschleunigung bzw. Kraft von der Fallhöhe bei einem 10-Meter-Sturz bei 600 N Körpergewicht des Gestürzten und einer Bremskraft von ca. 3,6 kN.

Berechnung der Sturzverzögerung

Die den Körper belastende, also abbremsende Kraft F_K ist durch Bremskraft und Reibungsverhältnisse vorgegeben. Bei einer angenommenen Kraft F_K von 4,8 kN wird ein Kletterer mit einem Gewicht G von 0,6 kN mit 8 g (8-fache Erdbeschleunigung) belastet und mit 7 g verzögert. Nach einem Sturz über eine Höhe h von 10 Metern beträgt die Geschwindigkeit v des fallenden Körpers 14 m/s ($v = g \sqrt{2h/g}$). Bei einer Verzögerung von 7 g werden demnach benötigt 0,20 Sekunden benötigt, um den Körper nach einem Bremsweg von 1,4 m zum Stillstand zu bringen.

Ein 0,8 kN schwerer Kletterer wird bei dieser vorgegebenen Kraft F_K von 4,8 kN mit 6 g belastet und mit 5 g verzögert. Seine bis zum Stillstand benötigte Bremszeit beträgt bei dem 10-Meter-Sturz demnach 0,29 Sekunden, sein Bremsweg 2,0 m.

Bildquellennachweis:

Abb. 28: Martin Walser

Abb. 26a, 27a, 29a, 32a, 33a nach Lassmann, verändert.

Abb. 34: Sepp Lassmann

Abb. 30, Anhang A6: DAV-Sicherheitskreis

Alle übrigen Abbildungen vom Verfasser.

Lebenslauf

- 30.10.1954 In München geboren. Fünftes Kind von Prof. Dr. Karl Mägdefrau und Paula, geb. Götz.
- 1961 - 62 Grundschule in Deisenhofen bei München.
- 1962 - 65 Grundschule in Tübingen.
- 1965 - 72 Kepler-Gymnasium in Tübingen
- 1972 - 75 Asam-Gymnasium in München
- 1975 - 76 Wehrdienst als Krankenpflegehelfer auf der HNO-Station im BW-Krankenhaus München.
- 1977 - 85 Studium der Biologie in München mit Hauptfach Zoologie und Nebenfächern Anthropologie/ Humangenetik und Geographie.
Diplomarbeit in Zoologie über "Anthropogene Einflüsse auf Hochgebirgsfließgewässer".
- Ab 1978 Freiberuflicher Mitarbeiter im Sicherheitskreis des Deutschen Alpenvereins (Materialprüfung und Unfallforschung).
- Ab 1986 Fortführung der Arbeiten zur Dissertation.
- Ab 1988 Lehrauftrag am Zoologischen Institut für Biologie der Reptilien (1 stündig) und Bewegungsphysiologie der Wirbeltiere (1 stündig).